

DFGSM 2-3
Médecine

Imagerie médicale

*Les fondamentaux : radioanatomie,
biophysique, techniques et séméiologie
en radiologie et médecine nucléaire*

Collège Médical Français
des Professeurs d'Anatomie

CMFPA

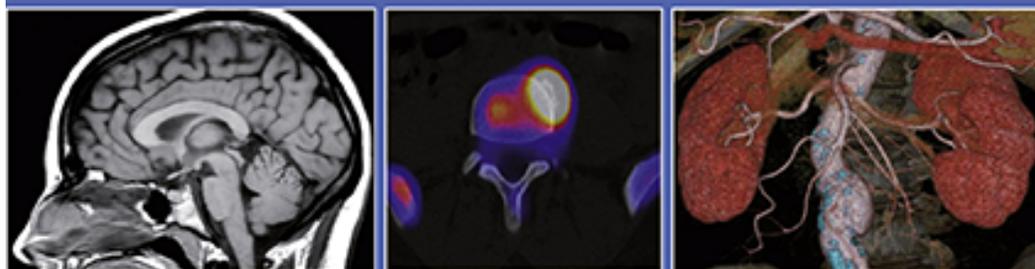
Collège des Enseignants de
Radiologie de France



Collège National des Enseignants
de Biophysique
et de Médecine Nucléaire



Le cours
QCM corrigés



Coordonné par
É. Blondiaux
A. Cochet
E. Durand
S. Kremer
M. Montaudon

ELSEVIER

Elsevier Masson

Chez le même éditeur

Atlas d'anatomie humaine, par F. Netter. 2015, 6^e édition.

Nouveau dictionnaire médical, par I. Marroun, T. Sené, J. Quevauvilliers. 2017, 7^e édition.

Gray's Anatomie pour les étudiants, par R.L. Drake et coll., 2015, 3^e édition.

Guide de thérapeutique 2017, par L. Perlemuter, G. Perlemuter, 2016, 9^e édition.

Lexique à l'usage des professionnels de santé - anglais-français/français-anglais, par D. Duizabo, 2015, 9^e édition.

Sémiologie clinique, par J. Bariéty, L. Capron, G. Grateau, 2009, 8^e édition.

Physiologie humaine, par B. Lacour, J.-P. Belon, 2016.

Examen clinique et séméiologie, par N. J. Talley et S. O'Connor, 2017.

Dans la même collection

Génétique médicale, par le Collège National des enseignants et praticiens de génétique médicale, 2016.

Embryologie et histologie humaines, par G. Tachdjian, S. Brisset, A.-M. Courtot, D. Schoëvaërt, L. Tosca, 2016.

Revêtement cutané, par le Collège des enseignants en dermatologie de France, 2015.

Les Fondamentaux de la pathologie digestive, par la Collégiale des universitaires en hépato-gastro-entérologie, 2014.

Les Fondamentaux de la pathologie cardiovasculaire, par le Collège des enseignants en cardiologie et la Société française de Cardiologie, 2014.

Nutrition, par le Collège des enseignants de nutrition, 2014.

Immunologie fondamentale et immunopathologie, par le Collège des enseignants d'immunologie, 2013.

Pathologie générale, par le Collège français des pathologistes, 2012, 2^e édition.

DFGSM 2-3 Médecine

Imagerie médicale

Les fondamentaux : radioanatomie, biophysique, techniques et séméiologie en radiologie et en médecine nucléaire

Sous l'égide de

Collège Médical Français des Professeurs d'Anatomie



Collège des Enseignants de Radiologie de France



Collège National des Enseignants de Biophysique et de Médecine Nucléaire



Coordonné par :

E. Blondiaux (CERF), A. Cochet (CNEBMN), E. Durand (CNEBMN) et S. Kremer (CERF), M. Montaudon (CMFPA)

Copyright



Ce logo a pour objet d'alerter le lecteur sur la menace que représente pour l'avenir de l'écrit, tout particulièrement dans le domaine universitaire, le développement massif du « photocopillage ».

Cette pratique qui s'est généralisée, notamment dans les établissements d'enseignement, provoque une baisse brutale des achats de livres, au point que la possibilité même pour les auteurs de créer des œuvres nouvelles et de les faire éditer correctement est aujourd'hui menacée.

Nous rappelons donc que la reproduction et la vente sans autorisation, ainsi que le recel, sont passibles de poursuites. Les demandes d'autorisation de photocopier doivent être adressées à l'éditeur ou au Centre français d'exploitation du droit de copie : 20, rue des Grands-Augustins, 75006 Paris. Tél. : 01 44 07 47 70.

Dessins : Cyrille Martinet

Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés réservés pour tous pays.

Toute reproduction ou représentation intégrale ou partielle, par quelque procédé que ce soit, des pages publiées dans le présent ouvrage, faite sans l'autorisation de l'éditeur est illicite et constitue une contrefaçon. Seules sont autorisées, d'une part, les reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective, et, d'autre part, les courtes citations justifiées par le caractère scientifique ou d'information de l'œuvre dans laquelle elles sont incorporées (art. L 122-4, L 122-5 et L. 335-2 du Code de la propriété intellectuelle).

© 2017, Elsevier Masson S.A.S. Tous droits réservés

ISBN : 978-2-294-753-961

e-ISBN : 978-2-294-75608-5

Elsevier Masson S.A.S. – 65, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux Cedex

www.elsevier-masson.fr

Les auteurs

Coordinateurs

Blondiaux Éléonore

MCU-PH, Service d'imagerie, Hôpital Armand-Trousseau AP-HP, Université Pierre et Marie Curie, Paris

MCU-PH, Service d'imagerie, Hôpital Armand-Trousseau AP-HP, Université Pierre et Marie Curie Paris

Cochet Alexandre

PU-PH, Chef de service, Service de médecine nucléaire, Université de Bourgogne, UFR des Sciences de Santé, service de spectroscopie RMN et IRM cardiaque Centre Georges-François Leclerc et CHU Dijon, Dijon

PU-PH, Chef de service, Service de médecine nucléaire, Université de Bourgogne, UFR des Sciences de Santé, service de spectroscopie RMN et IRM cardiaque Centre Georges-François Leclerc et CHU Dijon

Dijon

Durand Emmanuel

PU-PH, Chef de service, Coordonnateur national du DES de médecine nucléaire, Service de biophysique et médecine nucléaire Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud Hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre

PU-PH, Chef de service, Coordonnateur national du DES de médecine nucléaire, Service de biophysique et médecine nucléaire Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud Hôpital Bicêtre

Le Kremlin-Bicêtre

Kremer Stéphane

PU-PH, Service d'Imagerie 2, CHU de Strasbourg, Hôpital de Hautepierre, Strasbourg

PU-PH, Service d'Imagerie 2, CHU de Strasbourg, Hôpital de Hautepierre
Strasbourg

Montaudon Michel

PU-PH, Laboratoire d'Anatomie, Université de Bordeaux, Bordeaux

PU-PH, Laboratoire d'Anatomie, Université de Bordeaux
Bordeaux

Auteurs

Abgral Ronan

MCU-PH, Service de médecine nucléaire, CHRU de Brest, Hôpital Augustin Morvan, Brest

MCU-PH, Service de médecine nucléaire, CHRU de Brest, Hôpital Augustin Morvan

Brest

Arrivé Lionel

PU-PH, Service d'imagerie médicale, Hôpital Saint-Antoine, AP-HP, Université Pierre et Marie Curie, Paris

PU-PH, Service d'imagerie médicale, Hôpital Saint-Antoine, AP-HP, Université Pierre et Marie Curie Paris

Ben Bouallègue Fayçal

Interne en Médecine nucléaire, Médecine nucléaire, Hôpital Lapeyronie, CHU de Montpellier, 371 avenue du Doyen-Gaston-Giraud, 34090 Montpellier

Interne en Médecine nucléaire, Médecine nucléaire, Hôpital Lapeyronie, CHU de Montpellier, 371 avenue du Doyen-Gaston-Giraud, 34090

Montpellier

Besson Florent

AHU, Service de biophysique et médecine nucléaire, Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud, Le Kremlin-Bicêtre

AHU, Service de biophysique et médecine nucléaire, Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud

Le Kremlin-Bicêtre

Bierry Guillaume

PU-PH, Service de radiologie 2, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, 1 avenue Molière, 67098 Strasbourg cedex

PU-PH, Service de radiologie 2, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, 1 avenue Molière, 67098 Strasbourg cedex

Blondet Cyrille

MCU-PH, Service biophysique et médecine nucléaire, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, Strasbourg

MCU-PH, Service biophysique et médecine nucléaire, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg Strasbourg

Blum Alain

PU-PH, Service d'imagerie Guilloz, CHU Hôpital Central, Nancy

PU-PH, Service d'imagerie Guilloz, CHU Hôpital Central

Nancy

Bonardel Gérald

Professeur agrégé du Val-de-Grâce, Service de médecine nucléaire, Centre cardiologique du Nord, Saint-Denis

Professeur agrégé du Val-de-Grâce, Service de médecine nucléaire, Centre cardiologique du Nord Saint-Denis

Brunotte François

Professeur de biophysique et médecine nucléaire, Service de médecine nucléaire CHU et centre Georges-François Leclerc, Dijon

Professeur de biophysique et médecine nucléaire, Service de médecine nucléaire CHU et centre Georges-François Leclerc

Dijon

Cachin Florent

PU-PH, Service de médecine nucléaire, Centre Jean Perrin de lutte contre le cancer, Clermont Ferrand

PU-PH, Service de médecine nucléaire, Centre Jean Perrin de lutte contre le cancer
Clermont Ferrand

Chagnon-Lhespitaou Sophie

† PU-PH, Service de radiologie Hôpital Ambroise Paré, UFR Paris-Ile de France Ouest

† PU-PH, Service de radiologie Hôpital Ambroise Paré, UFR Paris-Ile de France Ouest

Chateil Jean-François

PU-PH, Chef de service, Service d'imagerie anténatale, de l'enfant et de la femme, Université de
Bordeaux, CHU Pellegrin, Bordeaux

PU-PH, Chef de service, Service d'imagerie anténatale, de l'enfant et de la femme, Université de
Bordeaux, CHU Pellegrin

Bordeaux

Devaux Jean-Yves

Professeur honoraire de biophysique et de médecine nucléaire, Paris

Professeur honoraire de biophysique et de médecine nucléaire

Paris

Devred Philippe

PU-PH, Service d'imagerie pédiatrique et prénatale Hôpital de la Timone Enfant, Université Aix-
Marseille, 264 Rue Saint-Pierre, 13385 Marseille Cedex 5

PU-PH, Service d'imagerie pédiatrique et prénatale Hôpital de la Timone Enfant, Université Aix-
Marseille, 264 Rue Saint-Pierre, 13385

Marseille Cedex 5

Ferretti Gilbert

PU-PH, Clinique universitaire de radiologie et imagerie médicale, CHU de Grenoble Alpes Grenoble

PU-PH, Clinique universitaire de radiologie et imagerie médicale, CHU de Grenoble Alpes

Grenoble

Fournier Laure

PU-PH, Service de neuroradiologie Hôpital européen Georges Pompidou, AP-HP, Faculté de Médecine
Paris Descartes, Paris

PU-PH, Service de neuroradiologie Hôpital européen Georges Pompidou, AP-HP, Faculté de Médecine
Paris Descartes

Paris

Galanaud Damien

PU-PH, Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, AP-HP, Université Pierre et Marie Curie, Paris

PU-PH, Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, AP-HP, Université Pierre et Marie Curie

Paris

Gondim Teixeira Pedro Augusto

MCU-PH, Service de radiologie Guilloz, CHU de Nancy, Hôpital Central, Nancy

MCU-PH, Service de radiologie Guilloz, CHU de Nancy, Hôpital Central

Nancy

Grimon Gilles

MCU-PH, Service de biophysique et médecine nucléaire, Université Paris Sud, faculté de médecine,
Kremlin Bicêtre, AP-HP, Le Kremlin-Bicêtre

MCU-PH, Service de biophysique et médecine nucléaire, Université Paris Sud, faculté de médecine,
Kremlin Bicêtre, AP-HP

Le Kremlin-Bicêtre

Hazebroucq Vincent

MCU-PH, Chargé de mission Université Paris Descartes et Agence régionale de santé d'Île-de-France
Direction de l'offre de soins et médico-sociale ; Directeur du diplôme d'imagerie médico-légale, ARS,
Paris

MCU-PH, Chargé de mission Université Paris Descartes et Agence régionale de santé d'Île-de-France
Direction de l'offre de soins et médico-sociale ; Directeur du diplôme d'imagerie médico-légale, ARS
Paris

Humbert Olivier

MCU-PH, Faculté de médecine de Nice Sophia Antipolis, Nice

MCU-PH, Faculté de médecine de Nice Sophia Antipolis

Nice

Kharroubi Lakouas Dris

AHU, Service de médecine nucléaire Groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière, AP-HP, Paris

AHU, Service de médecine nucléaire Groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière, AP-HP

Paris

de Labriolle-Vaylet Claire

MCU-PH, Chef de service, Service de médecine nucléaire Hôpital Armand-Trousseau, Université
Pierre et Marie Curie, Paris

MCU-PH, Chef de service, Service de médecine nucléaire Hôpital Armand-Trousseau, Université
Pierre et Marie Curie

Paris

Lalande Alain

MCU-PH, Service de Spectroscopie, CHU François Mitterrand, LE2I Faculté de médecine, Université
de Bourgogne Franche-Comté, Dijon

MCU-PH, Service de Spectroscopie, CHU François Mitterrand, LE2I Faculté de médecine, Université
de Bourgogne Franche-Comté

Dijon

Le Roux Pierre-Yves

MCU-PH, Service de biophysique et médecine nucléaire, CHRU de Brest, Brest

MCU-PH, Service de biophysique et médecine nucléaire, CHRU de Brest

Brest

Lebon Vincent

Médecin nucléaire, Maître de Conférences de l'INSTN, Chef de service Commissariat à l'énergie
atomique (CEA), Service hospitalier Frédéric Joliot, Orsay

Médecin nucléaire, Maître de Conférences de l'INSTN, Chef de service Commissariat à l'énergie
atomique (CEA), Service hospitalier Frédéric Joliot

Orsay

Le Jeune Florence

PU-PH, Service de médecine nucléaire, CHU de Rennes, Centre Eugène Marquis, Rennes

PU-PH, Service de médecine nucléaire, CHU de Rennes, Centre Eugène Marquis

Rennes

Loffroy Romaric

PU-PH, Département de radiologie diagnostique et thérapeutique, CHU, Hôpital François-Mitterrand,
Dijon

PU-PH, Département de radiologie diagnostique et thérapeutique, CHU, Hôpital François-Mitterrand
Dijon

Longère Benjamin

PH, Service de radiologie et imagerie cardiovasculaire Institut Cœur-Poumon, CHRU de Lille, Lille

PH, Service de radiologie et imagerie cardiovasculaire Institut Cœur-Poumon, CHRU de Lille

Lille

Lucidarme Olivier

PU-PH, Chef de service, Service de radiologie polyvalente et oncologique, Groupe hospitalier Pitié-
Salpêtrière, Paris

PU-PH, Chef de service, Service de radiologie polyvalente et oncologique, Groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière
Paris
Mandry Damien
MCU-PH, Service de Radiologie, Université de Lorraine, Faculté de Médecine CHRU Nancy, Hôpitaux de Brabois, Nancy
MCU-PH, Radiologie Brabois Adultes, CHRU de Nancy, Hôpitaux de Brabois
Nancy
Mariano-Goulart Denis
PU-PH, Chef de service Médecine nucléaire Hôpital Lapeyronie, CHU de Montpellier, Montpellier
PU-PH, Chef de service Médecine nucléaire Hôpital Lapeyronie, CHU de Montpellier
Montpellier
Marzolf Guillaume
CCA, Service d'imagerie 2, CHU de Strasbourg, Hôpital de Hautepierre, Strasbourg
CCA, Service d'imagerie 2, CHU de Strasbourg, Hôpital de Hautepierre
Strasbourg
Molière Sébastien
PH, Service d'imagerie 1, CHU de Strasbourg Hôpital de Hautepierre Strasbourg
PH, Service d'imagerie 1, CHU de Strasbourg Hôpital de Hautepierre
Strasbourg cedex
Ohana Mickaël
PH en radiologie, Service d'imagerie diagnostique cardiovasculaire et thoracique, Nouvel Hôpital Civil, Strasbourg
PH en radiologie, Service d'imagerie diagnostique cardiovasculaire et thoracique, Nouvel Hôpital Civil
Strasbourg
Otal Philippe
PU-PH, Service de radiologie CHU Rangueil, Toulouse
PU-PH, Service de radiologie CHU Rangueil
Toulouse
Patat Frédéric
Ingénieur, PhD, MD, PU-PH, Service échographie Doppler CHRU Tours, CIC IT 1415 Ultrasons et Radiopharmaceutiques, Tours
Ingénieur, PhD, MD, PU-PH, Service échographie Doppler CHRU Tours, CIC IT 1415 Ultrasons et Radiopharmaceutiques
Tours
Pontana François
MCU-PH, Chef de service, Service radiologie et imagerie cardiovasculaire, Institut Cœur-Poumon, CHRU de Lille, Lille
MCU-PH, Chef de service, Service radiologie et imagerie cardiovasculaire, Institut Cœur-Poumon, CHRU de Lille
Lille
Pottecher Pierre
CCA, Département de radiologie diagnostique et thérapeutique, CHU, Hôpital François-Mitterrand, Dijon
CCA, Département de radiologie diagnostique et thérapeutique, CHU, Hôpital François-Mitterrand
Dijon
Redheuil Alban
PU-PH, Département d'Imagerie Cardiovasculaire et de Radiologie Interventionnelle et Thoracique, Institut de Cardiologie, Groupe Hospitalier La Pitié Salpêtrière ; Sorbonne Universités, Université

Pierre et Marie Curie UPMC, Faculté de Médecine ; ICAN (Institute of Cardiometabolism and Nutrition) ; LIB Biomedical Imaging Laboratory, Cardiovascular Research Team (INSERM/CNRS/UPMC) Paris

PU-PH, Département d'Imagerie Cardiovasculaire et de Radiologie Interventionnelle et Thoracique, Institut de Cardiologie, Groupe Hospitalier La Pitié Salpêtrière ; Sorbonne Universités, Université Pierre et Marie Curie UPMC, Faculté de Médecine ; ICAN (Institute of Cardiometabolism and Nutrition) ; LIB Biomedical Imaging Laboratory, Cardiovascular Research Team (INSERM/CNRS/UPMC)

Paris

Renard-Penna Raphaële

MCU-PH, Hôpitaux Tenon-Pitié Salpêtrière, AP-HP, Université Pierre et Marie Curie, Paris

MCU-PH, Hôpitaux Tenon- Pitié Salpêtrière, APHP, Paris

Paris

Ronot Maxime

MCU-PH, Service de radiologie, Hopitaux Universitaires Paris Nord-Val-de-Seine, Hôpital Beaujon, Clichy

MCU-PH, Service de radiologie, Hopitaux Universitaires Paris Nord-Val-de-Seine, Hôpital Beaujon Clichy

Rust Edmond

Médecin nucléaire, Médecine nucléaire, Clinique du Diaconat, Mulhouse

Médecin nucléaire, Médecine nucléaire, Clinique du Diaconat

Mulhouse

Schneider Fabien

MCU-PH, Radiologie Centrale, Centre hospitalier universitaire de Saint Etienne Hôpital Nord, Saint Etienne

MCU-PH, Radiologie Centrale, Centre hospitalier universitaire de Saint Etienne Hôpital Nord Saint Etienne

Täieb David

PU-PH, Service de médecine nucléaire, CHU la Timone, Marseille

PU-PH, Service de médecine nucléaire, CHU la Timone

Marseille

Tasu Jean-Pierre

PU-PH, Chef de service, Service de radiologie, CHU de Poitiers, Poitiers

PU-PH, Chef de service, Service de radiologie, CHU de Poitiers

Poitiers

Thomassin-Naggara Isabelle

PU-PH, département de radiologie, Hôpital Tenon, AP-HP, Université Pierre et Marie Curie, Paris

PU-PH, département de radiologie Hôpital Tenon

Paris

Walker Paul Michael

MCU-PH, Imagerie médicale application clinique, Département Vision, LE2I, UMR CNRS 6306 Faculté de Médecine, université de Bourgogne-Franche Comté, Dijon

MCU-PH, Imagerie médicale application clinique, Département Vision, LE2I, UMR CNRS 6306 Faculté de Médecine, université de Bourgogne-Franche Comté

Dijon Cedex

Relecteurs

Besson Florent

AHU, Service de biophysique et médecine nucléaire, Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud, Le Kremlin-Bicêtre

AHU, Service de biophysique et médecine nucléaire, Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud

Le Kremlin-Bicêtre

Blondet Cyrille

MCU-PH, Service de biophysique et médecine nucléaire, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, Strasbourg

MCU-PH, Service de biophysique et médecine nucléaire, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg Strasbourg cedex

Boyer Louis

PU-PH, Pôle Radiologie et Imagerie Médicale, CHU de Clermont-Ferrand, Hôpital Gabriel Montpied, Clermont-Ferrand

PU-PH, Pôle Radiologie et Imagerie Médicale, CHU de Clermont-Ferrand, Hôpital Gabriel Montpied Clermont-Ferrand

Brunotte François

Professeur de biophysique et médecine nucléaire, Service de médecine nucléaire CHU et centre Georges-François Leclerc, Dijon

Professeur de biophysique et médecine nucléaire, Service de médecine nucléaire CHU et centre Georges-François Leclerc

Dijon

Chaumet-Riffaud Philippe

PU-PH, Service de biophysique et de médecine nucléaire, Université Paris Sud, université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud, Le Kremlin-Bicêtre

PU-PH, Service de biophysique et de médecine nucléaire, Université Paris Sud, université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud

Le Kremlin-Bicêtre

Cotten Anne

PU-PH, Service de radiologie et imagerie musculosquelettique, CCIAL, CHRU de Lille, Lille

PU-PH, Service de radiologie et imagerie musculosquelettique, CCIAL, CHRU de Lille Lille

Couturier Olivier

PU-PH, Chef de Service, Service de médecine nucléaire et biophysique CHU D'Angers, Angers

PU-PH, Chef de Service, Service de médecine nucléaire et biophysique CHU D'Angers Angers

Croisé-Laurent Valérie

PU-PH, Radiologie Brabois Adultes CHRU de Nancy, Hôpitaux de Brabois, Nancy

PU-PH, Radiologie Brabois Adultes CHRU de Nancy, Hôpitaux de Brabois Nancy

Dacher Jean-Nicolas

PU-PH, Chef de Service, Service d'Imagerie Médicale, CHU Charles Nicolle, Rouen

PU-PH, Chef de Service, Service d'Imagerie Médicale, CHU Charles Nicolle Rouen

Darcourt Jacques

PU-PH, Biophysique et Médecine Nucléaire Faculté de Médecine, Université Côte d'Azur, Nice

PU-PH, Biophysique et Médecine Nucléaire Faculté de Médecine, Université Côte d'Azur Nice

Ducou le Pointe Hubert

PU-PH, Chef de Service, Service d'imagerie, Hôpital Armand-Trousseau, Université Pierre et Marie Curie, Paris

PU-PH, Chef de Service, Service d'imagerie, Hôpital Armand-Trousseau, Université Pierre et Marie Curie
Paris

Ernst Olivier

PU-PH, Chef de Service Imagerie digestive et endocrinienne, CHRU de Lille, Hopital Huriez, Lille

PU-PH, Chef de Service Imagerie digestive et endocrinienne, CHRU de Lille, Hopital Huriez
Lille

Girma Astrid

Médecin nucléaire, Médecine nucléaire, Hôpital Foch, Suresnes

Médecin nucléaire, Médecine nucléaire, Hôpital Foch
Suresnes

Guiu Boris

PU-PH, Chef de Service, Département de Radiologie Diagnostique et Interventionnelle, Hôpital St-Eloi, CHU Montpellier, Montpellier

PU-PH, Chef de Service, Département de Radiologie Diagnostique et Interventionnelle, Hôpital St-Eloi, CHU Montpellier

Montpellier

Hauger Olivier

PU-PH, Responsable Unité d'imagerie ostéo-articulaire, Service d'imagerie diagnostique et thérapeutique de l'adulte, Hôpital Pellegrin, CHU Bordeaux, Bordeaux.

PU-PH, Responsable Unité d'imagerie ostéo-articulaire, Service d'imagerie diagnostique et thérapeutique de l'adulte, Hôpital Pellegrin, CHU Bordeaux
Bordeaux

Helénon Olivier

PU-PH, Chef de Service Radiologie adultes, Hôpital Necker, Paris

PU-PH, Chef de Service Radiologie adultes, Hôpital Necker
Paris

Hindie Elif

PU-PH, Service de Médecine nucléaire Sud et Pellegrin, CHU de Bordeaux, Pessac

PU-PH, Service de Médecine nucléaire Sud et Pellegrin, CHU de Bordeaux
Pessac

Itti Emmanuel

PU-PH, Chef de Service Médecine nucléaire, CHU Henri Mondor, AP-HP, Université Paris-Est Créteil, Créteil

PU-PH, Chef de Service Médecine nucléaire, CHU Henri Mondor
Créteil

Kastler Bruno

PU-PH, Radiologie adultes, Hôpital Necker, Paris

PU-PH, Radiologie adultes, Hôpital Necker
Paris

Luciani Alain

PU-PH, Service d'imagerie médicale, Faculté de Médecine de Créteil, Université Paris Est Créteil, INSERM U955 Equipe 18, CHU Henri Mondor, Créteil

PU-PH, Service d'imagerie médicale, Faculté de Médecine de Créteil, Université Paris Est Créteil, INSERM U955 Equipe 18, CHU Henri Mondor
Créteil

Marchandise Xavier

Professeur Honoraire de Biophysique et Médecine Nucléaire, Service de médecine nucléaire Imanord, Villeneuve d'Ascq, Villeneuve d'Ascq

Professeur Honoraire de Biophysique et Médecine Nucléaire, Service de médecine nucléaire Imanord, Villeneuve d'Ascq

Villeneuve d'Ascq

Marie Pierre-Yves

PU-PH, Chef de Pôle Hospitalier, Service de médecine nucléaire, CHRU de Nancy Hôpitaux de Brabois, Vandoeuvre lès Nancy

PU-PH, Chef de Pôle Hospitalier, Service de médecine nucléaire, CHRU de Nancy Hôpitaux de Brabois

Vandoeuvre lès Nancy

Menjot de Champfleur Nicolas

MCU-PH, Service de Neuroradiologie, CHU de Montpellier Hôpital Gui de Chauliac, Montpellier

MCU-PH, Service de Neuroradiologie, CHU de Montpellier Hôpital Gui de Chauliac

Montpellier

Moulin Guy

PU-PH, Chef de Service, Service de radiologie adultes, CHU la Timone, Marseille

PU-PH, Chef de Service, Service de radiologie adultes, CHU la Timone

Marseille

Mundler Olivier

PU-PH, Chef de Service, Service de médecine nucléaire, Hôpital de la Timone, Marseille

PU-PH, Chef de Service, Service de médecine nucléaire, Hôpital de la Timone

Marseille

Olivier Pierre

PU-PH, Service de médecine nucléaire, CHU de Nancy Hôpitaux de Brabois, Vandoeuvre-lès-Nancy

PU-PH, Service de médecine nucléaire, CHU de Nancy Hôpitaux de Brabois

Vandoeuvre-lès-Nancy

Oppenheim Catherine

PU-PH, Service d'imagerie morphologique et fonctionnelle, Hôpital Sainte-Anne, Paris

PU-PH, Service d'imagerie morphologique et fonctionnelle, Hôpital Sainte-Anne

Paris

Parlier-Cuau Caroline

MCU-PH, Service de radiologie ostéo-articulaire, Hôpital Lariboisière, Paris

MCU-PH, Service de radiologie ostéo-articulaire, Hôpital Lariboisière

Paris

Petit Philippe

PU-PH, Chef de Service, Service d'imagerie pédiatrique et prénatale, Hôpital de la Timone Enfant, Marseille

PU-PH, Chef de Service, Service d'imagerie pédiatrique et prénatale, Hôpital de la Timone Enfant Marseille

Prigent Alain

PU-PH, honoraire, Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud

PU-PH, honoraire, Université Paris Sud, Université Paris Saclay, Hôpitaux Universitaires Paris Sud

Rousseau Caroline

MCU-PH, Médecine nucléaire, ICO Gauducheau, Saint Herblain

MCU-PH, Médecine nucléaire, ICO Gauducheau

Saint Herblain

Taourel Patrice

PU-PH, Département d'imagerie médicale, Hôpital Lapeyronie, Université Montpellier 1, Montpellier
PU-PH, Département d'imagerie médicale, Hôpital Lapeyronie, Université Montpellier 1
Montpellier
Tasu Jean-Pierre
PU-PH, Chef de service, Service de radiologie, CHU de Poitiers, Poitiers.
PU-PH, Département d'imagerie médicale, Hôpital Lapeyronie, Université Montpellier 1
Montpellier
Vera Pierre
PU-PH, Directeur général Département radiologie et médecine nucléaire, QuantIF-Litis (EA4108 – FR
CNRS 3638) CLCC Henri Becquerel, Rouen
PU-PH, Directeur général Département radiologie et médecine nucléaire, QuantIF-Litis (EA4108 – FR
CNRS 3638) CLCC Henri Becquerel
Rouen

Préface

Louis Boyer , Marc Braun and François Brunotte

C'est un grand plaisir de présenter ce livre qui traite des bases de l'imagerie médicale obtenue à l'aide des rayons X, de la résonance magnétique, des ultrasons ou des atomes radioactifs. Cet ouvrage est destiné aux étudiants du premier cycle des études médicales (DFGSM 2 et 3) en leur permettant de construire des compétences en sémiologie en imagerie. Les notions traitées dans cet ouvrage constituent une étape indispensable avant d'aborder en second cycle (DFASM 1, 2 et 3) les questions d'imagerie à l'ECN. D'une façon plus générale, sa lecture permet à l'étudiant d'aborder les questions liées à la demande des examens d'imagerie en pratique clinique.

Le challenge, réussi, a été d'agrèger des connaissances de physique, de biologie, de biophysique, d'anatomie, de physiopathologie, de pathologie, en équilibrant entre l'exigence scientifique et l'accessibilité des étudiants.

L'essentiel est dans ce manuel et il est en phase avec l'aspiration des jeunes générations aux représentations visuelles comme source d'apprentissage.

Cet ouvrage permet aux étudiants de comprendre l'intérêt, les limites et les risques des différentes modalités d'imagerie et d'intégrer l'anatomie radiologique et la sémiologie élémentaire des examens d'imagerie. Il apporte ce corpus autour duquel peuvent s'organiser les recherches personnelles des étudiants curieux de plus de détails.

La réalisation de cet ouvrage a été possible grâce à l'implication harmonieuse de trois collègues nationaux d'enseignants, chacun cheville ouvrière de l'enseignement dans son domaine : le Collège des Enseignants de Radiologie de France (CERF), le Collège National des Enseignants de Biophysique et Médecine Nucléaire (CNEBMN) et le Collège Médical Français des Professeurs d'Anatomie (CMFPA).

Ce groupe de jeunes et brillants collègues fera évoluer cet ouvrage au fil des éditions car, nous en sommes certains, nous avons entre les mains un futur succès d'édition qui sera sur la table de chacun des étudiants en médecine francophones et de leurs enseignants.

Les éditions Elsevier ont, une fois encore, accompli un travail de grande qualité pour la présentation et l'iconographie.

Nous sommes fiers que cet ouvrage rejoigne nos bibliothèques dans un format identique à celui de son grand-frère : « Imagerie Médicale : Radiologie et Médecine nucléaire », destiné aux étudiants du DFASM et à la préparation de l'ECN.

Table des matières

Les auteurs	V
Préface	IX
Abréviations et symboles	XV
Terminologie en imagerie	XVII
Partie I	
Introduction	1
Chapitre 1	
Histoire de l'imagerie médicale	3
Chapitre 2	
Caractéristiques d'une image médicale	7
Numérisation, pixels, voxels	8
Résolution spatiale	8
Bruit	9
Contraste	10
Images en projection et images en coupes	10
Présentation et orientation des images	12
Archivage	12
Partie II	
Méthodes	13
Section A	
Acquisition	15
Chapitre 3	
Radiographie	17
Introduction	18
Principes fondamentaux	18
Détection des rayons X transmis, fabrication de l'image radiographique	22
Système EOS	23
Représentation des images	23
Artefacts et distorsion de l'image	25
Indications et limites	27
Conclusion	29
Chapitre 4	
Tomodensitométrie (TDM)	31
Introduction	32
Principes de base	32
Formation de l'image	34
Principaux artefacts	39
Produits de contraste	40
Radioprotection en TDM	45
Indications cliniques	45
Conclusion	46
Chapitre 5	
Médecine nucléaire	49
Introduction	50
Médicaments radiopharmaceutiques (MRP)	50
Instrumentation	55
Chapitre 6	
Radioprotection	65
Fondements de la radioprotection	66
Mise en oeuvre pratique	68
Informations à délivrer aux patients	68
Conclusion	69
Chapitre 7	
Échographie	73
Notion d'onde mécanique	74

Principes de l'échographie	78
Bases sémiologiques du mode B	81
Modes Doppler	82
Agents de contraste échographique	85
Bases technologiques	85
Conclusion	86
Chapitre 8	
Imagerie par résonance magnétique	89
Principes de la résonance magnétique nucléaire	90
Codage spatial et formation de l'image	98
Autres séquences d'intérêt	104
Instrumentation	105
Réalisation en pratique d'une IRM	107
Section B	
Reconstruction de l'image	111
Chapitre 9	
Reconstruction tomographique	113
Introduction	114
Notion de projection	114
Conditionnement	115
Modélisation	116
Rétroprojection filtrée	117
Reconstruction itérative	117
Chapitre 10	
Traitement de l'image reconstruite	121
Introduction	122
Reconstructions d'acquisitions volumiques	122
Recalage, soustraction, fusion	124
Réalité augmentée	124
Conclusion	125
Section C	
Analyse de l'image	127
Chapitre 11	
Perception de l'image	129
Étapes de la perception visuelle	130
Particularités normales de la vision susceptibles d'interférer avec la perception des images	132
Limitations de perception visuelle liées au vieillissement physiologique ou à des maladies de l'observateur	133
Conséquences pour l'analyse des images	133
Conclusion	134
Chapitre 12	
Erreurs en imagerie médicale	135
Introduction	136
Erreurs procédurales	136
Erreurs de détection	136
Erreurs d'interprétation	137
Erreurs de communication	137
Solutions d'amélioration	137
Section D	
Considérations pratiques	139
Chapitre 13	
Demande et compte-rendu des examens d'imagerie	141
Introduction	142
Rédaction de la demande d'examen	142
Lecture d'un compte-rendu d'imagerie	142
Chapitre 14	
Coûts des examens d'imagerie en France	145
Partie III	

Sémiologie en imagerie des processus physiopathologiques	149
Chapitre 15	
Processus tumoraux	151
Définition et rôle de l'imagerie : détection et caractérisation	152
Imagerie du syndrome tumoral	152
Bilan d'extension	156
Suivi des traitements	157
Chapitre 16	
Processus inflammatoires	159
Physiopathologie de l'inflammation	160
Phase initiale : oedème	160
Phase séquellaire : fibrose	162
Médecine nucléaire	164
Chapitre 17	
Processus infectieux	167
Introduction	168
Phase initiale : oedème	168
Phase d'état : abcès	169
Phase séquellaire : modifications structurelles	171
Médecine nucléaire	171
Chapitre 18	
Processus ischémiques	175
Ischémie : définition et mécanismes	176
Imagerie des processus ischémiques	176
Chapitre 19	
Processus hémorragiques	185
Introduction	186
Imagerie des processus hémorragiques	186
Conclusion	190
Partie IV	
Sémiologie par organes	191
Chapitre 20	
Imagerie ostéoarticulaire	193
Connaître les principaux avantages, limites et indications des examens d'imagerie	194
Reconnaître les principales anomalies en imagerie	198
Chapitre 21	
Imagerie du système nerveux central	205
Radioanatomie	206
Techniques d'exploration neurologique en radiologie et en médecine nucléaire	206
Sémiologie normale et éléments de sémiologie pathologique	212
Sémiologie pathologique élémentaire en fonction des principaux syndromes	215
Chapitre 22	
Imagerie oto-rhino-laryngologique	223
Introduction	224
Imagerie de l'oreille et de l'os temporal	224
Imagerie cervicofaciale non oncologique	227
Imagerie morphologique des cancers des VADS	229
Imagerie moléculaire des cancers des VADS : TEP au 18F-FDG	230
Chapitre 23	
Imagerie thoracique	233
Radiographie du thorax	234
TDM thoracique	239
Scintigraphie pulmonaire de ventilation-perfusion	243
TEP au 18F-FDG	245
Chapitre 24	
Imagerie cardiovasculaire	247
Introduction	248
Techniques d'imagerie	248

Grands syndromes et leurs moyens d'exploration	258
Chapitre 25	
Imagerie de l'abdomen	269
Connaître les techniques d'imagerie de l'abdomen et pouvoir les expliquer au patient	270
Séméiologie de base en imagerie abdominale	277
Principales indications en imagerie abdominale	284
Description et indications des examens de médecine nucléaire	284
Chapitre 26	
Imagerie de l'appareil urogénital	291
Technique et séméiologie en imagerie	292
Grands syndromes cliniques	300
Chapitre 27	
Imagerie des seins et du pelvis féminin	307
Gynécologie	308
Sénologie	311
Chapitre 28	
Imagerie des glandes endocrines	319
Thyroïde	320
Parathyroïdes	322
Surrénales	323
Pancréas	325
Chapitre 29	
Imagerie pédiatrique	329
Radioprotection	330
Ostéoarticulaire	331
Système nerveux central	334
Abdomen	335
Appareil urinaire	339
Foetus	339
Thorax	340
Communication	342
Partie V	
Corrigé des entraînements	345
Index	358

Abréviations et symboles

ADC	<i>Apparent diffusion coefficient</i>
ADN	Acide désoxyribonucléique
AINS	Anti-inflammatoires non stéroïdiens
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
AMM	Autorisation de mise sur le marché
APUD	<i>Amine precursor uptake decarboxylation</i>
ART	<i>Algebraic reconstruction technique</i>
ASP	Abdomen sans préparation
AVC	Accident vasculaire cérébral
BGO	Germanate de bismuth
BI-RADS	<i>Breast Imaging-Reporting And Data System</i>
BOLD	<i>Blood oxygenation level dependant</i>
BPCO	Bronchopneumopathie chronique obstructive
Bq	Becquerel
CAD	<i>Computer-aided diagnosis</i>
CAO	Chirurgie assistée par ordinateur
CCAM	Classification commune des actes médicaux
CEA	Commissariat à l'énergie atomique
CdTe	Tellure de cadmium
CDTI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
CIRTACI imagerie	Comité interdisciplinaire de recherche et de travail sur les agents de contraste en imagerie
CKD-EPI	<i>Chronic kidney disease epidemiology collaboration</i>
CMJ	Cyan, magenta, jaune
CR	<i>Computed radiography</i>
CUP	<i>Carcinoma of unknown primary</i>
DFG	Débit de filtration glomérulaire
DICOM	<i>Digital Imaging Communication in Medicine</i>
DMSA	Acide dimercaptosuccinique
DR	<i>Direct radiography</i>
DTPA	Acide diéthylène triamine penta acétique
¹⁸ F-FDG	Fluorodésoxyglucose marqué au fluor 18
ECD	Éthylène cystéine dimère
ECG	Électrocardiographie
EDTA	<i>Ethylene diamine tetracetic acid</i>
ETF	Échographie transfontanellaire
ETO	Échographie transœsophagienne
FCH	Fluorocholine
FEV	Fraction d'éjection ventriculaire
FID	<i>Free Induction Decay</i>
FLAIR	<i>Fluid-attenuated inversion recovery</i>
FMISO	Fluoromisonidazole
FMT	Fréquence maximale théorique
FOV	<i>Field of view</i>
GBU	<i>Guide du bon usage</i>
Gy	Gray
GLUT	Transporteurs membranaires du glucose
HAS	Haute Autorité de santé

HMDP	Hydroxyméthylène diphosphonate
HMPAO	Hexaméthyl propylène amine oxime
HTA	Hypertension artérielle
IDA	Acide iminodiacétique
IDS	Index de dose scanographique
IgE	Immunoglobulines E
IR	Indice de résistance
IRM	Imagerie par résonance magnétique
keV	Kilo-électron-volt
LCS	Liquide cébrospinal
LSO	Orthosilicate de lutétium
LUT	<i>Look-up table</i>
mA	Milliampère
mC	Millicoulomb
MDRD	<i>Modification of the diet in renal disease</i>
MER	Manipulateur en électroradiologie médicale
MIBG	Méta-iodobenzylguanidine
MIBI	Méthoxy-isobutyl-isonitrile
MinIP	<i>Minimal Intensity projection</i>
MIP	<i>Maximum intensity projection</i>
ML-EM	<i>Maximum likelihood-expectation-maximisation</i>
MPR	<i>Multiplanar reconstruction</i>
MRP	Médicaments radiopharmaceutiques
NAA	Acide N-acétylaspartique
NaI(Tl)	Iodure de sodium dopé au thallium
NGAP	Nomenclature générale professionnelle des actes médicaux
NRD	Niveaux de références diagnostiques
NSF	Fibrose néphrogénique systémique
ORL	Oto-rhino-laryngologique
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PDL	Dose × longueur
PDS	Produit dose × surface
PM	Photomultiplicateur
PSMA	<i>Prostate-specific membrane antigen</i>
^{99m} Tc	Technétium 99m
RECIST	<i>Response Evaluation Criteria In Solid Tumours</i>
RI	Rayonnements ionisants
RIV	Radiothérapie interne vectorisée
RLSS	Relation linéaire sans seuil
ROI	<i>Region of interest</i>
RMN	Résonance magnétique nucléaire
RSB	Rapport signal sur bruit
RVB	Rouge, vert, bleu
SCA	Syndrome coronarien aigu
SFMN	Société française de médecine nucléaire
SFR	Société française de radiologie
SONAR	<i>SOund Navigation And Ranging</i>
SPECT	<i>Single photon emission tomography</i>
SPIO	<i>Superparamagnetic iron oxide</i>

SR	<i>Surface rendering</i>
SRM	spectroscopie par résonance magnétique
STIR	<i>Short-TI inversion recovery</i>
SUV	<i>Standard uptake value</i>
Sv	Sievert
TABC	Tronc artériel brachiocéphalique
TD	Télédiastole
TDM	Tomodensitométrie
TE	Temps d'écho
TEMP	Tomographie d'émission monophotonique
TEP	Tomographie par émission de positons
TGC	<i>Time gain control</i>
TI-RADS	Thyroid Imaging-Reporting and Database System
TM	Temps-mouvement
TNM	<i>Tumour, node, metastasis</i>
TOF	<i>Time of flight</i>
TOGD	Transit œso-gastro-duodéal
TR	temps de répétition
TS	Téléstole
TSH	<i>Thyroid-stimulating hormone</i>
UH	Unités Hounsfield
UIV	Urographie intraveineuse
USPIO	<i>Ultrasmall superparamagnetic iron oxide</i>
VADS	Voies aérodigestives supérieures
VCI	Veine cave inférieure
VD	Ventricule droit
VG	Ventricule gauche
VR	<i>Volume rendering</i>
VRT	<i>Volume Rendering Technique</i>
VTD	Volume télédiastolique
VTS	Volume téléstolique
YSO	Oxyorthosilicate d'yttrium

Terminologie en imagerie

Une structure s'analyse en fonction de son signal absolu ou relatif (par rapport aux organes ou tissus adjacents) (Tableau 1).

Tableau 1

Résumé des principaux termes descriptifs du signal en imagerie

	Radiographie	TDM	Echographie	IRM	médecine nucléaire
Blanc	opacité	hyperdense	hyperéchogène	hypersignal	hyperfixant
Gris	intermédiaire	isodense	isoéchogène	isosignal	isofixant
Noir	clarté	hypodense	anéchogène	hyposignal	hypofixant

Radiographie

- Opacité = zone de forte densité (blanche)
- Clarté = zone de moindre densité (sombre ou noire)
- Structure dense (Z élevé), comme l'os, atténue (absorbe) beaucoup les RX c'est à dire est « radio-opaque » (blanche)
- Structure aérique (Z faible), comme les poumons, atténue peu les RX c'est à dire apparaît comme une « hyper clarté » (sombre ou noire)
- Structure intermédiaire : tissus mous peu contrastés nécessitant parfois l'utilisation de produits de contraste à Z élevé : baryum (Z = 56) et l'iode (Z = 53)

Tomodensitométrie

- Le principe est le même que pour la radiographie mais on utilise une terminologie un peu différente : Hypodense : par exemple la valeur - 1000 UH attribuée à l'air (noir)
- Isodense : la valeur 0 UH est attribuée à l'eau (intermédiaire) ou se dit d'une structure de même densité que le parenchyme normal
- Hyperdense : par exemple la valeur + 1000 UH attribuée à l'os compact (blanc)

Échographie

- Anéchogène (noire) : liquide homogène, absence d'interfaces donc absence d'écho
- Hypoéchogène (intermédiaire)
- Hyperéchogène (blanche)
- Cône d'ombre postérieur : vide d'échos en arrière d'une structure absorbante qui est hyperéchogène
- Renforcement postérieur des ultrasons : renforcement de l'intensité du faisceau d'ultrasons en arrière d'une structure non absorbante qui est anéchogène
- Echos de réverbération ou image en queue de comète : réflexions multiples sur deux interfaces très réfléchissantes

IRM

- Hypersignal (ou hyperintense) : blanc
- Hyposignal (ou hypointense) : noir
- Isosignal (ou isointense) : de signal intermédiaire ou se dit d'une structure de même signal que le parenchyme normal

Médecine nucléaire

- Hyperfixation (ou hypermétabolisme) : signal plus intense lié à une concentration plus forte du radiopharmaceutique injecté, généralement lié à un métabolisme plus intense
- Hypofixation (ou hypométabolisme) : signal moins intense.

Radioanatomie

Nœuds lymphatiques (nomenclature internationale) : lieu de prolifération et de différenciation des cellules immunitaires. Le terme « ganglions lymphatiques » est utilisé dans le langage courant et en de rares occasions dans cet ouvrage. Une technique de repérage des nœuds lymphatiques a une appellation consacrée : « technique du ganglion sentinelle ».

Chapitre 1 Histoire de l'imagerie médicale

F. Brunotte and P. Devred

L'histoire de l'imagerie médicale a à peine plus d'une centaine d'années ([Tableau 1.1](#)). Elle a comporté des va-et-vient permanents entre la physique, l'anatomie, la biologie, la chimie et les spécialités médicales qui soulignent son caractère profondément pluridisciplinaire. La liste des prix Nobel qui ont influencé cette spécialité est là pour en témoigner ([Tableau 1.2](#)).

Tableau 1.1

Sélection de quelques dates essentielles de l'évolution de l'imagerie

1895	W.-C. Röntgen réalise la première image du squelette de la main de son épouse avec les rayons X
1897	Premier laboratoire de radiologie créé par A. Bécclère à l'hôpital Tenon (Paris)
1909	Création par A. Bécclère de la Société de radiologie médicale de Paris, devenue depuis Société française de radiologie en se séparant des physiciens : « Nul ne peut devenir un bon radiologiste sans être avant tout un bon clinicien »
1914	Début de l'utilisation des produits de contraste opaques aux rayons X à base de bismuth, potasse, baryum pour le tube digestif et de sels d'argent pour les voies urinaires
1914–1918	La radiologie contribue à la prise en charge des blessés au plus près des combats (voitures équipées à l'initiative de Marie Curie)
1918	W.-E. Dandy réalise la première ventriculographie gazeuse par injection directe d'air dans les ventricules cérébraux
1920	Début de l'utilisation du thorium (Thorotrast) comme produit de contraste qui se révélera plus tard être responsable de cancers hépatiques du fait de la radioactivité alpha du thorium
1921	A. Bocage dépose le brevet du premier tomographe aux rayons X
1923	E.-D. Osborne utilise l'iodure de sodium pour opacifier les voies urinaires
1923	G.-C. de Hevesy introduit le concept de traceur en montrant l'intérêt du plomb 210 pour suivre le devenir du plomb dans les plantes
1926	H.-L. Blumgart s'injecte du bismuth 214 dans une veine du bras et mesure la vitesse sanguine
1927	Introduction des dérivés iodés de la pyridone comme contraste pour l'urographie par M. Swick
1928	A.-E. Moniz, à Lisbonne publie les premières artériographies cérébrales à l'iodure de sodium par ponction carotidienne directe
1929	W. Forssmann s'introduit un cathéter dans une veine du bras et le pousse jusqu'au cœur et ouvre ainsi la voie de la radiologie vasculaire
1932	O. Chievitz et G.-C. de Hevesy suivent le métabolisme du phosphore à l'aide du phosphore 32 chez le rat
1936	Inauguration à Hambourg du monument en l'honneur des pionniers de la radiologie victimes de cancers et de leucémies radio-induits : « à ceux qui ont sacrifié leur vie dans la lutte contre les maladies et ont été les pionniers d'une application féconde des rayons de Röntgen... immortelle est la gloire de ces morts »
1937	J.-H. Lawrence utilise le phosphore 32 pour tenter de traiter une leucémie
1946	S.-M. Seidlin traite des métastases d'un cancer thyroïdien par l'iode 131 (¹³¹ I)
1950	B. Cassen introduit le premier dispositif d'imagerie par scintigraphie, le scanner rectilinéaire

1952	J.-J. Wild, L. Leksell et I. Edler utilisent pour la première fois les ultrasons pour l'étude du cœur. S.-I. Seldinger développe l'abord percutané des artères périphériques pour la radiologie vasculaire
1957	Invention de la gamma-caméra par H.-O. Anger à Berkeley
1958	L'Anglais I. Donald réalise la première échographie de l'utérus
1958	W.-D. Tucker et M.-W. Greene décrivent le générateur de ^{99m}Tc au Brookhaven National Laboratory
1960	Premières embolisations de malformations vasculaires en neuroradiologie par S. Wallace, R. Djindjian et J.-J. Merland
1962	Le Commissariat à l'énergie atomique (CEA) en France est le deuxième client du générateur de technétium après Chicago
1963	D.-E. Kuhl introduit la tomographie d'émission monophotonique
1972	L'Anglais G.-N. Hounsfield et l'Américain A.-M. Cormack inventent le scanner X
1971–1973	Les Américains R. Damadian et P.-C. Lauterbur réalisent les premières images d'IRM
1973	M.-E. Phelps et E.-J. Hoffman introduisent le premier appareil de tomographie par émission de positons (TEP)
1975	Début de la diffusion de l'échographie médicale. A. Gruentzig crée le cathéter de dilatation vasculaire par ballonnet
1976	Premier scanner X installé en France (Marseille)
1976	A. Alavi injecte du fluorodésoxyglucose marqué au fluor 18 (^{18}F -FDG) pour la première fois à un homme
1980	Commercialisation des premières IRM
1983	Premiers essais cliniques du DTPA-Gd comme agent de contraste en IRM
1985	Premières endoprothèses vasculaires (<i>stent</i>)
2000	T. Beyer et D.-W. Townsend introduisent l'imagerie hybride couplant TEP et scanner X
2010	Introduction de l'imagerie couplant TEP et IRM

Tableau 1.2

Prix Nobel en lien avec l'imagerie

1901	W.-C. Röntgen (Allemagne), physique, en reconnaissance des services extraordinaires qu'il a rendus en découvrant les remarquables rayons qui ont été nommés par la suite en son honneur
1903	A.-H. Becquerel, P. Curie, M. Curie (France), physique, en témoignage des services extraordinaires rendus par la découverte de la radioactivité spontanée et les phénomènes radiatifs
1911	M. Curie (France), chimie, en reconnaissance des services pour l'avancement de la chimie par la découverte de nouveaux éléments : le radium (Ra) et le polonium, par l'étude de leur nature et de leurs composés
1935	F. Joliot et I. Joliot-Curie (France), chimie en reconnaissance de la synthèse de nouveaux éléments radioactifs
1943	G.-C. de Hevesy (Suède), chimie, pour son travail dans le domaine des traceurs radioactifs
1944	I.-I. Rabi (États-Unis), physique pour sa méthode de résonance servant à enregistrer les propriétés magnétiques du noyau atomique
1946	H.-J. Muller (États-Unis), physiologie et médecine, pour ses recherches sur les mutations induites par les rayons X

1949	A.-E. Moniz (Portugal), physiologie et médecine, pour le développement de la leucotomie préfrontale (lobotomie) appliquée au traitement de certaines psychoses et troubles mentaux (inventeur de l'artériographie cérébrale)
1952	F. Bloch et E.-M. Purcell (États-Unis), physique pour leur développement de nouvelles méthodes de mesures magnétiques nucléaires fines et les découvertes qui en ont découlé
1956	A.-F. Cournand (États-Unis), W. Forssmann (Allemagne), D.-W. Richards (États-Unis), physiologie et médecine pour leur découverte concernant le cathétérisme cardiaque et les changements pathologiques dans le système circulatoire
1979	A.-M. Cormack (États-Unis), G.-N. Hounsfield (Royaume-Uni), physiologie et médecine pour la production d'images tomographiques en imagerie par rayons X
1991	R.-R. Ernst (Suisse), chimie pour ses contributions au développement de la méthodologie de la spectroscopie de la résonance magnétique nucléaire à haute définition
1992	G. Charpak (France), physique pour son invention et le développement de détecteurs de particules, en particulier la chambre « multifils »
2003	P.-C. Lauterbur (États-Unis), P. Mansfield (Royaume-Uni), physiologie et médecine pour leurs découvertes concernant l'imagerie par résonance magnétique

Si les tout-débuts de son développement ont mis en danger médecins et patients en raison de la nocivité des rayons X, de certains produits de contraste comme le Thorotrast (produit de contraste à base de thorium, composé radioactif utilisé dans les années 1930–1940, qui s'est révélé par la suite cancérigène) ou de certaines techniques, l'imagerie permet aujourd'hui une approche morphologique et fonctionnelle remarquable du corps humain, le plus souvent de manière simple et sans risque. Ces progrès ont changé l'approche des maladies. Prenons l'exemple du diagnostic des tumeurs cérébrales. L'arrivée des rayons X permit seulement de les mettre en évidence par l'intermédiaire de leur retentissement osseux ou des calcifications qu'elles contenaient. L'idée d'utiliser les agents de contraste apparut donc rapidement. D'abord par un contraste négatif grâce à l'injection d'air dans les espaces liquidiens du cerveau (douloureux) puis par injection de contraste dans les carotides sous anesthésie générale après dénudation chirurgicale de la carotide. En dépit de ses progrès, l'artériographie restait agressive et, à partir de 1950, la médecine nucléaire occupa le terrain de l'imagerie sans danger pour le patient avec la fluorescéine marquée à l'iode, le mercure 203 et surtout l'acide diéthylène triamine penta acétique (DTPA) marqué au technétium 99 m (^{99m}Tc) qui régna comme la méthode de référence jusqu'au développement explosif du scanner X (ou tomodensitométrie [TDM]) à partir de 1971. Depuis la fin des années 1980, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) avec le DTPA-gadolinium (Gd) est devenue la méthode de référence de l'imagerie des tumeurs cérébrales. Ainsi, l'imagerie n'est pas figée et des techniques qui paraissaient incontournables comme l'urographie intraveineuse, les opacifications digestives, ou certaines scintigraphies ont quasiment disparu, remplacées par l'échographie, la TDM, l'IRM, et de nouveaux radiopharmaceutiques en médecine nucléaire.

Chaque technique a ses domaines d'excellence : les ultrasons sont irremplaçables aujourd'hui dans le suivi des grossesses ou en cardiologie, la TDM et l'IRM ont chacune leur place en neuroradiologie et dans l'ensemble de l'imagerie, la médecine nucléaire s'est affirmée pour l'approche moléculaire des maladies et de leur traitement, etc.

Chapitre 2 Caractéristiques d'une image médicale

E. Durand and E. Blondiaux

Plan du chapitre

- Numérisation, pixels, voxels 8
- Résolution spatiale 8
- Bruit 9
- Contraste 10
- Images en projection et images en coupes 10
- Présentation et orientation des images 12
- Archivage 12

Un

e image correspond à la mesure localisée d'un signal physique d'un objet¹ dans l'espace, généralement en deux dimensions (2D) ou en trois dimensions (3D). On explore ainsi une partie de l'espace appelée « champ de vue » ou *field of view* (FOV). Ce champ de vue peut concerner l'organisme entier (imagerie « corps entier ») ou bien être ciblé sur une partie de l'organisme.

Numérisation, pixels, voxels

Cette image est désormais numérique ou numérisée pour quasiment toutes les techniques d'imagerie médicale (les films radiologiques à base de sels d'argent, autrefois utilisés, ont désormais disparu ; de même que la photographie numérique a remplacé les anciens films photographiques). On range donc dans des cases d'une mémoire d'ordinateur les mesures des signaux physiques. Comme le nombre de cases est en quantité finie, on ne peut plus conserver une mesure continue de l'information, c'est-à-dire connaître la valeur du signal en chaque point de l'espace ; on est obligé de découper l'objet matériel en petits éléments réguliers appelés voxels (*volume elements*). Les signaux mesurés dans les voxels sont rangés dans de petits rectangles de l'image en 2D (en petits parallélépipèdes en 3D) qui sont appelés pixels (*picture elements*). La notion de voxel se rapporte donc à l'élément matériel tandis que la notion de pixel se rapporte à l'image (figure 2.1).

Figure 2.1

Numérisation d'un objet en image.

Le signal est donc uniforme au sein d'un pixel dans l'image, alors qu'il ne l'est pas au sein d'un voxel dans l'objet exploré. Ce passage d'un objet réel continu à une image composée de pixels – donc discrète –, appelée conversion analogique-numérique, peut être la source d'artefacts. En particulier, si la taille des pixels est trop grosse, on risque de perdre une partie des détails. Le nombre de pixels dans chacune des dimensions s'appelle la matrice. Par exemple, un champ de vue de 12,8 cm découpé en pixels de 1 mm de côté aura une matrice de 128. Plus la matrice est grande, plus la taille des pixels est petite et plus il est donc théoriquement possible de voir des détails fins (figure 2.2). La matrice est souvent composée de puissances entières de 2, pour des raisons liées aux calculs en traitement de l'image. De même, le nombre de pixels dans les deux dimensions est souvent le même.

Figure 2.2

Effet de la matrice (une petite matrice correspond à de gros pixels).

¹ Le terme d'« objet » est ici utilisé comme en optique où l'on observe l'image d'un objet. En imagerie médicale, l'objet observé est le corps humain ou une partie du corps.

Résolution spatiale

La résolution spatiale est la capacité à distinguer des structures fines dans l'image. Au sens strict, la résolution spatiale est le nombre de paires de lignes qu'on peut distinguer dans une image par unité de longueur. Par exemple, si on distingue deux points séparés de 2 mm, mais qu'on ne distingue plus des points plus rapprochés, on dira que la résolution spatiale est de $0,5 \text{ mm}^{-1}$. Par abus de langage, on parle le plus souvent d'une résolution de 2 mm dans ce cas.

La résolution est bien sûr conditionnée par la taille des pixels. Par exemple, si la taille d'un pixel est de 2 mm, la résolution la plus fine qu'on puisse espérer voir est de $0,25 \text{ mm}^{-1}$ c'est-à-dire des structures espacées de 4 mm (figure 2.3).

Figure 2.3

On ne peut distinguer deux pixels noirs que s'ils sont espacés d'un pixel blanc (A), sur la figure de droite, on ne distingue qu'une seule structure (B). La résolution spatiale la plus fine permise est donc $1/2$ (2 pixels).

Toutefois, s'il n'est pas possible de voir une résolution plus fine que ce que permet la taille des pixels, cette dernière ne fait pas tout. En effet, la qualité de l'instrument d'imagerie a un rôle majeur et si la résolution intrinsèque de l'appareil est mauvaise, découper l'image en pixels très fins ne résoudra rien (figure 2.4).

La taille des pixels peut limiter la résolution spatiale mais la résolution spatiale n'est pas la taille des pixels : elle dépend aussi de la qualité de l'appareil d'imagerie !

Figure 2.4

La taille des pixels est la même dans les deux figures (A, B), pourtant, la figure de gauche a une bien meilleure résolution (A).

Lorsque des structures sont plus petites que ce que permet de voir la résolution spatiale, elles peuvent : ne pas être visibles ; être visibles mais floues (figure 2.4) ; être vues mais avec un niveau de signal incorrect, par moyennage avec les structures qui les entourent : on parle alors d'effet de volume partiel (figure 2.5).

Figure 2.5

Effet de volume partiel.

En haut, la résolution spatiale est suffisante pour mesurer le signal avec une intensité correcte ; en bas, une résolution spatiale trop faible entraîne en moyennage des structures les plus petites avec leur entourage (ici, les structures sont sur un fond à signal nul : le niveau de signal est donc sous-estimé) : il s'agit d'un effet de volume partiel.

Bruit

Dans le domaine du traitement du signal et de l'image, le bruit correspond à un phénomène aléatoire qui se surajoute à l'image idéale. Probablement la meilleure approche pour comprendre le bruit est de réaliser que si l'on acquiert plusieurs fois l'image d'un même objet, immobile et inchangé, on

n'observera pas exactement le même résultat : la différence est liée au bruit. De la même manière, en lançant plusieurs fois un dé, on n'obtient pas le même résultat ; c'est aléatoire (figure 2.6).

Figure 2.6

Si l'on répète l'acquisition d'une image à différents temps ($n = 1, n = 2, \text{etc.}$), on obtient des images différentes d'une fois à l'autre.

La partie constante est l'image idéale, la partie variable est le bruit.

Comme tout phénomène aléatoire, le bruit est caractérisé par son écart type (racine carrée de la variance), qu'on note σ .

Pour quantifier le niveau de bruit, on compare généralement l'intensité du signal avec l'écart-type du bruit pour déterminer le rapport signal-sur-bruit (RSB) :

$$RSB = \frac{S}{\sigma}$$

où S est l'intensité du signal. Le bruit dans l'image peut gêner l'interprétation et, à l'extrême, rendre les images complètement illisibles. La présence de bruit va également détériorer la résolution spatiale puisqu'il peut être impossible de distinguer des structures trop petites dans une image très bruitée (figure 2.7).

Figure 2.7

Différents niveaux de rapports signal sur bruit (RSB).

Un RSB de 1 permet encore de distinguer les plus grosses structures mais plus les structures les plus fines.

Contraste

Un diagnostic est généralement fait en discernant le signal anormal d'une lésion au sein d'un organe normal. C'est donc le contraste entre les deux qui permet le diagnostic. Le signal de l'organe normal est parfois appelé « bruit de fond » en français. Ce terme n'est pas très heureux car il fait référence au bruit (aléatoire) alors qu'il ne s'agit pas de bruit ici. Le terme anglais *background* est plus adapté.

Si l'on note S_1 le signal de la lésion et S_2 le signal de fond, le contraste est traditionnellement défini comme :

$$C = \frac{|S_1 - S_2|}{S_1 + S_2}$$

Un signal de 6 sur un fond de 2 donne donc un contraste de 0,5. Toutefois, sur une image numérique, il est aisé de changer le contraste à volonté. Dans l'exemple précédent, si l'on soustrait la valeur 4 à l'image, les deux valeurs précédentes deviennent respectivement + 2 et -2 avec un contraste qui devient infini, etc. Plus intéressant est donc de considérer le rapport contraste sur bruit (RCB) :

$$RCB = C = \frac{|S_1 - S_2|}{\sigma}$$

Images en projection et images en coupes

L'objet étudié est fondamentalement tridimensionnel. Certaines modalités d'imagerie fournissent une image tridimensionnelle (imagerie en coupes), d'autres ne permettent d'obtenir qu'une image 2D (tableau 2.1). Il s'agit donc d'une projection de l'objet initial, comme une ombre chinoise (figure 2.8). On perd alors l'information de profondeur, la quantification devient difficile et les superpositions peuvent gêner l'interprétation.

Tableau 2.1

Types et mécanismes des différentes modalités d'imagerie

Type	Mécanisme	Modalité	2D/3D
Morphologique	Absorption des rayons X	Radiographie	Projection 2D
		Angiographie numérisée	
		Angiographie rotationnelle	3D
		TDM (scanner)	
Fonctionnelle	Réflexion des ultrasons	Échographie	Coupes 2D
		Échographie 3D	3D
		Scintigraphie	Projection 2D
Mixte	Émission de photons gamma	Tomoscintigraphie	3D
		TEP	3D
		IRM	3D
	Émission de positons		
	Échos de l'aimantation des noyaux		

Figure 2.8

Orientation conventionnelle des images : coupes axiales, coronales et sagittales de TDM ; projections de face antérieure et profil en radiographie.

L'orientation est normalisée pour ces différentes images. Elle est la même en IRM et en tomoscintigraphie. Les coupes sagittales d'échographie sont représentées différemment, le pôle crânial étant placé à gauche de l'écran.

Présentation et orientation des images

- Par convention, les images sont présentées de la même façon au sein d'une modalité, qu'elle soit en projection ou en coupes (figure 2.8) : en projection de face ou en coupe coronale (ou frontale), la droite du patient est présentée à gauche de l'écran : comme si on regardait simplement le patient de face ;
- sur une vue axiale (ou transverse) la droite du patient est toujours située à gauche de l'écran : comme si on regardait le patient – allongé sur le dos – depuis ses pieds.

Sur une vue sagittale ou de profil, l'image est présentée avec la partie antérieure du patient à gauche de l'écran, comme si on regardait le patient de profil gauche (à l'exception des images d'échographie sur lesquelles le pôle crânial du patient est présenté à gauche de l'écran).

Les images de scintigraphie planaire (projections) sont toujours représentées comme si l'observateur avait le point de vue de la caméra (cf. « Médecine nucléaire »).

Archivage

Les images médicales sont enregistrées sous un format de stockage et d'échange appelé Digital Imaging Communication in Medicine (DICOM) qui contient, outre l'image elle-même, des métadonnées la caractérisant (identité du patient, date et heure d'acquisition, type d'appareil, paramètres d'acquisition détaillés, etc.). Dans les établissements de santé, les images sont désormais archivées dans un système en réseau appelé Picture Archiving and Communication System (PACS), habituellement consultable également par les correspondants.

Chapitre 3 Radiographie

P.A. Gondim Teixeira , G. Grimon and J.-P. Tasu

Plan du chapitre

Introduction	18
Principes fondamentaux	18
Détection des rayons X transmis, fabrication de l'image radiographique	22
Système EOS	23
Représentation des images	23
Artefacts et distorsion de l'image	25
Indications et limites	27
Conclusion	29



Objectifs

- Connaître les principes physiques des radiographies standard.
 - Connaître la base de la formation de l'image radiographique.
 - Connaître les principales indications et les limites de la radiographie par projection.
-

Introduction

Les techniques de radiographie standard par projection sont largement utilisées dans le diagnostic de nombreuses affections, que ce soit pour la prise en charge initiale, le suivi, les contrôles per- ou postopératoires.

Les radiographies sont réalisées grâce aux rayons X qui sont des photons, particules associées au rayonnement électromagnétique, au même titre que la lumière visible, l'ultraviolet (UV), l'infrarouge, les ondes radio, les micro-ondes ou les rayons γ . Sans revenir sur la dualité onde-corpuscule, le photon peut être décrit comme une onde électromagnétique où un champ électrique est couplé à un champ magnétique qui lui est orthogonal, oscillant à la même fréquence, s'engendrant mutuellement et se propageant dans le vide avec une célérité (c) = 3.10^8 m/s. Le faisceau de rayons X peut traverser ou interagir avec les différents tissus traversés en fonction de ses propres caractéristiques et de celles du tissu exposé : une fraction du faisceau est arrêtée par le tissu (on dit que le faisceau est atténué). Il existe quatre contrastes naturels en imagerie radiologique standard : l'air, la graisse, l'eau et l'os. des agents de contraste artificiels peuvent également être introduits. Dans ce chapitre seront présentés les principes de base de la radiographie par projection, la formation de l'image, et ses artefacts. Les indications les plus courantes et les limites de la radiographie standard seront ensuite abordées.

Principes fondamentaux

les radiographies sont réalisées à l'aide d'un appareil à rayons X. Le principe général, en simplifiant à l'extrême, revient à celui des ombres chinoises où une source lumineuse éclaire un objet qui atténue les photons visibles et crée une ombre qui est projetée sur un écran. En réalité, l'atténuation des photons X par les tissus explorés n'est pas en tout ou rien, et on pourrait plutôt prendre l'analogie d'une bobine de cinéma qui atténue plus ou moins la lumière blanche qui la traverse, l'image ainsi formée étant projetée sur un écran récepteur. Ces simplifications permettent de comprendre que l'image finale résulte des propriétés successives de la source de photons, des caractéristiques de la lumière émise, des

interactions à l'intérieur de la cible traversée, du type et des propriétés du récepteur, mais aussi des conditions géométriques de l'ensemble.

Présentation de la chaîne de détection

Les composants principaux d'un système d'imagerie utilisant les rayons X sont illustrés sur la **figure 3.1**.

Figure 3.1

Principaux composants d'une installation permettant la réalisation de radiographies standard (A, B).

Le tube à rayons X (tube de Coolidge, encore appelé tube à anode tournante) crée le faisceau de rayons X (**figure 3.2**). Le principe est le suivant : un faisceau d'électrons est fortement accéléré vers une anode de tungstène. Ces électrons devenus très énergétiques interagissent avec la cible (tant avec ses électrons qu'avec les noyaux), et perdent leur énergie dont une partie est transformée en rayons X. Ce faisceau X émis peut être modulé ensuite par différentes collimations et filtrages.

Figure 3.2

Schéma représentatif du tube à rayons X (tube de Coolidge).

Dessin : Cyrille Martinet

Le faisceau de rayons X traverse d'abord l'air sans modification, puis l'objet étudié (en général le patient, mais ce peut être aussi une pièce anatomique, ou une mire par exemple). Traversant le patient, le faisceau est atténué différemment selon les différentes densités des tissus mais on peut aussi modifier cette atténuation en introduisant des produits de Z élevé dits « de contraste ».

L'effet photoélectrique est responsable de l'atténuation du faisceau incident mais un autre effet, l'effet Compton, intervient également. après avoir traversé le patient, le faisceau atténué constitue « l'image radiante ». Ce faisceau est ensuite capté par un détecteur qui fournit l'image finale. Ces différentes étapes sont détaillées ci-dessous.

Production des rayons X

Première étape : créer un faisceau d'électrons dans une ampoule sous vide

Comme dans le filament « historique » de la lampe à incandescence, un courant électrique très précisément régulé en intensité provoque l'échauffement d'un filament (cathode, généralement en tungstène pour des raisons de solidité à haute température). La chaleur provoque une agitation des électrons, dont une proportion acquiert une énergie suffisante pour être éjectée du filament. L'ordre de grandeur du courant d'électrons émis est de 10 à 20 % de celui du courant de chauffe.

Faisceau d'électrons fortement accéléré vers l'anode génératrice des rayons X

Une tension élevée (40 000 à 150 000 volts, soit 40 à 150 kilovolt [kV]) et parfaitement régulée entre le filament cathodique (négatif) et l'anode (positive) accélère les électrons issus du filament vers l'anode.

- Les caractéristiques essentielles de ce faisceau d'électrons sont : son intensité en milliampère (mA) (proportionnelle au courant utilisé pour chauffer le filament) et sa durée (en seconde) : le produit (en mA.s) détermine le nombre d'électrons, donc en fait à une charge totale qu'on pourrait théoriquement exprimer en millicoulomb (mC) ;
- son énergie cinétique (E_e) en kilo-électron-volt (keV) : l'électron acquiert une énergie correspondant à la tension d'accélération (par exemple, 150 keV pour une tension d'accélération de 150 kV).

Ces caractéristiques influencent fortement les caractères de l'image radiologique.

Interactions sur l'anode

- Les électrons percutent l'anode au niveau d'une zone appelée foyer. L'anode est un bloc métallique, généralement en tungstène. L'électron incident étant une particule chargée, il interagit de manière « obligatoire » à distance, sans nécessité d'un réel « choc » avec les atomes de la cible. Les interactions électrons-matière se font soit avec les électrons de la cible, soit avec les noyaux : par interaction sur un électron du tungstène : l'électron incident arrache un électron du tungstène hors de sa couche électronique. Il s'ensuit un phénomène de fluorescence : le trou créé est immédiatement comblé par un électron d'une couche périphérique moins lié au noyau, avec émission d'un photon $E_{\text{fluorescence}}$ dont l'énergie correspond exactement à la différence d'énergie entre les deux couches, selon un spectre d'émission de raies caractéristique de l'anode ;
- par interaction sur un noyau du tungstène : l'électron incident très énergétique génère une force électromagnétique d'attraction avec le noyau positif. L'électron est freiné, émettant l'énergie perdue en « rayonnement de freinage » (en allemand « Bremsstrahlung »). L'énergie de ce rayonnement X dépend de la distance électron incident-noyau, variable lors de l'interaction ; le spectre X produit est donc un spectre continu. Quand le choc est frontal, toute l'énergie de l'électron incident est rayonnée : l'énergie maximale des photons émis est donc numériquement égale à la tension d'accélération du tube.

Ces deux types de rayonnement (spectre de raies par fluorescence et spectre continu par freinage) constituent le faisceau initial de rayons X.

Quelle que soit son origine, fluorescence ou freinage, l'émission de rayons X est un phénomène peu fréquent : 99 % de l'énergie mise en jeu se dissipe sous forme de chaleur et 1 % seulement sous forme de rayons X. La chaleur produite est donc importante, entraînant des contraintes technologiques lourdes : choix du tungstène (matériau résistant à la chaleur), anode tournante pour répartir le foyer thermique sur une couronne et son constant refroidissement par un bain d'huile circulant.

Trois paramètres utilisés pour régler la qualité et l'intensité du faisceau de rayons X

- La tension du tube (ou « kilovoltage ») en kV détermine l'énergie du rayonnement X produit (énergie moyenne et/ou énergie maximale des photons X).
- L'intensité électrique (ou « milliampérage ») en mA.
- Le temps d'exposition en secondes (s), ces deux derniers étant le plus souvent réunis par leur produit exprimé en mA.s qui détermine la quantité de photons X produits.

La gestion optimale assure usuellement le plus petit temps de pose en choisissant l'intensité maximale du courant (en mA) que le tube peut supporter sans dommages.

Aspects géométriques du faisceau

La taille non ponctuelle du foyer d'émission des rayons X engendre un flou géométrique qui altère la qualité de l'image. Ce flou peut être réduit par une diminution de la taille apparente du foyer grâce à une inclinaison plus importante de l'anode sur l'axe des électrons ([figure 3.2](#)).

Trajet des rayons X entre la cathode et le patient : collimation et filtrage

La production de rayons X au niveau du foyer est multidirectionnelle ; des rayons X partent donc dans toutes les directions de l'espace. Pour limiter cette diffusion, puisque seul le rayonnement en direction de l'objet étudié est utile, des filtres en plomb (volets) et un blindage en béryllium laissant une fenêtre dans la direction de la cible sont utilisés. Les rayonnements émis dans une autre direction que celle du patient sont ainsi extrêmement atténués.

Interaction des rayons X chez le patient

De la même manière qu'au cinéma, le cliché cinématographique arrête plus ou moins la lumière de la lanterne de projection et crée l'image, le corps du patient atténue plus ou moins le faisceau de rayons X, créant le contraste de l'image radiographique.

Dans le patient, les rayons X interagissent au niveau des électrons de la matière. On observe deux phénomènes sans pouvoir privilégier l'un ou l'autre : l'effet photoélectrique (phénomène à l'origine de la formation des images radiographiques), et la diffusion (effet Compton).

Effet photoélectrique (figure 3.3)

L'effet photoélectrique se produit quand le photon transfère toute son énergie à un électron. Celui-ci est arraché de sa couche électronique, à condition que l'énergie du photon soit supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. Il est nécessaire que l'électron soit au voisinage immédiat du noyau qui va pouvoir « encaisser » une énergie cinétique de recul : cela se produit donc, d'une part, sur les électrons très liés (donc avec une énergie de liaison non négligeable) et, d'autre part, sur les atomes de numéro atomique élevé (par exemple calcium des os, iode d'un produit de contraste). L'électron arraché part avec une énergie cinétique égale à l'énergie du photon X diminuée de l'énergie de liaison.

Figure 3.3

Schéma démontrant les effets photoélectrique et Compton.

A. Effet photoélectrique : un photon X frappe un électron d'une couche profonde de l'atome ; l'électron absorbe toute l'énergie du photon et est éjecté.

B. Effet Compton : un photon X frappe un électron ; une partie de l'énergie du photon entraîne l'expulsion d'un électron d'une couche superficielle et l'ionisation de l'atome ; le photon X résiduel est d'énergie plus faible et subit une déviation de sa trajectoire.

Dessin : Cyrille Martinet

-
- La probabilité d'interaction photoélectrique dépend : du milieu, essentiellement de sa densité en électron donc du numéro atomique Z des atomes qui le composent. Plus le milieu est dense et plus la probabilité d'effet photoélectrique est importante : elle est donc plus importante pour l'os que pour les muscles (ou l'eau), la graisse ou l'air (dans l'ordre de probabilité d'interaction décroissante) ;
 - de l'énergie des rayons X : les rayons X faiblement énergétiques ont une probabilité d'interaction très supérieure aux autres, à la condition naturellement qu'ils aient une énergie supérieure à l'énergie d'ionisation des couches profondes du noyau cible : un faisceau de rayons X de faible énergie est donc très fortement atténué dans le patient ;
 - surtout, la différence d'atténuation (différence entre les coefficients d'atténuation de deux tissus d'atténuation voisins), augmente fortement quand l'énergie des rayons X diminue : le contraste est alors fortement augmenté (au prix d'une atténuation globale plus importante comme expliqué précédemment). *A contrario*, des rayons X de haute énergie, dits « durs », sont moins absorbés et génèrent une image moins contrastée.

Effet Compton

L'effet Compton se produit quand le photon X interagit avec un électron périphérique, peu lié. Le transfert d'énergie est partiel, entraînant d'une part l'expulsion d'un électron avec une partie de l'énergie et, d'autre part, la diffusion d'un photon d'énergie inférieure à l'énergie initiale selon un angle aléatoire plus ou moins grand (pouvant atteindre 180° , on dit alors rétrodiffusé).

- Le photon diffusé a plusieurs inconvénients en radiodiagnostic : il peut continuer vers l'avant en direction du détecteur, à l'origine d'un flou des images appelé voile de diffusion ;

- il peut être fortement diffusé en direction d'un opérateur se trouvant hors du champ d'exposition directe, qui pourra donc recevoir une dose de rayonnement ionisant ;
- rétrodiffusé, il peut contourner des écrans protecteurs.

Aux énergies utilisées en radiodiagnostic, l'effet Compton est quatre à cinq fois plus fréquent que l'effet photoélectrique. À titre d'exemple : une radiographie pulmonaire doit 50 % de sa densité aux photons diffusés, une radiographie de l'abdomen sans préparation (ASP) comporte 90 % de photons diffusés. Pour limiter l'effet Compton, une grille antidiffusante est utilisée ; il s'agit d'une mince grille constituée de fines lames de plomb de quelques millimètres de largeur et quelques centièmes de millimètres d'épaisseur, disposées parallèlement sur un cadre sur toute la longueur du champ du film radiologique, de telle sorte qu'elles soient orientées vers le tube à rayons X. La majorité du diffusé oblique est arrêtée par l'épaisseur de la lame, au prix de l'atténuation d'une faible proportion des rayons X contribuant à la formation de l'image. Pour éviter les fines lignes noires parallèles correspondant à cette atténuation, le cadre est animé d'un mouvement transversal (grille « Potter » du nom de l'inventeur de cet artifice). Pour résumer, l'atténuation résulte donc des deux interactions possibles entre les photons incidents et la matière traversée (effet photoélectrique et effet Compton). La probabilité globale d'interaction est appelée « coefficient linéique d'atténuation », et s'exprime à l'inverse d'une distance (généralement en cm^{-1}). Cette atténuation suit une loi exponentielle décroissante fonction de l'épaisseur des tissus traversés par le faisceau.

Influence des paramètres sur la formation de l'image

- Pour obtenir une image, l'opérateur peut agir sur deux paramètres modifiant le contraste de l'image : le kilovoltage (kV) (ou tension) ; les rayons de basse énergie donnent des contrastes plus visibles mais au prix d'une atténuation globale plus importante ;
- le produit mA.s (qui détermine la quantité de photons X produits) ; pour un voltage donné et un patient donné, cette quantité qui impressionne le détecteur conditionne donc l'exposition correcte du détecteur, la surexposition (image trop noire : trop de photons) ou la sous-exposition (image trop blanche : pas assez de photons).

La **figure 3.4** illustre les modifications du contraste chez la même personne en fonction des paramètres utilisés : du même objet, la radiographie peut fournir des images différentes.

Figure 3.4

Deux radiographies de thorax de face prises avec des paramètres différents chez une patiente de 24 ans victime d'un traumatisme.

A. Cliché réalisé pour la visualisation des structures osseuses (rachis, gril costal) avec les paramètres d'exposition suivants : kV = 60 ; mA = 400 ; temps d'exposition : 140 ms.

B. Cliché de la même patiente réalisé pour l'évaluation du parenchyme pulmonaire avec les paramètres suivants : 120 kV ; 320 mA ; temps d'exposition : 20 ms. Noter une inspiration différente entre les 2 clichés.

Détection des rayons X transmis, fabrication de l'image radiographique

Les images sont obtenues par l'exposition d'un système de détection au faisceau de rayons X après traversée de la cible.

Films photographiques et couple écran renforçateur - film

Historiquement, les films radiographiques étaient fabriqués avec des microcristaux de sels d'argents qui étaient dissociés en ions Ag^+ sous l'effet des rayons X. Comme en photographie conventionnelle, on utilisait ensuite le processus chimique photographique (révélation par un réducteur, fixateur, lavage)

pour révéler l'image jusque-là latente. On voyait alors un noircissement du film, dû à l'apparition de grains d'argent métal, partout où il avait été exposé par les rayons X. C'est pourquoi les régions situées derrière un matériau atténuant, comme l'os, apparaissant blanches sur le film ont été appelées « opacités » (opaques aux rayons X), tandis que les régions noires peu atténuantes ont été appelées « clarté » (les rayons X passent à travers).

La sensibilité des films photographiques était très faible. Elle a été secondairement améliorée par l'adjonction d'un « écran renforçateur », couche de sels fluorescents qui arrêtent davantage les rayons X, les convertissent en photons lumineux qui impressionnent les sels d'argent. L'intensification est de $\times 10$ à $\times 20$ au prix d'une petite perte de netteté.

L'utilisation de ces systèmes est en franc déclin compte tenu de ses possibilités limitées de post-traitement des images obtenues, de la nécessité de consommables (films, solutions de traitement peu écologiques), du prix des sels d'argent, ainsi que des difficultés de stockage et de conservation des radiographies.

Ils sont progressivement remplacés par les détecteurs non argentiques dont certains sont présentés ci-dessous.

Écran radioluminescent à mémoire (*computed radiography* [CR])

Dans ce système, le film est remplacé par un écran photostimulable qui conserve pendant plusieurs heures les modifications provoquées par l'exposition aux rayons X. Après exposition aux rayons X, il existe sur la plaque photostimulable une image dite « latente » qui sera ensuite révélée par le balayage d'un faisceau laser. Ce système est largement utilisé car il est peu coûteux.

Capteurs plans (*direct radiography* [DR])

Dans ce système, les rayons X sont détectés par les interactions qu'ils créent dans un détecteur comparable à celui d'un appareil photonumérique. Le signal résultant est un signal électrique. Ce type de système est peu encombrant et très sensible aux photons X, ce qui permet de réduire de façon significative la dose délivrée au patient. L'utilisation des capteurs plans permet aussi la réalisation de techniques comme la double énergie et la tomosynthèse, augmentant ainsi la performance diagnostique des radiographies. Ce type de système est en revanche assez coûteux.

Amplificateur de luminance et télévision en circuit fermé

Les rayons X sont détectés par un écran fluorescent qui est vu par une caméra « classique » de type caméra de télévision. Ce système, en plus de réaliser des radiographies statiques, est capable de produire des images successives en temps réel à une cadence permettant la visualisation du mouvement sans scintillement ni rémanence (en pratique, 25 images ou 50 images/seconde). Les amplificateurs de luminance sont souvent utilisés pour guider les gestes en radiologie interventionnelle.

Système EOS

Ce système s'appuie sur la haute sensibilité d'un détecteur gazeux au xénon inventé par Georges Charpak (dérivé de la chambre à fils de la recherche nucléaire qui lui valut le prix Nobel de physique en 1992). Les ionisations créées dans un gaz sont amplifiées dans un champ électrique élevé, et détectées sur des pistes conductrices gravées à l'échelle du micron sur les parois du détecteur. Ces détecteurs de haute sensibilité permettent la réalisation de radiographies à très basse dose. Dévolues à l'exploration rachidienne et des membres inférieurs (E pour électron, OS pour os), le système réalise simultanément deux images orthogonales. L'acquisition des images se fait de façon rapide sur un patient debout, permettant ainsi une évaluation de la statique rachidienne dans des conditions physiologiques. Une modélisation en 3D du squelette peut être ensuite calculée par le système.

Représentation des images

Les radiographies sont des images représentées en échelle de gris. Elles sont composées par des opacités et des lignes qui représentent une projection de la cible sur un plan, le détecteur. Les différents degrés d'opacités d'une radiographie dépendent de l'énergie du faisceau de rayons X, de la composition (numéro atomique) du tissu évalué et de l'épaisseur de la cible. Les différences du nombre et de la qualité des photons X qui arrivent au système de détecteurs sont responsables du contraste de l'image. Le contraste en radiographie standard peut être défini par la différence entre les opacités et les transparences d'une image (figure 3.5).

Figure 3.5

Formation de l'image radiographique.

A. Effet de la différence de densité des matériaux. Une cible avec trois composants de densités différentes et d'épaisseurs identiques est exposée à un faisceau de rayons X. L'épaisseur des flèches violettes représente l'intensité du faisceau ayant traversé la cible. Noter la relation inversement proportionnelle entre la densité et l'intensité du faisceau transmis.

B. Effet de la différence d'épaisseur. Une cible de densité homogène mais d'épaisseur variable est traversée par un faisceau de rayons X. L'épaisseur des flèches violettes représente l'intensité du faisceau de rayons X après traversée de la cible. Noter la relation inversement proportionnelle entre l'épaisseur de la cible et l'intensité du faisceau transmis.

Dessin : Cyrille Martinet

Pour une énergie donnée des rayons X, cela se traduit en image inversée de la façon suivante : plus la densité du tissu est élevée, plus le faisceau incident sera atténué, moins le détecteur sera impressionné ; l'image sur le détecteur apparaîtra blanche (peu modifiée par l'image radiante). On dit qu'elle est opaque (aux rayons X), radio-dense ou dense. Au contraire, plus la densité du tissu est faible, moins le faisceau incident sera absorbé, plus le détecteur sera impressionné par l'image radiante ; l'image sera noire. On dit qu'elle est claire ou radio-transparente.

- La description des radiographies utilise donc la terminologie suivante : image opaque/radio-dense ;
- image claire/radio-transparente.
- En radiographie standard, les densités radiographiques peuvent être classifiées de façon schématique en quatre types présentés ci-dessous en densité croissante (figure 3.6) : aérique-gazeuse (par exemple : poumon, gaz intestinal) ;
- graisseuse (par exemple : tissu sous-cutané) ;
- hydrique (par exemple : muscle, reins, foie) ;
- calcique (par exemple : os).

Figure 3.6

Les différentes atténuations en radiographie.

A. Un tube à essai contenant de la craie, de l'eau, de l'huile et de l'air a été radiographié pour illustrer les quatre atténuations correspondantes en radiographie : calcique, hydrique, graisseuse et aérique.

B. Exemple des quatre atténuations visibles sur la radiographie d'avant-bras et main d'un enfant de 2 ans. Les muscles, les cartilages, les capsules et les ligaments ont la même atténuation, celle de l'eau, ce qui ne permet pas de les distinguer les uns des autres en radiographie.

Le tissu adipeux présente une basse densité, composée par des atomes de faible numéro atomique, pouvant donc être traversé sans interaction par un grand nombre de photons (faible absorption). Inversement, le tissu osseux minéralisé est composé par des cristaux de phosphates de calcium au

numéro atomique élevé et sera donc traversé par un nombre relativement faible de photons (grande absorption). Le contraste est fondamental pour la formation et pour l'interprétation des radiographies. Par exemple, un nodule pulmonaire tissulaire entouré de parenchyme pulmonaire aéré, normal, sera visible en radiographie standard. En revanche, le même nodule dans une zone de poumon non aéré peut ne pas être visible (figure 3.7).

Figure 3.7

A. Radiographie du thorax de face. Un nodule pulmonaire de contours lobulés est visible dans le tiers inférieur du poumon droit (flèche). Ce nodule est visible car il est plus opaque que le parenchyme pulmonaire aéré qui l'entoure.

B. Radiographie du thorax de face chez un patient présentant une réduction importante de la transparence du champ pulmonaire droit en rapport avec une pneumopathie et un volumineux épanchement pleural. Noter que dans ce contexte un nodule de caractéristiques similaires à celui de la figure A ne serait pas visible car sa densité est la même que celle de l'épanchement et du foyer de pneumopathie. On est en présence de deux opacités (l'eau dans les poumons et dans la plèvre) et le nodule (eau) de densités identiques se superposent ; ces opacités sont indissociables (c'est le signe de la silhouette).

L'autre composant fondamental des images radiographiques correspond aux lignes et contours. La formation des lignes et des contours sur un cliché radiographique est régie par la loi des tangentes : un trait prend naissance sur une image radiographique lorsque le faisceau de rayons X aborde tangentiellement la surface d'une structure opaque ou l'interface séparant deux structures d'opacités différentes (figure 3.8). L'aspect d'un objet en radiographie standard est donc fortement dépendant de la direction du faisceau de rayons X et de la position de l'objet cible.

Figure 3.8

Schéma démontrant l'influence de la loi des tangentes.

Le même objet dans la même position est exposé à deux faisceaux de rayons X de directions différentes (A et B). Les lignes formées dans l'image de cet objet sont différentes.

Dessin : Cyrille Martinet

Le contraste spontané des tissus en radiographie standard est parfois insuffisant pour permettre la visualisation des certaines structures. L'utilisation des produits de contraste à base d'iode ou de baryum (éléments à numéros atomiques élevés) modifie le contraste radiographique en atténuant le faisceau de rayons X de façon plus importante que les tissus non calcifiés. Les produits de contraste iodés sont plus souvent utilisés pour des applications digestives, urinaires ou vasculaires. Les produits de contraste barytés sont le plus souvent utilisés pour visualiser (on dit opacifiant) la lumière de l'appareil digestif. Comme pour tous les médicaments, il existe des contre-indications à l'utilisation des produits de contraste : l'insuffisance rénale ou l'allergie aux produits de contraste iodés.

Artefacts et distorsion de l'image

La radiographie standard est une technique d'imagerie en projection où l'image est formée par la projection, sur le plan du détecteur, des informations provenant des différentes structures traversées par le faisceau X. Puisqu'un objet tridimensionnel est représenté par une image bidimensionnelle, seule la largeur et la longueur des objets peuvent être évaluées. La profondeur n'est pas accessible sur un cliché radiographique unique et il est donc nécessaire de réaliser au moins deux projections différentes (on parle d'incidences), souvent orthogonales, pour pouvoir se représenter un objet dans les trois plans de l'espace (figure 3.9). D'autres éléments géométriques doivent être considérés lors de l'interprétation d'une radiographie.

Figure 3.9

Radiographies du genou d'un patient se plaignant de douleurs antérieures du genou.

A. Radiographie de face montrant une image opaque d'allure calcique projetée sur le tibia proximal (flèche). Il est impossible de savoir sur ce cliché à quelle profondeur se situe l'image calcique et de préciser si elle est intra-osseuse ou dans les parties molles : la possibilité d'une tumeur osseuse ne peut pas être exclue.

B. Radiographie en profil du même patient montrant une projection superficielle de l'image calcique (flèche). Cette image est extra-osseuse et localisée en projection de la bourse infrapatellaire superficielle : il s'agissait d'une bursite chronique (inflammation chronique d'une bourse séreuse) chez un carreleur, liée à la position répétée à genoux.

Agrandissement et flou

Comme dans toutes les méthodes d'imagerie en projection, l'agrandissement de l'image est directement proportionnel à la distance entre la source des rayons X et la cible, ainsi que la distance entre la cible et le système de détection. Par ailleurs, le flou de l'image est proportionnel à l'agrandissement ; c'est le même effet que quand nous regardons l'ombre de notre main sur un mur : au fur et à mesure que nous éloignons notre main du mur, le flou de l'ombre augmente (figure 3.10). Pour réaliser une radiographie, le patient doit donc être positionné aussi loin que possible du tube et aussi près que possible du capteur. Une autre source de flou dans l'image est le flou cinétique lié aux mouvements du patient (ou des organes, par exemple le bord du cœur) pendant l'acquisition, entraînant une perte de netteté de l'image. Les acquisitions avec un temps d'exposition long (permettant une analyse fine de la texture des tissus) sont particulièrement sensibles à ce type d'artefact (figure 3.11).

Figure 3.11

Mammographies (radiographies des seins) centrées sur la même région anatomique.

A. La patiente a bougé pendant l'acquisition de l'image.

B. L'examen a été répété et l'image est de bonne qualité. Il existe une image de niveau liquidien-huileux (têtes de flèches) et des calcifications parenchymateuses. le niveau liquidien dans l'image est nettement plus flou en A qu'en B (flèche en pointillés), de même que certaines calcifications (flèches).

L'architecture du parenchyme mammaire est aussi plus floue dans l'image A. L'image avec le niveau correspondait à une galactocèle (rétention lactée dans un canal galactophore dilaté).

Figure 3.10

Influence de l'agrandissement et du flou dans l'image radiographique. Photographies sans modification d'échelle de l'ombre d'une main interposée entre le mur et une source de lumière.

A. La main est positionnée proche de la source de lumière et loin du mur.

B. La main est positionnée plus loin de la source de lumière et plus proche du mur. Noter que l'image A est plus grande, mais moins contrastée et plus floue que l'image B.

Distorsion géométrique

Elle apparaît en fonction de la position de l'objet par rapport au faisceau de rayons X : plus l'objet est oblique, plus la distorsion de sa forme est importante. De même plus le rayon directeur (orientation du centre du faisceau de rayons X) est oblique par rapport au plan du système de détection, plus l'effet de distorsion géométrique sera présent dans l'image (figure 3.12).

Figure 3.12

Bilan radiographique d'une épaule.

A. Incidence de face en rotation interne de l'épaule droite, avec une inclination caudale (vers le bas) de 20° du rayon incident.

B. Incidence de la même épaule réalisée avec une inclination caudale de 45° du rayon incident (dite de Garth) ; cette incidence permet de dégager le bord antéro-inférieur de la glène. Noter la distorsion géométrique de la tête humérale sur l'incidence de Garth qui apparaît oblongue par rapport à l'incidence de face.

Superposition et sommation des images

La projection de plusieurs structures sur un plan bidimensionnel entraîne une superposition de différentes opacités, lignes et contours. Quand deux structures de densité identique sont localisées dans deux plans différents, leurs contours sont conservés ; en revanche, quand elles se localisent dans le même plan, elles perdent leurs contours et les images sont confondues. Cette description est communément appelée « signe de silhouette » (figure 3.13).

Figure 3.13

Signe de la silhouette.

Les radiographies de face du thorax (A, B) montrent une zone de perte de la transparence du parenchyme pulmonaire dans la projection du lobe inférieur gauche (cercles rouges) compatible avec une pneumopathie. Noter que, dans l'image A, les contours cardiaques (VG) sont effacés à gauche, notamment au niveau de l'apex (flèche blanche), tandis que, dans l'image B, les contours cardiaques sont bien visibles malgré la présence de l'opacité pulmonaire (flèche vide). Il est donc possible d'affirmer que, dans l'image A, le foyer pneumopathie est localisé dans la portion antérieure du lobe inférieur gauche ; le bord du cœur (de densité liquidienne) n'est plus visible. L'opacité siège donc dans le même plan que le cœur. Puisque celui-ci est en avant dans le thorax, l'opacité est antérieure. Dans l'image B, le foyer de pneumopathie est postérieur car le bord du cœur reste visible, celle-ci n'est donc pas dans le même plan.

Indications et limites

Quelques indications fréquentes des radiographies standard sont présentées dans cette partie.

Radiologie ostéoarticulaire

Le tissu osseux a un haut contraste en radiographie standard dû à sa densité, permettant une analyse fine de l'architecture et des contours osseux. Les radiographies standard restent donc l'examen de première intention pour l'évaluation des affections osseuses ou articulaires constitutionnelles, dégénératives, inflammatoires, néoplasiques et traumatiques.

Radiologie thoracique

Le cliché du thorax de face est la base d'une prise en charge d'une affection thoracique. À cause de la dose plus importante qu'il génère, le cliché de profil est exceptionnellement réalisé et uniquement en cas de doute sur le cliché de face : l'analyse du cliché de face est, en règle générale, suffisante au diagnostic.

Radiologie digestive

Les clichés simples de l'abdomen ou abdomen sans préparation (ASP) ne conservent que quelques indications limitées (recherche de corps étrangers, ou de calculs rénaux). Par ailleurs, la diffusion de l'endoscopie digestive et des examens tomodensitométriques expliquent en partie la réduction des examens avec opacifications digestives (voir chapitre Sémiologie abdominale).

Sénologie

Les mammographies (radiographies des seins) font partie du programme de dépistage national du cancer du sein et sont donc largement réalisées en pratique clinique.

Radiologie interventionnelle

Les radiographies par projection sont fréquemment utilisées pour le guidage d'un grand nombre de procédures interventionnelles. Injections intra-articulaires, biopsies osseuses, traitement percutané de tumeurs par chauffage ou congélation (dite « ablation percutanée ») sont souvent réalisées sous contrôle fluoroscopique qui permet une visualisation durant la procédure du geste réalisé. Les procédures interventionnelles réalisées sur les parties molles sont moins susceptibles de s'adapter à un guidage fluoroscopique et, pour ce type d'intervention, le guidage échographique ou TDM est préférable.

Vasculaire

La radiographie par projection est le moyen de repérage anatomique des vaisseaux dans les salles d'angiographie ; le vaisseau est opacifié à l'aide d'un produit de contraste iodé permettant de visualiser l'arborescence vasculaire. La radiographie interventionnelle concerne pratiquement tous les organes, notamment le cœur, le cerveau, l'appareil digestif, etc. Compte-tenu de leur complexité, certaines de ces procédures sont longues et sont une source importante d'irradiation pour le patient et les opérateurs.

Conclusion

La radiographie par projection reste largement utilisée en imagerie médicale. Dans un contexte d'innovation technologique rapide en imagerie médicale, avec la mise à disposition de nouvelles techniques d'imagerie avancée (IRM, TEP, TDM de nouvelle génération, tomoscintigraphie, échographie, etc.), la radiographie par projection pourrait paraître obsolète. De fait, une large partie des indications classiques a disparu, substituée par ces autres techniques d'imagerie. Cependant, de nombreuses indications de radiographies restent d'actualité, dont la radiographie thoracique et ostéoarticulaire. Par ailleurs, la radiographie par projection continue, elle aussi, de progresser, en particulier grâce aux images numériques, aux capteurs plans, au système EOS et à la tomosynthèse. Cela conduit au développement de nouvelles indications comme par exemple l'évaluation de la statique rachidienne en EOS. La radiographie est utilisée également pour guider des procédures interventionnelles dont les applications sont en expansion.

Remerciements

Nous tenons à remercier le professeur Denis Régent pour l'aide dans la révision et l'édition de ce manuscrit.



Essentiel à retenir

- Un système de radiologie utilisant les rayons X utilise un tube radiogène à anode tournante et cathode chaude (tube de Coolidge) permettant de créer un faisceau de rayons X.

- L'atténuation du faisceau de photons X est le principal phénomène physique intervenant dans la formation des images radiographiques. Elle dépend du numéro atomique des atomes du tissu exposé et de l'énergie du faisceau de rayons X utilisé.
 - Plus la densité du tissu exploré est basse et plus l'énergie du faisceau de rayons X émergent est élevée, moins l'atténuation sera importante conduisant à une plage plus noire ou radiotransparente. Plus la densité du tissu exploré est élevée et plus l'énergie du faisceau de rayons X émergent est faible, plus l'atténuation sera importante, conduisant à une plage plus blanche ou radio-opaque sur l'image.
 - Les radiographies par projection sont des images en échelle de gris, composées par des opacités, des lignes et des contours.
 - Un trait prend naissance sur une radiographie lorsque le faisceau de rayons X aborde tangentiellement la surface d'une structure opaque ou l'interface séparant deux structures d'opacité différente.
 - Un meilleur contraste est obtenu en diminuant les kV, au prix d'une atténuation globale supérieure obligeant à augmenter les mA, donc l'exposition du patient. La réduction de la dose au patient se fait soit en diminuant l'intensité du faisceau incident soit en augmentant l'énergie des rayonnements au risque de diminuer le contraste.
 - Il est nécessaire de réaliser au moins deux projections à différentes incidences (si possible orthogonales) pour pouvoir localiser un objet dans les trois dimensions de l'espace.
 - Plus l'orientation du faisceau de rayons X par rapport au plan de référence du patient (angle d'incidence) ou par rapport au plan du système de détection (angle de projection) sera grand, plus grand sera l'effet de distorsion géométrique dans l'image.
 - Une radiographie entraîne un agrandissement lié à l'effet de projection.
-

Entraînement 3.1 QCM

QCM 1

- Quels sont les effets physiques responsables de la formation des rayons X au niveau de l'anode (cible en tungstène) ? Compton
- Rayonnement de freinage
- Fluorescence
- Photolélectrique
- Transfert thermique

QCM 2

- À propos des composants de l'appareil à rayons X, il est possible d'affirmer que : Le kilovoltage, l'intensité du courant et le temps d'exposition sont les principaux paramètres disponibles pour régler un faisceau de rayons X
- Le collimateur sert à augmenter l'énergie moyenne du faisceau de rayons X
- Le système de détection identifie la quantité totale de rayonnement qui a traversé la cible et mesure la dose d'irradiation
- Dans le tube de Coolidge, la cathode est bombardée par un faisceau d'électrons pour produire les rayons X
- Pendant la formation des rayons X, il n'y a pas de perte d'énergie thermique

QCM 3

- Quand les photons X interagissent avec la matière dans un patient, quel est le principal effet physique responsable pour la formation de l'image radiographique ? Effet de freinage
- Effet Compton
- Effet ionisant
- Effet photoélectrique
- Effet bipolaire

QCM 4

- À propos de l'interaction entre les rayons X et la matière, il est possible d'affirmer que : Plus épais est l'objet, plus faible sera l'atténuation et on observera un aspect blanc sur la radio
- Plus dense est l'objet, plus forte sera l'atténuation et on observera un aspect noir sur la radio
- Plus épais est l'objet, plus forte sera l'atténuation et on observera un aspect noir sur l'image
- Plus dense est l'objet, plus faible sera l'atténuation et on observera un aspect blanc sur la radio
- Plus dense est l'objet, plus forte sera l'atténuation et on observera un aspect blanc sur la radio

QCM 5

- À propos de la formation de l'image radiographique identifiez la ou les réponses correctes : La loi des tangentes régit la formation des opacités d'une image radiographique
- Si deux structures de densité similaire sont dans le même plan, leurs contours sont conservés
- La distorsion géométrique de l'image dépend de la position de la cible et de l'orientation du faisceau X
- Si le faisceau X aborde tangentiellement la surface d'une structure opaque, une ligne est formée dans l'image
- La profondeur d'une lésion sur une incidence radiographique ne peut être déterminée que si le cliché est de bonne qualité

QCM 6

- A À propos de la densité des tissus humains normaux en radiographie standard, il est possible d'affirmer que : Le muscle a une densité grasseuse
- B Le cartilage a une densité calcique
- C L'os a une densité hydrique
- D Le tissu sous-cutané a une densité grasseuse
- E Le poumon a une densité aérique

Bibliographie

Peyret O, Bergot C. L'imagerie par rayons X. In : Biophysique pour les sciences de la vie et de la santé. Omniscience Ed ; 2007. p. 79–813. 21.

Régent D, Mandry D, Croise-Laurent V, et al. Production des rayons X en imagerie par projection et en scanographie. In : EMC - Radiologie et imagerie médicale - principes et technique - radioprotection. Elsevier ; 2013.

Wybier M, Bossard P. Musculoskeletal imaging in progress : the EOS imaging system. Joint Bone Spine 2013 ; 80(3) : 238–43.

Chapitre 4 Tomodensitométrie (TDM)

B. Longère , F. Pontana and A. Lalande

Plan du chapitre

- Introduction 32
- Principes de base 32
- Formation de l'image 34
- Principaux artefacts 39
- Produits de contraste 40
- Radioprotection en TDM 45
- Indications cliniques 45
- Conclusion 46



Objectifs

- F Connaître les principes physiques et les risques de la tomodensitométrie (TDM).
 - G Connaître les bases de la formation et du traitement de l'image.
 - H Connaître les principes de prescription des TDM et des produits de contraste iodés.
 - I Connaître les indications et les limites de cette technique.
-

Introduction

Peu après l'apparition de la radiographie conventionnelle, consécutive à la découverte des rayons X par Wilhelm C. Röntgen en 1895, la nécessité de visualiser plus de structures anatomiques était évoquée. En effet, la principale limitation de la radiographie conventionnelle est liée au principe même de cette technique qui repose sur la projection dans deux dimensions d'un ensemble tridimensionnel de structures traversées par le faisceau de rayons X incident. Par conséquent, une partie des informations contenues dans l'image formée demeure inexploitable, masquée par les superpositions. La multiplication des incidences radiographiques, plus ou moins complexes à mettre en œuvre, peut permettre par déduction de dégager certaines structures sans être exhaustif.

L'ancêtre de la TDM, la tomographie, quant à elle créait un flou cinétique permettant d'effacer du cliché radiographique toutes les structures situées hors du plan que l'on cherchait à imager, au prix d'une dose d'exposition plus importante et de la perte de toute information contenue dans les plans effacés (exemple : orthopantomographie ou panoramique dentaire).

La tomographie laissait entrevoir jusque dans son nom les prémices de la TDM qui permet d'explorer un volume en réalisant de multiples projections de plans selon des angles différents au sein desquels les structures sont différenciées en fonction de leur densité radiologique c'est-à-dire leur capacité à absorber plus ou moins les rayons X. La discrimination à l'œil nu de leurs différentes densités nécessitera une aide informatique permettant de voir les équivalents en densité des tonalités osseuse, hydrique et aérique de la radiographie conventionnelle.

Il revient à Godfrey Hounsfield d'avoir décrit et réalisé en 1972 la première TDM alors qu'Allan Cormack avait bâti 15 ans plus tôt le corpus mathématique nécessaire à son développement : ils se partagèrent le prix Nobel de médecine de 1979.

Depuis les premières images TDM acquises en 1972, cette technique a connu un important et rapide essor technologique permettant d'abord une diminution du temps d'acquisition (de 6 coupes de 13 mm chacune en 35 minutes initialement à 384 coupes contiguës de 0,6 mm en 66 ms en 2016). Les principales innovations récentes se sont efforcées d'apporter une diminution notable de la dose d'exposition délivrée au patient tout en améliorant la qualité de l'image.

En 2012, en France, près de 82 millions d'actes diagnostiques utilisant des rayonnements ionisants ont été réalisés. Les examens TDM représentaient 10,5 % des actes réalisés mais 71 % de la dose efficace collective délivrée à la population française. La dose individuelle moyenne a augmenté de 20 % environ entre 2007 et 2012, du fait notamment d'une augmentation de 12 % du nombre d'examens TDM pendant cette période. Rapporté au nombre d'habitants, en 2012, la France était le 5^e pays des 27 de l'Union européenne à prescrire le plus d'examens TDM. Ces données illustrent l'importance de maîtriser la dose délivrée au patient. Ce concept s'intègre dans le principe de radioprotection que le radiologue est, entre autres, en charge de faire respecter et de faire appliquer (cf. « Radioprotection »). L'augmentation du recours à la TDM ne doit pas faire négliger l'importance de l'examen clinique, prérequis indispensable afin de guider la demande.

Après avoir expliqué la formation de l'image à partir des principes de base de la TDM, l'utilisation des produits de contraste, quelques exemples d'indications de la TDM en pratique courante seront abordés.

Principes de base

Anatomie d'un scanner

Élément mobile tournant au sein d'un support fixe

Afin de pouvoir reconstruire les images dans le plan axial, il est nécessaire d'obtenir de multiples projections de rayons X réalisées selon les incidences couvrant de 0 à 180° autour de l'axe cranio-caudal du patient. Ces incidences en projections multiples sont rendues possibles par deux grandes structures de la mécanique d'un scanner (figure 4.1) : le stator (statique) servant de support au rotor (rotation) de forme annulaire qui tourne autour du stator (rotor à ne pas confondre avec celui de l'anode tournante citée dans le chapitre : « Radiographie »).

Figure 4.1

Représentation schématique simplifiée d'un scanner multi-détecteurs simple source de troisième génération.

Représentation du rotor (en gris) embarquant le système de gestion de l'alimentation électrique, le tube radiogène et les détecteurs. Il tourne au sein du stator auquel il est relié par les *slips rings* de sorte que le faisceau de rayons X décrit autour du patient installé sur la table en mouvement une trajectoire hélicoïdale (en rouge).

Au fil de l'évolution technologique de la TDM, il s'est avéré plus efficace de faire effectuer une rotation continue au couple tube radiogène-détecteur autour du patient de manière à ne pas perdre de temps avec de multiples accélérations et décélérations du rotor (de l'ordre de $\pm 100 \text{ m/s}^2$), le poids de ce dernier (une tonne environ pour un scanner classique) impliquant d'importantes contraintes mécaniques, liées notamment aux frottements et à la force centrifuge générée par des vitesses de rotation de plus en plus élevées (actuellement quatre tours/s) pour des machines qui peuvent, pour certains modèles non développés ici car bien moins répandus, embarquer sur leur rotor deux couples tube-détecteur (scanner bi-tubes). Compte tenu du grand nombre de tours effectués, il n'est pas possible

de conduire l'alimentation électrique du système par un câblage classique : la conduction électrique se fait par un système de bagues et de frotteurs (système « slip rings »). Le transfert de données peut s'effectuer par leur biais ou, plus fréquemment de nos jours, par une communication sans fil.

- Le rotor électriquement relié au stator par les « *slip rings* » supporte la majorité des éléments de la chaîne radiologique : **le tube à rayons X ou tube radiogène** (dont les principes de fonctionnement ont été décrits dans le chapitre : « Radiographie »), plus performant et donc plus onéreux qu'en radiologie classique, doit répondre aux contraintes inhérentes à la technique TDM : du fait d'une durée de balayage de l'anode tournante par le faisceau d'électrons plus importante qu'en radiologie conventionnelle, celle-ci doit pouvoir supporter un échauffement plus intense (capacité thermique élevée) ; par ailleurs, elle doit être en mesure de se refroidir suffisamment rapidement pour permettre les acquisitions successives (dissipation thermique élevée) ;
- **les filtres et collimateur primaire** situés à la sortie du tube radiogène. Les premiers sont constitués d'une fine couche de métal (aluminium, étain) et ont pour objectif d'absorber les rayons X les moins énergétiques qui sont à l'origine d'une irradiation inutile (ils ne ressortiraient pas du patient et n'apporteraient donc aucune information). Le collimateur primaire, quant à lui, permet de modifier la géométrie du faisceau de rayons X afin de s'adapter aux largeurs d'exploration et aux épaisseurs de coupes désirées ;
- **le système de détection**. Son but est de restituer en signal électrique l'information contenue dans le faisceau de photons X ayant traversé le patient. De nos jours, les détecteurs les plus répandus consistent en des cristaux de céramique photoluminescents qui transforment les photons X en photons de lumière visible. Ces derniers sont captés par une photodiode située juste sous le cristal scintillant et convertis en courant électrique. Le cristal constitue l'unité élémentaire du système de détection. Ces cristaux de taille millimétrique sont disposés sur un arc de cercle dont le centre est occupé par le tube radiogène, de manière à couvrir le secteur angulaire du faisceau divergent de rayons X. Les scanners contemporains sont dits « multi-barrettes » ou « multi-détecteurs », par opposition aux scanners dits « mono-coupe » désormais disparus : on désigne par « barrette » (ou par abus de langage « détecteur »), une rangée de cristaux scintillants disposés en arc de cercle. La juxtaposition de ces barrettes de détecteurs permet d'augmenter le nombre de coupes acquises simultanément (16, 32, 64, 128, voire jusqu'à 320 coupes), la totalité de la surface de cristaux scintillants ainsi formée étant couverte par le faisceau. Les scanners de dernière génération utilisent des cristaux de 0,5 à 0,625 mm : un scanner de 128 barrettes par exemple permet donc l'acquisition simultanée de 128 coupes couvrant une hauteur de 6 à 8 cm. L'augmentation de la sensibilité des détecteurs est un enjeu important puisqu'elle permet une réduction significative de la dose délivrée au patient pour une qualité d'image au moins équivalente.

Autres éléments

- **L'alimentation électrique**, de l'ordre de 150 kV doit permettre le fonctionnement d'un circuit à basse tension et d'un circuit à haute tension pour le fonctionnement du tube.
- **La table d'examen** sur laquelle le patient est allongé est mobile, aussi transparente aux rayons X que possible et elle permet un mouvement de translation longitudinale au sein de l'anneau formé par le rotor.
- **La console d'acquisition** est un poste informatisé qui permet non seulement de programmer l'acquisition mais également de reconstruire et visualiser les images. Le reconstituteur d'images de la console nécessite une importante puissance de calcul informatique car il pourrait constituer un facteur limitant aux avancées technologiques, notamment logicielles (un système informatique mal adapté retardant la disponibilité immédiate des images par un temps de reconstruction trop long).

Interaction des rayons X avec la matière

Les principes d'interaction des photons X avec la matière sont les mêmes qu'en radiographie conventionnelle (cf. « Radiographie »).

Réalisation en pratique d'une TDM

Le patient est accueilli au secrétariat et son identité est vérifiée. Il est ensuite pris en charge par un manipulateur en électroradiologie médicale (MER) qui l'installe dans une cabine s'il est valide. Le patient est partiellement déshabillé : on s'assure qu'il n'y a pas de métal (bouton pression sur une chemise, boucle de ceinture par exemple), susceptible d'entraîner des artefacts sur l'image. La recherche de contre-indications à l'injection de produit de contraste, effectuée préalablement par le demandeur d'examen, est confirmée lors de l'examen. En fonction de la demande transmise par le médecin demandeur, le radiologue, s'il valide l'indication, détermine la ou les zone(s) anatomique(s) à explorer et la nécessité ou non d'effectuer une opacification. Des acquisitions successives peuvent être réalisées au cours d'un même examen sur tout ou partie du volume d'étude ; il s'agit du protocole d'acquisition. Certains examens nécessitent une injection intraveineuse de produit de contraste iodé : une voie veineuse périphérique est alors mise en place. Le patient est allongé sur la table d'examen et le manipulateur lui explique éventuellement si une apnée est nécessaire pendant l'acquisition. L'anneau étant peu profond, il n'y a pas de problème lié à une éventuelle claustrophobie.

- Depuis la console d'acquisition, le manipulateur, sous la responsabilité du radiologue, programme les différentes phases de l'examen selon le protocole : topogramme ou mode radio réalisé de face et parfois de profil : des radiographies (cf. *infra* « **Mode radio** ») sont réalisées de manière à définir les limites du ou des volumes d'acquisition, représentés sous la forme de « boîtes » que l'on ajuste sur les clichés de repérage ;
 - pour chaque volume d'acquisition programmé, plusieurs paramètres techniques doivent être ajustés afin d'optimiser le compromis entre la dose délivrée et la qualité de l'image qui devra rester compatible avec le diagnostic. Il est alors possible de modifier la quantité de rayons X émis (charge du tube, dépendant du milliampérage utilisé), l'énergie des photons X (en keV, dépendant du kilovoltage utilisé), les vitesses de rotation du tube autour du patient (en seconde par tour) et d'avancée de la table d'examen (définissant *le pas* de l'hélice décrite par le faisceau de rayons X autour du patient) ;
 - l'acquisition est réalisée selon les paramètres précédemment renseignés. Une injection de produit de contraste est réalisée si besoin. Le temps d'acquisition est très court (quelques secondes) sur les appareils récents ;
 - les données obtenues, dites « données brutes », ne sont pas des images mais un profil global d'atténuation. Un traitement informatique est nécessaire pour générer les images (cf. *infra* « **Formation de l'image** »). Cette phase de reconstruction des images peut nécessiter plus ou moins de temps (ancienneté du système informatique, nombre de coupes, protocoles spécifiques). Le radiologue consulte rapidement les images reconstruites afin de déterminer si des acquisitions complémentaires sont nécessaires ou si, au contraire, l'examen est terminé ;
 - les images acquises sont traitées puis interprétées par le radiologue. Le temps de l'interprétation est plus long que celui de l'acquisition car une TDM peut générer plusieurs centaines de coupes auxquelles on applique des filtres divers (cf. *infra*) et un traitement particulier en fonction de la question posée (cf. « Traitement de l'image reconstruite »). Les images produites lors de l'examen sont archivées (cf. « Caractéristiques d'une image médicale »).
-

Formation de l'image

Modes d'acquisition

Les mouvements de la table d'examen associés ou non à la rotation du tube permettent différents modes d'acquisition.

Mode radio

La translation de la table, le couple tube-détecteur restant fixe, permet un balayage du patient par un faisceau de rayons X selon une incidence donnée et produit une image radiographique (dite « topogramme » ou *scout view*). Ce cliché permet notamment de repérer et de délimiter les volumes à explorer.

Le profil d'atténuation du topogramme permet de déterminer les variations d'absorption des photons X le long du volume exploré et de moduler automatiquement le flux de rayons X émis lors de l'acquisition. Cette modulation automatique de dose permet d'augmenter automatiquement le flux de rayons X lors du passage sur les structures plus absorbantes (ceintures scapulaire et pelvienne par exemple) et de le diminuer automatiquement au cours de la même acquisition lors de l'exposition de structures moins atténuantes comme le parenchyme pulmonaire.

Mode séquentiel

Ce mode d'acquisition était le seul utilisé sur les appareils des générations précédentes. La table étant immobile, le couple tube-détecteur effectue une rotation autour du patient et génère autant de coupes que de « barrettes ». À l'arrêt de la rotation, la table se déplace de manière à présenter au flux de rayons X la suite du volume à explorer. Un « tir » de rayons X est donc effectué autour du patient à chaque palier d'avancée de table (mode « *step and shoot* »).

Ce principe reste appliqué en imagerie cardiaque, en radiologie interventionnelle scanoguidée et en angioscanographie pour surveiller l'arrivée du bolus de produit de contraste dans les vaisseaux et déclencher l'acquisition au temps artériel approprié.

Mode hélicoïdal

Ce mode d'acquisition a presque complètement remplacé le mode séquentiel et constitue le mode habituel d'un scanner contemporain. La table d'examen effectue une translation à vitesse continue au centre du rotor, de sorte que le couple tube-détecteur décrit une hélice autour de l'axe céphalo-caudal du patient (figure 4.1). La vitesse d'avancée de table est déterminée lors de la programmation et dépend de la région anatomique explorée. Le terme de « scanner spiralé » est parfois employé, bien que la trajectoire décrite autour du patient ne soit pas une spirale mais bien une hélice.

De nos jours, une acquisition thoraco-abdomino-pelvienne peut être réalisée en une seconde sur quelques appareils récents (vitesse d'avancée de table de plus de 70 cm/s), permettant, entre autres, de diminuer les quantités de produit de contraste iodé injectées pour l'exploration d'une aorte complète et de limiter les artefacts induits par les mouvements du patient (mouvements respiratoires du patient confus ou dyspnéiques, battements cardiaques). Cette accélération conséquente permet également la réalisation d'une étude multiphasique consistant en la répétition des acquisitions après injection de produit de contraste (cf. *infra* « Produits de contraste ») avec en corollaire l'augmentation inévitable de la dose délivrée au patient.

Densité

La densité « radiologique » a été définie par G. Hounsfield, parfois appelée « densité » par abus de langage : elle n'a rien à voir avec la grandeur physique que représente le rapport de la masse volumique d'un corps à celle de l'eau pure.

La capacité d'un milieu à atténuer les photons X est représentée par son coefficient d'atténuation linéique (μ , en inverse d'unité de longueur). Ce coefficient ne dépend pas de la quantité de photons l'abondant mais de leur énergie. Une définition plus simple et indépendante de l'énergie des rayons X est proposée : comme pour la densité physique, c'est l'eau pure qui a été retenue comme référence et tous les tissus ou éléments susceptibles d'être rencontrés dans l'organisme sont situés sur l'échelle dite « de Hounsfield », s'étalant initialement de -1000 à $+1000$ Unités Hounsfield (UH) définie par :

$$\text{Densité Hounsfield} = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

(où μ est le coefficient d'atténuation linéique du volume étudié, et μ_{H_2O} celui de l'eau pure). Le coefficient d'atténuation de l'air étant très proche de zéro (qui est le coefficient du vide), l'atténuation des photons X dans les épaisseurs d'air, séparant le patient du tube radiogène d'une part, et du capteur d'autre part, est considérée comme nulle et la densité Hounsfield d'un tissu ne dépend ni de la largeur de l'anneau du rotor, ni de la corpulence du patient. On en déduit par ailleurs que l'air présente une densité radiologique de -1000 UH ; il s'agit de la limite inférieure de l'échelle de Hounsfield. Les structures moins denses que l'eau (air, graisse) présentent une densité Hounsfield négative.

En revanche, la limite supérieure de l'échelle Hounsfield, qui avait initialement été fixée de façon symétrique mais arbitraire à $+1000$ UH, a été repoussée en fonction des capacités matérielles à discriminer d'importantes atténuations. Ainsi, l'os très dense (comme le rocher) ou les prothèses métalliques peuvent présenter, vu leur coefficient d'atténuation, des densités bien supérieures à 1000 UH $\mu > 2 \times \mu_{H_2O}$. La répartition des densités rencontrées dans le corps humain est représentée [figure 4.2](#).

Figure 4.2

Échelle Hounsfield.

Représentation schématique de la répartition des densités rencontrées dans l'organisme sur l'échelle de densité arbitraire utilisée en pratique. Les densités TDM sont exprimées en UH. Les densités correspondant aux parties molles et organes pleins sont très proches les unes des autres si l'on considère toute l'amplitude de l'échelle (de -1000 à $+1000$ UH). L'utilisation de fenêtres, représentées à droite, permet de ne se concentrer que sur une plage donnée de l'échelle afin d'accentuer le contraste et de rendre perceptibles par l'œil humain ces faibles différences de densité. Les pixels situés en dessous de la borne inférieure de la fenêtre apparaissent tous en noir tandis que ceux situés au-dessus de la borne supérieure apparaissent tous en blanc. SB : substance blanche ; SG : substance grise.

La description des images TDM et leur interprétation feront donc référence à des structures hypodenses, isodenses ou hyperdenses (par rapport à la structure normale) et à des éléments de densités aérique, grasseuse, hydrique, osseuse, etc. Les termes de « tonalité » ou d'« opacité » sont à réserver à la radiographie conventionnelle tandis que ceux de « signal » ou d'« intensité » sont propres à l'IRM.

Traitement des images en TDM

Les images natives sont les coupes axiales obtenues lors de l'acquisition et reconstruites par rétroprojection filtrée ou par itérations à partir des données brutes.

Le traitement des images désigne l'ensemble des applications effectuées à partir des images natives afin d'en tirer davantage d'informations, aboutissant à la formation d'images dites « reconstruites ». Ces reconstructions ne dispensent pas de l'analyse des images natives qui restituent plus fidèlement l'information contenue dans les données brutes.

Filtres

La reconstruction des données brutes en images s'accompagne de l'application de filtres numériques. Ceux-ci vont intensifier sélectivement certaines données, dans le but notamment de mieux définir les contours au prix d'une augmentation du bruit (cf. « Caractéristiques d'une image médicale ») dans l'image (filtre dur) ou, au contraire, de privilégier le contraste en acceptant d'induire une part de flou dans les contours (filtre mou). Le rapport signal/bruit (S/B, en anglais S/N) rend compte de cet effet : un filtre mou l'améliore aux dépens de la résolution spatiale, et inversement pour un filtre dur (figure 4.3, figure 4.4). Il existe donc différents types de filtres selon les structures anatomiques que l'on souhaite étudier et le but poursuivi ; on peut reconstruire plusieurs jeux d'images successifs à partir des mêmes données brutes en leur appliquant le filtre souhaité (une seule acquisition est effectuée pour reconstruire par exemple des images thoraciques en filtre mou dit « médiastinal » ou en filtre dur dit « parenchymateux pulmonaire »).

Figure 4.4

TDM cérébrale sans injection réalisée dans le cadre d'un traumatisme crâniofacial sévère (même coupe axiale reconstruite selon différents filtres en utilisant différents fenêtrages).

1. corps vitré de l'œil gauche (densité hydrique : 0 UH) ; 2. graisse rétro-orbitaire (densité graisseuse : -80 UH) ; 3. écaille temporale (densité osseuse : 950 UH) ; 4. air au sein de la corne temporale du ventricule latéral gauche (densité aérique : -980 UH) ; 5. sang au sein de la citerne prépontique (densité hématique : 65 UH) ; 6. parenchyme cérébral (densité tissulaire : 30 UH).

A. Reconstruction en filtre mou affichée en fenêtrage parenchymateux cérébral. Le fenêtrage permet la bonne visibilité de l'hémorragie sous-arachnoïdienne traumatique diffuse moulant les sillons corticaux et les citernes droites (5) ainsi que la différenciation entre les substances blanche et grise (6). La pneumocéphalie (astérisque) en temporopolaire droit est également bien visible et signe la présence d'au moins une fracture.

B. Reconstruction en filtre mou affichée en fenêtrage parenchymateux médiastinal. Cette fenêtrage est plus large que la précédente, diminuant ainsi le contraste. L'hémorragie est nettement moins visible (5) et la distinction entre les substances blanche et grise n'est plus possible (6), la rendant inappropriée pour l'étude du parenchyme cérébral. La nuance entre les densités graisseuse (2) et aérique (4) est mieux visible qu'en A.

C. Reconstruction en filtre dur affichée en fenêtrage osseux. Cette fenêtrage est centrée sur les densités plus élevées et est large. Le contraste naturel entre l'os cortical et les autres structures ne nécessite pas une fenêtrage étroite (3). Le filtre dur augmente par ailleurs la résolution spatiale, rendant ainsi visible les fins traits de fracture du processus frontal de l'os zygomatique droit et des os nasaux (flèches). Ces fractures ne sont pas décelables sur les reconstructions en filtre mou, d'autant qu'elles ne sont pas affichées en fenêtrage osseux.

Figure 4.3

Angio-TDM thoracique réalisée chez une patiente souffrant d'une néoplasie mammaire évoluée (coupes axiales).

A. Reconstruction en filtre dur affichée en fenêtrage parenchymateux pulmonaire. Le filtre dur autorise une bonne résolution spatiale permettant de bien mettre en évidence les épaississements des lignes septales comportant de petites formations micronodulaires (flèche) dans le cadre de cette lymphangite carcinomateuse. Le contraste spontané avec l'air étant élevé, une fenêtrage large est utilisée. En revanche, le faible contraste de cette fenêtrage ne permet pas la distinction entre l'épanchement pleural (1) ou sa composante scissurale (1'), le muscle dentelé antérieur (2) et la graisse médiastinale (3).

B. Même coupe qu'en 3A reconstruite en filtre mou et affichée en fenêtre parenchymateuse pulmonaire. Le filtre mou diminue le bruit au sein de l'image au détriment de la résolution spatiale, rendant moins évidente la composante micronodulaire au sein de l'épaississement septal (flèche). L'amélioration du rapport S/B par ce filtre ne permet néanmoins pas d'améliorer la différenciation entre les structures hydriques, musculaires et graisseuses (1 à 3) qui dépend du fenêtrage.

C. Autre plan de coupe avec reconstruction en filtre mou affichée en fenêtre médiastinale. Le filtre mou offre un rapport S/B meilleur (zone magnifiée au sein du cercle), permettant de bien étudier les structures tissulaires ou vasculaires. Noter la présence d'artefacts de durcissement du faisceau (atténuation des photons de basse énergie, laissant une forte proportion de photons de haute énergie) autour de la veine cave supérieure et liée au bolus de produit de contraste très dense (astérisque).

D. Même coupe qu'en 3C reconstruite en filtre dur et affichée en fenêtre médiastinale. Bien qu'affichée en fenêtre médiastinale, l'étude du médiastin et des vaisseaux n'est pas optimale car le rapport S/B est faible. Le bruit davantage présent dans l'image se manifeste sous la forme d'un aspect granuleux visible (flèche au sein de la zone magnifiée).

Autre exemple : un filtre osseux est dur : bien que le contraste naturel entre les tissus mous et l'os ne nécessite pas d'être amplifié ; dans l'os lui-même, les anomalies recherchées (fin trait de fracture par exemple) nécessitent un filtre dur pour une délimitation très nette des contours sur de très fines coupes. À l'inverse, un filtre parenchymateux cérébral est mou car l'étude TDM du parenchyme cérébral va s'attacher à rechercher, sur des coupes volontiers épaisses, des faibles différences de densité et non de très fines anomalies structurelles (figure 4.4).

Fenêtrage

À chaque pixel, structure élémentaire de l'image, est attribuée une valeur numérique proportionnelle à la densité moyenne qu'il représente et apparaît en nuances de gris. Sur un écran, plusieurs centaines de niveaux de gris sont représentées alors que l'œil humain ne peut en discerner qu'entre 20 et 30. Il est donc nécessaire de compenser les limites imposées par notre physiologie par un artifice numérique nommé « fenêtrage ».

L'ensemble des pixels d'une image peut être réparti sur un histogramme présentant en abscisse les valeurs numériques que peuvent prendre les pixels (2^{16} valeurs de 0 à 65 535) et en ordonnée le nombre de pixels présentant cette valeur. Afin de représenter sous forme d'image ces valeurs numériques, on attribue à l'histogramme une table de correspondance (*look-up table* [LUT]) qui affecte un gradient de couleur ou de gris à l'abscisse, de son origine à sa valeur maximale : elle fait donc correspondre un code de couleur à l'écran avec la valeur numérique du pixel. Par convention, la LUT utilisée en TDM va du noir au blanc de sorte que les pixels présentant de faibles valeurs apparaissent plus sombres, et inversement (voir Perception).

En diminuant la largeur d'abscisse le long de laquelle la LUT s'étend, tous les pixels présentant une valeur au-delà des bornes inférieure ou supérieure de la LUT apparaissent respectivement noirs ou blancs, Aux pixels situés entre ces bornes, une nouvelle nuance de gris est attribuée, permettant à l'œil de discriminer davantage de valeurs et donc de densités tandis que l'information située hors de cet intervalle est volontairement masquée. Le terme de « fenêtrage » désigne la largeur de la LUT. Une fenêtrage large permettra d'afficher une vaste palette des densités explorées, quitte à ne pas en percevoir toutes les nuances, tandis qu'une fenêtrage plus étroite n'affichera qu'un échantillon des densités explorées mais en permet une meilleure discrimination. Ainsi, la largeur de la fenêtrage définit le contraste de l'image restituée.

Une fois la largeur de fenêtrage fixée, il est également possible d'en définir le centre (appelé aussi niveau) le long de l'axe des abscisses. Une fenêtrage centrée sur les valeurs les plus faibles sera propice à l'étude détaillée des structures les moins denses, et inversement. La modification du centre de la fenêtrage permet donc de modifier la luminosité de l'image.

Le fenêtrage désigne donc le réglage de la largeur et du centre de la fenêtre pour optimiser l'étude d'une région donnée (figure 4.2).

Les notions de fenêtre et de filtre sont à bien distinguer (figure 4.3, figure 4.4) : le filtre permet la reconstruction des images à partir des données brutes en accentuant certaines informations (contours ou contraste) tandis que la fenêtre permet de modifier l'affichage des images reconstruites selon un filtre donné. Ainsi une acquisition thoracique reconstruite en filtre dur pourra être affichée en fenêtre dite « parenchymateuse », relativement large et centrée sur les très faibles densités aériques, tandis que le cadre osseux apparaîtra très « blanc » et de façon homogène ; les mêmes images en filtre dur peuvent être également affichées en fenêtre dite « osseuse », cette fois-ci centrée sur les hautes densités afin de pouvoir distinguer l'os cortical des trabéculations tandis que le parenchyme pulmonaire apparaîtra uniformément « noir ». En revanche, l'analyse du médiastin et des vaisseaux nécessitera des images reconstruites selon un filtre mou afin de limiter le bruit dans l'image et d'être affichée avec une fenêtre dédiée à l'étude des parties molles (plus étroite et centrée sur les densités hydriques).

Mesures

La reconstruction des images sur la matrice se fait selon les lois de la géométrie (symétrie centrale, projections, rotations, agrandissements), de sorte qu'il est possible de calculer et d'afficher les distances. Il est possible d'effectuer diverses mesures, par l'intermédiaire d'outils graphiques, sur les images affichées : longueurs (rectilignes ou non), aires, angles, volumes. Par ailleurs, il est possible de mesurer en UH la densité d'une région dite « région d'intérêt » (*region of interest* [ROI]) afin de caractériser un tissu ou d'en quantifier le rehaussement après injection de produit de contraste.

Reconstructions de données volumiques

Du fait des dimensions inframillimétriques des récepteurs actuels, regroupés en barrettes couvrant de larges hauteurs, l'empilement des coupes permet l'obtention de véritables volumes d'acquisitions. Le passage d'un objet bidimensionnel à un niveau tridimensionnel implique de redéfinir l'unité élémentaire qu'est le pixel : on lui ajoute une dimension qui ne correspond plus à un carré mais à un cube appelé « voxel » (*volume element*).

Il est alors possible de reconstruire une coupe du volume selon n'importe quel plan de l'espace : il s'agit des reconstructions multiplanaires (*multiplanar reconstruction* ou *multiplanar reformatting* [MPR]) (figure 4.5). Ces reconstructions multiplanaires peuvent également permettre de suivre la trajectoire d'une structure (un vaisseau par exemple) afin de la dérouler et ainsi permettre la visualisation d'une structure curviligne sur une seule image (MPR curviligne). D'autres modes de reconstructions sont disponibles : sommation dans l'épaisseur des structures les plus denses (*maximal intensity projection* [MIP]), sommation dans l'épaisseur des structures les moins denses (*minimal intensity projection* [MinIP]), reconstruction du volume, en affectant une texture, un jeu de lumière et une couleur à chaque structure reconstruite (rendu surfacique, *surface rendering*, mode SR, ou rendu volumique, *volume rendering*, mode VR) (cf. « Traitement de l'image reconstruite »).

Figure 4.5

MPR d'une angio-TDM thoracique.

Le mode MPR permet l'affichage d'une même série d'images natives dans les plans axial (cadre rose), coronal (cadre violet) et sagittal (cadre orange) de manière simultanée ou dans tout autre plan de l'espace. Ici, une reconstruction sagittale oblique dans le plan de la crosse aortique permet d'afficher le vaisseau sur toute sa hauteur (cadre vert).

Traitements spécifiques

Ces applications sont dérivées des reconstructions sur les acquisitions volumiques : endoscopie digestive ou bronchique virtuelle permettant de naviguer dans les organes creux pour rechercher des structures bourgeonnantes, détection automatisée de lésion pulmonaire ou hépatique (par exemple : *computer-aided diagnosis* [CAD]), reconstruction de volumes aux différents temps du cycle cardiaque et calcul des volumes et fonctions ventriculaires, étude dynamique de la perfusion d'un organe avec établissement de courbes de rehaussement, permettant notamment la caractérisation tissulaire, cartographie de la répartition du produit de contraste iodé injecté, fusion avec d'autres modalités d'examen d'imagerie.

Principaux artefacts

Il existe de nombreux types d'artefacts en TDM : de mouvement, métalliques, de volume partiel, de durcissement, d'hélice, en cible. Les plus caractéristiques et les plus fréquents, sont abordés ici.

Artefacts de mouvement

Même si l'acquisition est rapide, elle n'est pas instantanée, et donc il est nécessaire que le sujet demeure immobile de manière à ne pas produire de flou sur les images. En TDM, cet artefact se manifeste sous la forme d'un dédoublement des contours en mouvement. La coopération du patient est donc nécessaire pour l'exploration TDM, afin d'obtenir de lui qu'il n'effectue aucun mouvement. Cela implique généralement une apnée d'une dizaine de secondes pour les explorations thoraciques ou abdominopelviennes. L'immobilité peut néanmoins être difficile à obtenir selon le terrain : patient confus ou agité, enfant non coopérant, dyspnée sévère, patient algique, etc. Une sédation ou une contention physique, voire une anesthésie générale, peuvent se révéler nécessaires. La pulsativité des artères, le péristaltisme digestif ou les battements cardiaques restent incontrôlables. Au niveau de la racine de l'aorte, cela peut entraîner de fausses images de dédoublement des contours de la racine aortique pouvant en imposer à tort pour une dissection aortique. On peut l'éviter en utilisant une synchronisation de l'acquisition TDM à l'électrocardiographie (ECG) et en utilisant un module de reconstruction des images dédié à l'exploration cardiaque et vasculaire (figure 4.6).

Figure 4.6

AngioTDM thoracique réalisée dans le cadre d'une suspicion de dissection aortique (coupes axiales). A. Les battements cardiaques se répercutent sur la racine aortique et sont responsables d'artefacts cinétiques se manifestant sous la forme d'un dédoublement des contours, mimant ainsi une dissection de l'aorte thoracique ascendante (flèches noires). Noter la présence d'une embolie pulmonaire (défaut de rehaussement endoluminal ; flèches blanches).

B. Le recours à une synchronisation cardiaque (*gating* cardiaque) permet de s'affranchir des artefacts cinétiques et d'écartier ici le diagnostic de dissection aortique. La synchronisation cardiaque n'est pas toujours possible dans le cadre de l'urgence, ce qui n'empêche habituellement pas le diagnostic (en particulier lorsque la dissection atteint l'aorte descendante, fixe et donc moins sensible aux artefacts cinétiques).

A, B. Le bolus de produit de contraste concentré au sein de la veine cave supérieure est responsable d'artefacts de durcissement du faisceau, se manifestant par des bandes hypodenses (astérisque).

Artefacts métalliques

On parle d'artefact métallique lorsque le phénomène de durcissement du faisceau est provoqué par l'interaction du faisceau de rayons X avec un corps étranger métallique, produisant des artefacts en bandes caractéristiques, souvent plus marqués que lorsqu'ils sont produits par des structures osseuses

denses. Ces corps étrangers sont le plus souvent des implants dentaires ou des prothèses orthopédiques (figure 4.7, figure 4.8).

Figure 4.8

Dissection aortique sur TDM thoraco-abdomino-pelvienne (coupe axiale à l'étage abdominal). La vitesse d'avancée de table élevée utilisée est responsable d'artefacts en hélice au pôle supérieur du rein gauche, ou en étoiles en regard des structures vasculaires, propres à la technique hélicoïdale (flèches). Les électrodes du scope ECG posées sur la peau sont responsables d'artefacts métalliques (doubles flèches). Noter l'opacification du vrai chenal (astérisque noir) tandis que le faux chenal, circulant plus lentement, n'est pas encore opacifié (astérisque blanc).

Figure 4.7

TDM abdominopelvienne en coupe axiale à l'étage pelvien. L'examen est réalisé dans le cadre d'un traumatisme grave du bassin ayant nécessité le tamponnement d'un saignement par des compresses après laparotomie puis fermeture (cette technique d'hémostase chirurgicale en urgence est également appelée packing). Les compresses présentent des bandes métalliques permettant leur repérage radiographique ou ici TDM. Ces bandes sont responsables d'artefacts métalliques (flèches noires). Par ailleurs, il existe probablement un problème de calibration sur le scanographe ayant réalisé l'examen, se manifestant sous la forme de bandes disposées en cible (lignes pointillées). Noter la thrombose de l'artère iliaque primitive gauche qui n'est pas opacifiée (astérisque blanc), contrairement à son homologue controlatérale (astérisque noir).

Effet de volume partiel

Il ne s'agit pas à proprement parler d'un artefact mais plutôt d'une limite de l'image tomographique. Le principe est que plusieurs entités de densités différentes sont codées au sein d'un seul voxel. Le signal résultant est une moyenne du signal de l'ensemble des entités pondérées par leur volume relatif au sein du voxel. Alors le signal obtenu ne correspond plus à une structure en particulier. Ce phénomène est d'autant plus fréquent que les coupes sont plus épaisses et l'objet plus petit. L'analyse multiplanaire permet souvent de confirmer l'effet de volume partiel suspecté.

Produits de contraste

Principes

Le contraste naturel entre les tissus de certaines régions anatomiques étant limité (abdomen par exemple), le recours à l'utilisation de produits de contraste est souvent nécessaire en TDM.

L'augmentation du contraste est due à la présence d'atomes à numéro atomique élevé ($Z = 53$ pour l'iode, 54 pour le baryum) qui augmentent l'absorption des photons X.

L'iode en lui-même est toxique du fait de son interaction avec la thyroïde et est donc intégré dans une enveloppe moléculaire cyclique (benzènes) rendue hydrophile afin d'empêcher sa métabolisation. Il existe plusieurs spécialités de produits de contraste iodés distribuées par différents laboratoires pharmaceutiques, chacune correspondant à une enveloppe benzénique différente. Ces différentes spécialités sont souvent disponibles en plusieurs concentrations différentes (jusqu'à 400 mg/L d'iodure). Les produits de contraste sont des médicaments sur liste I (uniquement délivrés sur prescription médicale).

Les modalités d'administration des produits de contraste iodés sont multiples. Bien que la voie intraveineuse soit largement la plus utilisée en TDM, il est également possible, entre autres, de faire ingérer le produit de contraste, l'injecter en intrathécal (pour les recherches de fistule ostéodurale par

cisternoscanner) ou l'injecter directement au sein d'une cavité par ponction directe ou par l'intermédiaire d'un drain ou d'une sonde.

Comme pour tout médicament, la prescription des produits de contraste impose la recherche préalable de contre-indications. En cas d'urgence, l'indication prime généralement sur la contre-indication, sous réserve de la mise en œuvre des moyens permettant la prise en charge des éventuelles complications (dialyse ou prise en charge d'une réaction allergique).

Effets indésirables, contre-indications et interactions

Des fiches pratiques de recommandation ont été rédigées par le Comité interdisciplinaire de recherche et de travail sur les agents de contraste en imagerie (CIRTACI), à destination des radiologues et des médecins prescripteurs. Ces fiches sont disponibles sur le site de la Société française de radiologie (SFR) [1]. Les effets négatifs liés à l'injection intravasculaire de produit de contraste iodé sont fréquents, certains d'entre eux étant parfaitement bénins.

Réactions non allergiques

Réaction physiologique à l'injection de produit de contraste

L'injection du produit de contraste augmente l'osmolalité plasmatique, ce qui provoque un appel d'eau depuis les cellules endothéliales et une vasodilatation diffuse. L'effet ressenti est celui d'une bouffée de chaleur diffuse, sans caractère pathologique, et dont on prévient systématiquement le patient afin qu'il ne s'inquiète pas inutilement au moment de l'injection. Les autres signes souvent ressentis au cours de l'injection sont un goût métallique et une fausse sensation de miction.

Réaction d'hypersensibilité immédiate non immunoglobulines E (IgE)-dépendante

L'injection peut par ailleurs provoquer une dégranulation des polynucléaires basophiles, la libération d'histamine provoquant alors des démangeaisons, voire une urticaire et, éventuellement, nausées et vomissements. Cette hypersensibilité immédiate non IgE dépendante (histaminolibération non spécifique) n'est pas de type allergique et est considérée comme mineure. Elle est plus fréquente à débit d'injection élevé et si le produit de contraste a une concentration élevée. Certains patients sont davantage sujets à ce type de réactions non allergiques, notamment les patients présentant un terrain atopique ou les patients asthmatiques (aggravation des symptômes respiratoires). Cette réaction ne contre-indique pas l'injection ultérieure de produit de contraste mais justifie une surveillance au décours de l'examen afin de ne pas méconnaître une réaction allergique vraie. Une préparation par antihistaminiques H1 est efficace dans ce cas.

Réactions allergiques : réactions d'hypersensibilité immédiate allergique

Il s'agit alors de réactions d'hypersensibilité immédiate IgE-dépendantes, impliquant une reconnaissance spécifique des molécules du produit de contraste par des IgE spécifiques produites lors d'une première phase de sensibilisation. Cette reconnaissance immunologique spécifique entraîne une activation des mastocytes et des polynucléaires basophiles provoquant une réaction allergique vraie de sévérité variable, habituellement dans les premières minutes suivant l'injection. Les réactions allergiques ont été décrites et classées en fonction de leur sévérité par Ring et Messmer et sont présentées dans le [tableau 4.1](#) [2].

Tableau 4.1

Classification de Ring et Messmer des réactions allergiques [2]

Grade	Symptômes
I	Signes cutanéomuqueux <i>Érythème, urticaire avec ou sans angioœdème</i>

- II Atteinte multiviscérale modérée
 Cardiovasculaire : *hypotension, tachycardie*
 Respiratoire : *toux, dyspnée*
 Gastro-intestinal : *nausées, vomissements*
 Téguments : *érythème, urticaire, angioœdème*
- III Choc anaphylactique, défaillance mono-/multiviscérale sévère
 Cardiovasculaire : *état de choc, tachycardie, voire bradycardie, troubles du rythme*
 Respiratoire : *bronchospasme, détresse respiratoire*
 Gastro-intestinal : *douleurs abdominales*
 Téguments : *apparition parfois retardée, après restauration hémodynamique*
- IV Arrêt cardiorespiratoire

Il est donc recommandé d'adresser le patient à une consultation d'allergologie en cas de réaction consécutive à l'injection de produit de contraste iodé. Tout produit de contraste engendrant une réaction positive aux tests cutanés devra être contre-indiqué mais pourra être substitué par une autre spécialité de produit de contraste (absence de réactions croisées).

Il est important de rappeler que les réactions allergiques vraies ne sont pas provoquées par l'atome d'iode (déjà présent dans la thyroïde) : **l'allergie à l'iode n'existe pas !** Par conséquent, il ne faut pas contre-indiquer l'injection de produit de contraste chez un patient prétendument « allergique » aux produits de la mer ou à la polyvidone iodée (Bétadine®) qui n'ont aucune communauté antigénique avec les produits de contraste iodés. L'allergie est liée aux excipients associés à l'iode, qui varient d'un produit à l'autre.

D'ailleurs, il n'existe pas de réaction allergique croisée entre les différents produits de contraste iodés disponibles sur le marché. Lors des tests allergologiques suivant une réaction d'hypersensibilité aux produits de contraste, différentes spécialités sont testées, même si la probabilité d'être authentiquement allergique à deux spécialités différentes est très faible. Une fois la spécialité responsable identifiée, il n'existe pas de contre-indication fondée à utiliser une autre spécialité iodée (d'autant qu'elle aura en général été également évaluée lors des tests allergologiques).

Néphrotoxicité et insuffisance rénale

Les produits de contraste iodés sont éliminés par filtration rénale. Ils peuvent induire une néphropathie au produit de contraste définie par une élévation de plus de 30 % de la créatininémie de base ou par une oligurie survenant dans les 72 heures suivant l'injection. Le dosage de la créatininémie est donc indispensable avant toute injection intraveineuse de produit de contraste iodé.

Les patients présentant un débit de filtration glomérulaire (DFG) inférieur à 60 mL/min, une néphropathie diabétique, un myélome avec protéinurie, un traitement néphrotoxique (anti-inflammatoires non stéroïdiens [AINS], sels de platine, etc.) ou un âge supérieur à 65 ans sont davantage susceptibles de développer une néphropathie induite par les produits de contraste et représentent une population à risque.

En cas d'insuffisance rénale sévère (DFG < 30 mL/min), l'injection de produit de contraste est en principe contre-indiquée. La prescription, en particulier dans la population à risque décrite plus haut, devra être réfléchie et une méthode d'exploration alternative (échographie, IRM) sera privilégiée lorsque cela sera possible. Si l'injection est malgré tout nécessaire, certaines précautions devront être mises en place : injection réalisée si possible à sept jours d'intervalle de l'administration d'un autre médicament néphrotoxique (AINS, cure de chimiothérapie) et délai d'au moins trois à cinq jours entre deux injections de produit de contraste iodé.

En cas d'insuffisance rénale modérée, des mesures de néphroprotection seront nécessaires : hydratation suffisante encadrant l'injection (2 litres *per os* entre les 24 heures précédant et les 24 heures suivant l'injection), de préférence par une eau riche en sodium et en bicarbonate.

Les antécédents de transplantation rénale doivent faire considérer le patient comme insuffisant rénal sévère (contre-indication) tandis que l'hémodialyse ne justifie pas de précaution particulière. La metformine est une molécule à élimination rénale favorisant le métabolisme anaérobie et la production d'acide lactique. Les patients diabétiques de type II sous metformine devront interrompre leur traitement après l'injection de produit de contraste. Si une néphropathie induite par les produits de contraste survient (la néphropathie diabétique étant l'un des facteurs de risque), la metformine n'est plus éliminée et s'accumule dans l'organisme au fil des prises du traitement. Il en résulte une dangereuse acidose lactique, qui peut être prévenue par la suspension systématique du traitement après injection de produit de contraste. La réintroduction de la metformine est autorisée après contrôle de la créatininémie à 48 heures. Il n'est en revanche plus recommandé d'interrompre la metformine en amont de l'examen [1].

Perturbation du métabolisme thyroïdien

Malgré l'incorporation de l'iode à des molécules benzéniques, des iodures libres sont susceptibles d'être captés par la thyroïde et induire une hyper- ou une hypothyroïdie. Cela est plus fréquent chez le nouveau-né et chez les patients présentant une affection thyroïdienne (hyperthyroïdie non équilibrée). Une hyperthyroïdie non contrôlée, d'autant que le patient est âgé ou souffre d'une maladie cardiaque, contre-indique l'injection de produit de contraste iodé du fait du risque de cardiomyopathie induite. Les patients souffrant d'hyperthyroïdie mais suivant un traitement par antithyroïdiens ne relèvent en revanche d'aucune précaution spécifique.

L'administration de produits de contraste iodés peut enfin perturber le métabolisme d'autres agents pharmacologiques. L'iode libre dans le produit de contraste iodé est capté par la thyroïde qu'il sature, empêchant ainsi par compétition la fixation de l'¹²³I ou ¹³¹I. Ainsi, lorsqu'une scintigraphie thyroïdienne ou qu'un traitement par iode radioactif sont nécessaires, ils doivent être réalisés avant une TDM avec injection de produit de contraste iodé et non après.

Grossesse

Aucune étude animale ne met en évidence d'effet tératogène des produits de contraste iodés. Néanmoins, comme souvent lorsqu'il s'agit de ce terrain spécifique, le principe de précaution est de mise (se surajoutent les problèmes liés à la radioprotection chez la femme enceinte exposés plus loin). Autant que possible, la réalisation des examens sera reportée après l'accouchement. Cependant, si l'examen est urgent et ne peut être reporté, les futurs parents, le demandeur et l'équipe d'obstétrique s'accordent sur la réalisation de l'examen et doivent être informés de l'injection nécessaire de produit de contraste iodé ainsi que du risque théorique d'hypothyroïdie néonatale.

Acquisition multiphase

L'injection de produit de contraste s'effectue habituellement sur une voie veineuse périphérique posée au membre supérieur. Le produit est administré le plus souvent à l'aide d'une seringue automatique permettant de délivrer un volume et un débit prédéfinis, sur une durée par conséquent aisée à calculer. Le bolus de contraste suit le sens physiologique de la circulation sanguine : le produit transite par les veines du membre supérieur pour rejoindre la veine cave supérieure se drainant dans l'atrium droit. Le contraste arrive ensuite dans le ventricule droit (VD) et opacifie les artères pulmonaires puis les veines pulmonaires avant de revenir à l'atrium gauche et au VG. Le contraste est alors éjecté au sein de l'aorte puis se distribue à tous les organes par le biais des branches artérielles partant de l'aorte. Après le rehaussement parenchymateux qui nécessite un délai variable d'un organe à l'autre, le retour veineux s'effectue par les veines systémiques et le réseau porto-mésentérique et se collecte finalement dans les systèmes caves supérieur et inférieur. L'élimination est principalement rénale et *a minima* biliaire (part majorée en cas d'insuffisance rénale).

En fonction du délai fixé pour le déclenchement de l'acquisition, l'exploration pourra s'effectuer à différents moments de la chronologie (figure 4.9, figure 4.10). Les différents temps sont détaillés dans le tableau 4.2. Les acquisitions peuvent être répétées à différents délais après le début d'une seule injection afin d'obtenir plusieurs « temps » ou phases sans recourir à des injections itératives. Le choix des phases et leur nombre relève de la responsabilité et décision du radiologue et est guidée par l'indication pour laquelle le patient a été adressé. S'il n'y a pas de nouvelle injection de produit de contraste, en revanche, chaque phase supplémentaire s'accompagne d'une nouvelle acquisition et donc d'une augmentation de la dose délivrée au patient.

Tableau 4.2

Les différents temps de l'injection en TDM

Temps	Délai*	Opacification	Exemples
Phlébographique	10 à 15 s	Réseau veineux du membre injecté	Perméabilité veineuse
Artériel pulmonaire	20 à 25 s	Artères pulmonaires	Embolie pulmonaire
Artériel	30 à 35 s	Artères systémiques	Dissection aortique Carcinome hépatocellulaire
Cortical	40 s	Cortex rénal	Carcinome rénal
Portal	80 à 90 s	Organes pleins (parenchymographie) Réseau porto-mésentérique	Lésions secondaires Étude de <i>wash-out</i>
Tubulaire « Excréteur »	90 à 100 s 7 min 30 s	Néphrographie Voies urinaires excrétrices	Abcès rénal Lésion urothéliale
Tardif	> 3 min	Organes pleins Fibrose	Étude de <i>wash-out</i> Infarctus du myocarde

* Les délais sont définis à partir du début de l'injection de produit de contraste. Les valeurs sont données à titre indicatif et peuvent varier, notamment en fonction de l'indication, des habitudes du radiologue, du débit et de la concentration de produit de contraste, de l'état hémodynamique du patient et de son âge, du site d'injection et du type de machine TDM utilisée.

Figure 4.10

Rehaussement parenchymateux : exemple du rein.

En 1 : acquisition sans injection de produit de contraste. En 2 : à partir de l'aorte, le produit de contraste se distribue aux branches artérielles aortiques : l'artère rénale est opacifiée (flèche blanche) et dans le même temps le cortex rénal (flèche blanche en pointillés). En 3 : le rehaussement parenchymateux (cortex + médullaire) s'effectue selon un délai variable d'un organe à l'autre (flèche noire), le retour veineux s'effectue par la veine rénale (flèche noire en pointillés) se collecte finalement dans le système cave inférieur. En 4 : l'élimination du produit de contraste est principalement rénale, ce qui permet d'obtenir une opacification des calices et de l'uretère (têtes de flèche).

Figure 4.9

Identification du bolus de produit de contraste au niveau vasculaire.

Le bolus de contraste suit le sens physiologique de la circulation sanguine. En 1, acquisition sans injection sur les gros vaisseaux thoraciques. Le produit est injecté par une veine du membre supérieur droit, rejoint la veine cave supérieure (flèche blanche) et opacifie l'atrium droit puis le VD. En 2, il opacifie l'artère pulmonaire et ses branches (flèche blanche en pointillés). Il passe ensuite dans la

circulation pulmonaire puis les veines pulmonaires avant d'opacifier l'atrium et le ventricule gauches. En 3, le produit est éjecté dans l'aorte thoracique ascendante (flèche noire) et descendante (flèche noire en pointillés). Chaque étape correspond à une nouvelle acquisition qui suit la circulation du produit de contraste dans les structures vasculaires.

Lorsque l'objectif est d'obtenir une opacification optimale du réseau artériel, il est courant d'utiliser une technique de suivi du bolus. Il s'agit de la répétition d'une coupe en mode séquentiel à un niveau anatomique donné, de manière à suivre en temps réel l'opacification progressive d'une artère. L'acquisition est déclenchée lorsque la densité au sein de l'artère sélectionnée franchit un seuil de densité Hounsfield prédéfini.

Radioprotection en TDM

Devant le nombre croissant d'exams TDM, le respect des principes de radioprotection détaillés dans le chapitre « Radioprotection » est fondamental.

Le recours aux explorations utilisant des rayonnements ionisants doit répondre au principe *as low as reasonably achievable* (ALARA) que l'on peut traduire littéralement par « aussi faible que raisonnablement possible ». En d'autres termes, lorsque le recours à la TDM est nécessaire et justifié, l'examen doit délivrer la dose la plus faible possible qui permette de répondre à la question posée. La limitation du nombre de zones anatomiques explorées, la réduction du nombre d'acquisitions à différents temps après une injection de produit de contraste et l'adaptation des paramètres d'acquisition permettent de limiter la dose délivrée. Ces principes s'appliquent avec d'autant plus d'attention chez la femme enceinte et chez l'enfant (cf. « Imagerie pédiatrique »). La mention de cette dose délivrée au patient sur le compte-rendu de scanner est une obligation médico-légale.

Indications cliniques

- Les principales indications de la TDM sont détaillées dans les chapitres suivants mais on notera en particulier : l'exploration du corps entier (crâne au pelvis en général) en urgence des patients polytraumatisés ;
- l'exploration cérébrale : même si l'IRM est à privilégier le plus souvent, sa disponibilité plus faible et la nécessité d'une parfaite immobilité en IRM laissent une place importante à la TDM ;
- l'étude du parenchyme pulmonaire et plus globalement du thorax ;
- l'exploration de l'abdomen souvent couplée à celle du pelvis ;
- l'exploration du squelette (souvent localisée à une zone d'intérêt) ;
- l'exploration du réseau vasculaire ;
- la radiologie interventionnelle guidée par TDM : de multiples acquisitions centrées sur la zone d'intérêt sont alors réalisées au cours d'un geste diagnostique (biopsie, etc.) ou thérapeutique (infiltration, drainage, destruction de tumeur) par voie percutanée.

Conclusion

Les progrès technologiques de la TDM permettent de réaliser en routine des acquisitions de volumes importants en quelques secondes reconstruits en coupes inframillimétriques. La diffusion de cette technique la rend facilement disponible, en particulier dans le cadre de l'urgence.

Néanmoins, son accès aisé tend à accroître le nombre d'exams avec un impact non seulement économique participant à l'augmentation des dépenses de santé (cf. « Coûts des exams d'imagerie en France »), mais également en termes dosimétriques (environ trois quarts de la dose effective annuelle sont délivrés à la population par les 10 % des exams d'imagerie médicale que représentent la TDM (cf. « Radioprotection »). La prescription des exams complémentaires doit donc toujours être guidée

par l'examen clinique, une exploration en imagerie ne devant en principe pas être effectuée avant une évaluation clinique.

L'examen TDM nécessitant fréquemment une injection de produit de contraste iodé, la recherche de contre-indications lors de la prescription et celle de complications après la réalisation de l'examen doivent être systématiques.



Essentiel à retenir

- Modalité d'imagerie en coupes : multiples projections angulaires autour du patient ; reconstructions informatiques : imagerie numérique ; acquisitions volumiques : post-traitement de l'image (reconstruction MPR).
- Utilisation de rayons X : interaction avec le milieu traversé selon les densités rencontrées ; terrains particuliers : grossesse, pédiatrie.
- Examen accessible et rapide : apnée souvent nécessaire, coopération du patient nécessaire ; exploration multiphasique en quelques minutes (quelques secondes par acquisition) ; modalité d'imagerie de choix en situation urgente ;
- Prescription médicale indispensable : guidée par l'examen clinique : cibler la recherche, question précise ; contre-indications : produits de contraste, grossesse ; complications liées à l'injection : allergie, dysthyroïdie, néphrotoxicité ; aide pour la demande des examens d'imagerie : *Guide du bon usage* (<http://gbu.radiologie.fr/>).

Entraînement 4.1 QCM

QCM 1

- À propos de la technologie TDM, quelles sont les propositions exactes ? l'acquisition TDM nécessite un balayage du volume exploré selon deux incidences orthogonales
- l'augmentation du nombre de détecteurs a permis une accélération de l'acquisition
- le passage du mode séquentiel au mode hélicoïdal a permis une accélération de l'acquisition
- le mode séquentiel ne permet pas d'effectuer des reconstructions volumiques
- il est nécessaire de bien maîtriser la distinction entre les différents modes d'acquisition TDM pour guider la demande d'un examen TDM

QCM 2

- À propos des produits de contraste iodés, quelles sont les propositions exactes ? l'administration de produit de contraste iodé est contre-indiquée chez un patient en insuffisance rénale terminale dialysé
- un dosage de la créatininémie est la règle avant la réalisation d'un angioscanner
- une urticaire survenant après injection de produit de contraste signe une allergie
- une réaction allergique à l'injection d'un produit de contraste iodé contre-indique définitivement une injection de produit de contraste iodé ultérieure
- les réactions allergiques croisées sont fréquentes entre les différents produits de contraste iodés

QCM 3

- À propos des produits de contraste iodés, quelles sont les propositions exactes ? une réaction d'hypersensibilité immédiate à une injection de produit de contraste doit de principe faire adresser le patient en consultation d'allergologie

- en cas d'antécédent de réaction allergique à une injection de produit de contraste iodé, la prescription d'une prémédication par antihistaminiques permettra d'éviter une récurrence
- un traitement par antithyroïdiens contre-indique l'injection de produit de contraste iodé
- les produits de contraste iodés sont considérés comme tératogènes
- un produit de contraste iodé est un médicament

QCM 4

- À propos des rayonnements ionisants, quelles sont les propositions exactes ? les examens TDM représentent la principale source d'exposition aux rayonnements ionisants d'origine médicale dans la population générale
- la dose délivrée au patient lors d'un examen doit être inscrite sur le compte-rendu
- le nombre d'acquisitions après injection de produit de contraste n'augmente pas la dose
- lorsque cela est possible, il est préférable de substituer la TDM par une modalité n'utilisant pas les rayonnements ionisants
- un bon examen clinique permet de réduire la dose délivrée

QCM 5

- À propos des indications, quelle est la proposition exacte ? la TDM est l'examen de choix dans le cadre de l'urgence
- du fait de sa rapidité d'exécution, la TDM est l'examen de choix en pédiatrie
- l'examen de première ligne en cas de suspicion d'embolie pulmonaire chez une femme enceinte est l'angio-TDM du fait d'une forte mortalité de cette pathologie
- la TDM est très performante en pathologie utérine et annexielle
- il est de la responsabilité du demandeur de l'examen de choisir judicieusement le protocole d'injection

Références

- [1] Comité interdisciplinaire de recherche et de travail sur les agents de contraste en imagerie (CIRTACI), pour la SFR. Fiches pratiques pour l'utilisation des produits de contraste [Internet], www.sfrnet.org. <http://www.sfrnet.org/sfr/societe/5-groupes-de-travail/qualite-securite-gestion-des-risques/agents-de-contraste-cirtaci/fiches-pratiques/index.phtml> ; 2004.
- [2] Ring J, Messmer K. Incidence and severity of anaphylactoid reactions to colloid volume substitutes. *Lancet* 1977 ; 1 : 466-9.

Chapitre 5 Médecine nucléaire

V. Lebon

Plan du chapitre

- Introduction 50
 - Médicaments radiopharmaceutiques (MRP) 50
 - Instrumentation 55
-



Objectifs

- J Comprendre les spécificités de l'imagerie scintigraphique par rapport aux autres techniques d'imagerie.
 - K Comprendre la constitution d'un médicament radiopharmaceutique (MRP), en connaître les principales caractéristiques.
 - L Savoir quels sont les MRP les plus couramment utilisés en scintigraphie conventionnelle et en tomographie par émission de positons (TEP).
 - M Comprendre le principe de détection des photons γ par des cristaux scintillants couplés à des photomultiplicateurs.
 - N Comprendre le principe de localisation par collimation des gamma-caméras.
 - O Comprendre le principe de localisation par détection en coïncidence des caméras TEP.
 - P Connaître les principaux points communs et les différences entre une gamma-caméra et une caméra TEP.
-

Introduction

La médecine nucléaire regroupe l'ensemble des applications médicales reposant sur l'administration au patient d'une substance radioactive en source non-scellée. Elle comprend des applications diagnostiques, principalement par imagerie et des applications thérapeutiques (radiothérapie interne vectorisée).

Les images acquises en médecine nucléaire, en localisant un médicament radiopharmaceutique (MRP) préalablement administré au patient, sont le reflet de l'activité moléculaire, métabolique et fonctionnelle spécifique à certaines lésions ou structures de l'organisme. Les radionucléides le plus souvent utilisés sont émetteurs de photons gamma (γ) : ces photons traversent l'organisme en interagissant peu avec les tissus avant d'être détectés à l'extérieur du patient. La détection reposant sur un phénomène de scintillation, on parle de scintigraphie pour désigner l'imagerie effectuée en médecine nucléaire. On peut aussi utiliser des émetteurs β^+ qui donnent secondairement naissance à des photons γ .

La scintigraphie appartient aux techniques d'imagerie d'émission (les photons sont émis par le patient), par opposition à l'imagerie de transmission dans laquelle les photons transmis sont ceux qui n'ont pas été absorbés par le patient et qui vont permettre de réaliser les images rendant ainsi compte de la densité des milieux traversés : il s'agit là des techniques de radiologie conventionnelle ou de la tomodensitométrie, plus communément appelée scanner.

En comparaison avec les images radiologiques, les images scintigraphiques ont une qualité morphologique médiocre. D'une part, car le MRP s'accumule spécifiquement sur certaines structures, si bien que la plupart des organes restent invisibles à la scintigraphie. D'autre part, car la résolution spatiale en médecine nucléaire est moins bonne qu'en radiologie. L'intérêt de l'imagerie scintigraphique tient à son caractère moléculaire, métabolique et fonctionnel : elle apporte une information spécifique du MRP administré au patient. Pour illustrer cette particularité de la médecine nucléaire, il suffit de se

représenter les images qu'on obtiendrait chez un patient en arrêt cardiorespiratoire : quel que soit le MRP utilisé, on obtiendrait une scintigraphie « blanche » correspondant à l'absence de signal. Ce chapitre présente tout d'abord une description des MRP utilisés en médecine nucléaire. Les caractéristiques de ces molécules sont décrites et les principaux MRP utilisés pour l'imagerie sont présentés. L'utilisation de MRP pour la thérapie est également évoquée. La seconde partie de ce chapitre est consacrée à l'instrumentation en médecine nucléaire. Elle explique comment les rayonnements émis par les MRP sont détectés et localisés par les deux types de caméras utilisées en médecine nucléaire : les gamma-caméras et les caméras TEP.

Médicaments radiopharmaceutiques (MRP)

Généralités

L'imagerie scintigraphique repose sur l'administration d'un MRP, composé d'une très faible quantité de matière d'un principe actif (nettement inférieure à la nanomole, il ne perturbe donc pas le métabolisme de l'organisme), dont le comportement ou la distribution dans l'organisme est similaire à une substance endogène (la substance tracée), marqué par un radionucléide artificiel (ce qui permet de le détecter). Lorsque le MRP s'accumule localement, on parle d'hyperfixation (ou d'hypofixation lorsqu'il y a défaut d'accumulation). La terminologie « hyper-, hypofixation » est couramment utilisée en médecine nucléaire, même si elle ne correspond pas toujours à l'établissement d'une liaison irréversible : le MRP peut également être métabolisé ou transiter par un espace du corps (appelé compartiment). La combinaison principe actif/radionucléide peut être déclinée pour explorer un grand nombre d'aspects du fonctionnement d'un même organe, ce qui explique la très grande diversité des examens de médecine nucléaire. On peut citer l'exemple du cerveau pour lequel la médecine nucléaire offre des molécules permettant de visualiser la perfusion cérébrale, le métabolisme glucidique, le métabolisme des acides aminés, la neurotransmission dopaminergique ou encore la concentration de plaques amyloïdes (cf. « Imagerie du système nerveux central »). Si la majorité des MRP sont utilisés à visée diagnostique (imagerie), certains sont utilisés en thérapie pour irradier des tissus ou des cellules pathologiques.

Critères de choix du MRP pour l'imagerie

Le MRP est constitué d'un radionucléide lié à un vecteur ([figure 5.1](#)). La fonction du radionucléide est d'émettre un rayonnement détectable à l'extérieur du patient ; celle du vecteur est de se fixer sur une structure particulière de l'organisme qui peut être un organe ou tissu, un compartiment (espace de l'organisme comme le sang) ou une lésion. Pour l'imagerie, le MRP « idéal » doit posséder les trois caractéristiques suivantes : il doit pouvoir être suivi dans le temps, doit se comporter comme la substance tracée et ne doit pas perturber le système dans lequel il est introduit.

Figure 5.1

Les MRP utilisés en médecine nucléaire sont constitués d'un radionucléide lié à un vecteur : la scintigraphie conventionnelle utilise des émetteurs γ (A), la TEP utilise des émetteurs de positons qui s'annihilent avec un électron pour émettre une paire de photons γ (B).

Dessin : Cyrille Martinet

Propriétés physiques du radionucléide

La médecine nucléaire propose deux techniques d'imagerie : la scintigraphie dite « conventionnelle » et la TEP.

La scintigraphie conventionnelle détecte les MRP émetteurs de photons gamma (γ). Les photons γ sont produits suite à la désintégration de certains noyaux atomiques ; comme les photons X, ils sont une

forme de rayonnement électromagnétique mais en diffèrent par leur origine : les X viennent du réarrangement du cortège électronique des atomes, tandis que les γ viennent des transformations radioactives des noyaux ; ils présentent généralement une énergie plus élevée que celle des X (> 100 keV). Ces photons ont ainsi une faible probabilité d'interaction avec la matière et sont peu irradiants pour le patient. En revanche, du fait de leur masse, les rayonnements particuliers, du type β^- ont une probabilité d'interaction forte et sont donc irradiants. En outre, les électrons ont un parcours trop limité dans les tissus pour être détectés en externe. Aussi pour la scintigraphie conventionnelle et pour des raisons de radioprotection, il faut éviter d'utiliser des émetteurs γ associés à l'émission d'électrons (désintégration β^-).

La TEP utilise, quant à elle, des MRP émetteurs de positons (désintégration β^+). Les positons sont des électrons chargés positivement ; ils ne sont pas détectables en externe car ils s'annihilent avec un électron à proximité de leur site d'émission. Mais cette annihilation donne naissance à une paire de photons γ d'énergie 511 keV (ce qui correspond à l'équivalent énergétique de la masse d'un électron ou d'un positon) émis à l'opposé l'un de l'autre, qui sont détectés en TEP.

- Les deux techniques d'imagerie de la médecine nucléaire diffèrent donc par la nature des radionucléides qu'elles utilisent. Les principaux critères de choix de ces radionucléides sont néanmoins communs aux deux techniques : le radionucléide doit posséder une période suffisamment courte pour limiter la durée d'exposition du patient. Elle doit cependant être suffisamment longue pour permettre la préparation du MRP, son administration au patient, sa répartition dans l'organisme *via* un processus métabolique parfois lent puis l'acquisition des images. Une période de quelques heures à quelques jours est adaptée à la médecine nucléaire ;
- l'efficacité de marquage du vecteur par le radionucléide est un critère essentiel, ce marquage étant généralement réalisé juste avant l'administration au patient ;
- la facilité d'approvisionnement en radionucléide doit être prise en compte. Elle dépend du mode de production du radionucléide (réacteur nucléaire, cyclotron ou générateur) et de sa période radioactive.

Propriétés biochimiques du vecteur

Le vecteur utilisé en médecine nucléaire peut être de nature très variée. Il peut s'agir du radionucléide lui-même, comme l'iode (^{123}I ou ^{131}I) qui est capté directement par la thyroïde ou le thallium (^{201}Tl) qui présente la même cinétique de fixation myocardique que le potassium.

Le vecteur peut être une molécule plus complexe dont on veut mesurer le métabolisme ou la distribution dans l'organisme. Il peut s'agir d'un substrat énergétique (analogue du glucose ^{18}F -FDG), d'un ligand (ligand des transporteurs dopaminergiques ^{123}I -ioflupane), voire d'un élément figuré du sang (hématies marquées au $^{99\text{m}}\text{Tc}$).

- La stabilité de la liaison vecteur/radionucléide est un critère important pour le choix du vecteur. Il faut également s'assurer que la présence du radionucléide ne perturbe pas significativement le comportement biologique du vecteur. Ces critères de stabilité et de comportement biologiques du vecteur dépendent principalement de la nature métallique ou non des radionucléides : le marquage d'un vecteur par un radionucléide métallique ($^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In , ^{68}Ga) nécessite un grand nombre de liaisons vecteur/métal. En effet, les vecteurs sont des molécules organiques qui se lient difficilement avec les atomes métalliques : la liaison métal/molécule organique est intrinsèquement faible, si bien qu'une liaison unique serait trop instable. La fixation se fait via un complexe de plusieurs liaisons formant une pince – appelée chélate² – autour du radionucléide métallique. L'inconvénient principal de cette chimie de chélation tient à

2 Un chélate est un complexe formé d'un ligand, porteur de pôles électro-négatifs. Il vient « emprisonner » un ion métallique dans une cage par des liaisons physicochimiques appelées « liaisons de coordination ». Les produits de contrastes gadolinés utilisés en IRM sont des chélates. Les chélateurs sont aussi utilisés en thérapeutique pour certaines intoxications aux métaux lourds.

l'encombrement du site de liaison vecteur/radionucléide. Le choix du chélate est le résultat d'un compromis entre la stabilité de la liaison vecteur/métal et son encombrement : plus le complexe contient un nombre élevé de liaisons, plus le MRP est stable mais plus son encombrement perturbe le comportement biologique du vecteur.

- pour les radionucléides non métalliques (^{123}I , ^{131}I , ^{18}F , ^{11}C), le marquage repose sur la chimie du carbone : une simple liaison covalente suffit à synthétiser un MRP stable dont le comportement biologique est peu modifié par le radionucléide.

Principaux radiopharmaceutiques utilisés en scintigraphie conventionnelle

Le **tableau 5.1** présente les principaux MRP (radionucléides et vecteurs) utilisés en scintigraphie conventionnelle et les fonctions physiologiques ou les tissus explorés par ces radiopharmaceutiques.

Tableau 5.1

Radiopharmaceutiques les plus utilisés en scintigraphie conventionnelle

Radiopharmaceutique			Fonction/tissu explorés	
Radionucléide			Vecteur	
Isotope	Énergie	Période		
Technétium ^{99m}Tc	140 keV	6,0 h	HMDP	Accrétion osseuse (ostéoblastes)
			Sestamibi	Perfusion myocardique,
			Tétrofosmine	parathyroïdes
			Hématies	Fraction d'éjection ventriculaire
				Recherche d'hémorragie
			Pertechnétate (TcO_4^-)	Fonction thyroïdienne
			HMPAO	Perfusion cérébrale
			Acide iminodiacétique (IDA)	Fonction hépatobiliaire
			Macro-agrégats d'albumine	Perfusion pulmonaire
			Microparticules de carbone (Technegas®)	Ventilation pulmonaire
			Acide dimercaptosuccinique (DMSA)	Masse rénale fonctionnelle
			DTPA	Filtration rénale
			MAG3®, Nephromag®	Perfusion rénale, sécrétion, drainage urinaire
			Leucocytes marqués à	Foyer infectieux

			l'hexaméthyl propylène amine oxime (HMPAO)	
Thallium ^{201}Tl	69 keV, 71 keV, 80 keV	3,1 j	–	Perfusion myocardique
Krypton($^{81\text{m}}\text{Kr}$)	190 keV	13 s	–	Ventilation pulmonaire
Iode ^{123}I	160 keV	13 h	–	Fonction thyroïdienne
			Ioflupane	Neurotransmission dopaminergique
			MIBG	Médullosurrénale (phéochromocytome, neuroblastome)
^{131}I	364 keV	8 j	Noriodocholestérol	Corticosurrénale
Indium(^{111}In)	171 keV, 245 keV	2,8 j	Pentétréotide	Récepteurs à la somatostatine (tumeur neuroendocrine)

Pour chaque radionucléide, le tableau ne mentionne que l'énergie du ou des rayonnements γ utilisés pour la détection scintigraphique. Il faut savoir que les radionucléides ne se désintègrent quasiment jamais selon une transition unique vers leur état stable : leur désintégration s'effectue selon un schéma complexe impliquant de nombreux intermédiaires et de nombreuses émissions γ d'énergies différentes. La scintigraphie ne détecte que les émissions les plus abondantes dont l'énergie est adaptée à la sensibilité des détecteurs (entre 70 et 360 keV).

Le radionucléide de loin le plus utilisé en scintigraphie conventionnelle est le $^{99\text{m}}\text{Tc}$ métastable. Sa désintégration est associée à l'émission très majoritaire de photons γ de 140 keV (énergie bien adaptée aux gamma-caméras) ; sa période est de six heures ; il peut être utilisé en solution directe ou pour marquer différents vecteurs, préconditionnés pour le radiomarquage sous forme de précurseurs dans des flacons (appelés « trousse » ou « kits ») ; enfin, il ne pose pas de problème d'approvisionnement puisqu'il est produit dans le service de médecine nucléaire à partir d'un générateur qui doit être renouvelé toutes les semaines.

Les MRP utilisant d'autres radionucléides que le $^{99\text{m}}\text{Tc}$ doivent être livrés quotidiennement (à l'exception du $^{81\text{m}}\text{Kr}$, produit sur place par un générateur). Comme le montre ce tableau, certains examens peuvent être effectués au moyen de différents MRP. C'est le cas de l'évaluation de la perfusion myocardique (visualisée après injection de ^{201}Tl ou de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi) ou de la fonction thyroïdienne (visualisée après injection de ^{123}I ou de $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$). Les MRP technétisés sont en général plus disponibles et moins coûteux que leurs équivalents non métalliques, mais ils ont tendance à être un peu moins spécifiques de la fonction étudiée.

Principaux MRP utilisés en TEP

Généralités

La désintégration β^+ se traduit par l'émission de deux photons γ de 511 keV chacun, quel que soit le radionucléide. Cette énergie correspond en effet à l'énergie d'annihilation entre un positon et un

électron, grandeur indépendante du radionucléide. Les principaux radionucléides de la TEP (^{18}F , ^{11}C , ^{15}O et ^{13}N) ont des périodes courtes, inférieures à 20 minutes pour le ^{11}C , ^{15}O et le ^{13}N (tableau 5.2) ; ils ne peuvent donc être réalisés que dans les rares centres de recherche produisant ces nucléides sur place au moyen d'un cyclotron. Seul le ^{18}F possède une période de 110 minutes compatible avec une utilisation en routine clinique. Cela nécessite de livrer quotidiennement le service de médecine nucléaire en MRP marqués au ^{18}F . Le tableau 5.3 présente les MRP couramment utilisés en TEP.

Tableau 5.2

Période des principaux radionucléides utilisables en TEP

Radionucléide	Période
^{18}F	110 min
^{68}Ga	68 min
^{82}Rb	75 s
^{11}C	20 min
^{13}N	10 min
^{15}O	2 min

Tableau 5.3

Radiopharmaceutiques les plus utilisés en TEP

Radiopharmaceutique	Fonction explorée
^{18}F -FDG (fluorodésoxyglucose)	Métabolisme glucidique
^{18}F -FCH (fluorocholine)	Métabolisme lipidique membranaire
$^{18}\text{F}^-$ (fluorure ou FNa)	Accrétion osseuse
^{18}F -FDOPA	Métabolisme des acides aminés Neurotransmission dopaminergique

Intérêt du ^{18}F -FDG

Le radiopharmaceutique de loin le plus utilisé est un analogue du glucose : le ^{18}F -FDG. Il diffère du glucose par la substitution d'un groupe hydroxyle par un ^{18}F . Le ^{18}F -FDG est transporté vers le milieu intracellulaire par les transporteurs membranaires du glucose (GLUT). Il est phosphorylé en ^{18}F -FDG-6-P par l'hexokinase comme le glucose (1^{re} étape de la glycolyse). À la différence du glucose, le ^{18}F -FDG n'est pas davantage transformé car la présence du ^{18}F empêche le ^{18}F -FDG-6-P d'intégrer la 2^e étape de la glycolyse (isomérisation en fructose-6P). Le MRP s'accumule ainsi dans les cellules sous forme de ^{18}F -FDG-6-P, sa concentration reflétant le métabolisme glucidique. Le succès de la TEP au ^{18}F -FDG tient à sa grande sensibilité pour la détection de nombreux cancers et de certaines maladies inflammatoires ou infectieuses. Ces maladies sont en effet caractérisées par un métabolisme glucidique souvent très élevé.

Fixations physiologiques du ^{18}F -FDG

L'avidité pour le ^{18}F -FDG n'est toutefois pas spécifique des processus pathologiques : de nombreux tissus accumulent physiologiquement ce MRP. Ainsi le ^{18}F -FDG se concentre fortement au niveau cérébral, le glucose étant le principal substrat énergétique neuronal. Le tissu lymphoïde de l'anneau de Waldeyer (végétations adénoïdes, amygdales palatine et linguales) est fréquemment hyperfixant, surtout chez l'enfant et au décours de processus infectieux ; cette fixation est d'intensité variable mais bilatérale et globalement symétrique. Il existe une très faible excrétion salivaire du traceur ^{18}F -FDG, entraînant une fixation diffuse des glandes parotides, submandibulaires et sublinguales ; cette fixation est peu intense, bilatérale et symétrique. Les hyperfixations dites « de réactivation de graisse brune » sont fréquentes chez l'adulte jeune. Elles sont liées en général au froid et au stress ; elles sont souvent très intenses, bilatérales, symétriques et intéressent les espaces graisseux cervicaux et thoraciques. Une

hyperfixation diffuse en regard du reliquat thymique du médiastin antérieur est fréquente chez l'enfant et le sujet jeune. Elle peut également se voir chez l'adulte au décours d'un traitement par chimiothérapie. La fixation myocardique peut être intense, mais elle est très variable et dépend du régime alimentaire du patient. Le ^{18}F -FDG peut également s'accumuler dans l'intestin grêle en conditions physiologiques normales. Le côlon présente plus fréquemment une accumulation intense de topographie très variable (diffuse ou plus segmentaire). Les ovaires et l'utérus des femmes non ménopausées présentent parfois un hypermétabolisme glucidique, qui varie selon les phases du cycle menstruel. La fixation musculaire est variable et dépend du degré d'activité des muscles, en particulier en cas d'effort ou de tension musculaire accrue pendant la période suivant l'injection. Enfin, contrairement au glucose, le ^{18}F -FDG n'est pas réabsorbé par le tubule rénal : il est ainsi éliminé par voie urinaire et s'accumule dans les cavités pyélocalicielles, les uretères et la vessie.

MRP pour la thérapie

La médecine nucléaire comprend également des applications thérapeutiques qui consistent à administrer des MRP fortement irradiants pour détruire un tissu cible. Il s'agit de la radiothérapie interne vectorisée (RIV). Les critères de choix du radionucléide sont différents des critères retenus pour l'imagerie diagnostique : pour la RIV, on utilise classiquement des émetteurs β^- dont la désintégration s'accompagne de l'émission d'un électron. Contrairement aux photons γ , les électrons interagissent fortement avec les tissus biologiques et ne parcourent que quelques millimètres avant de céder leur énergie au tissu. Ce principe est couramment mis en œuvre pour le traitement des hyperthyroïdies ou des cancers différenciés de la thyroïde. Le MRP utilisé est alors ^{131}I . À noter que la désintégration de ^{131}I se traduit par une émission β^- et une émission γ associée, cette dernière étant mise à profit pour acquérir des images au décours du traitement des cancers thyroïdiens. D'autres cibles sont aussi utilisées (métastases osseuses, etc.) ou en développement (certains antigènes, récepteurs de la somatostatine, etc.).

Évolutions récentes

La TEP est une technique d'imagerie relativement récente pour laquelle de nombreux MRP sont en cours de développement.

Pour la cancérologie, on peut citer les analogues de la somatostatine (de type pentétréotide) marqués au gallium 68 (^{68}Ga), l'avantage du ^{68}Ga étant qu'il peut être produit dans le service de médecine nucléaire à partir d'un générateur dont la durée de vie est de plusieurs mois. Ces MRP ont démontré leur efficacité pour la détection de certaines tumeurs neuroendocrines. Les ligands du *prostate specific membrane antigen* (PSMA) sont une autre piste prometteuse en oncologie. Ces ligands peuvent être marqués au ^{68}Ga , voire au ^{18}F . Ils présentent une excellente spécificité pour les adénocarcinomes prostatiques.

En neurologie, des autorisations de commercialisation (autorisation de mise sur le marché [AMM]) ont été accordées récemment pour les ligands de la plaque amyloïde marqués au ^{18}F (^{18}F -PIB, ^{18}F -AV45 ou ^{18}F -AV1). Ces MRP peuvent être utiles pour le diagnostic de certaines formes de la maladie d'Alzheimer.

En cardiologie, la TEP au rubidium 82 (^{82}Rb), analogue du potassium, fournit des images quantitatives de la perfusion myocardique de meilleure résolution spatiale que la tomoscintigraphie des gamma-caméras conventionnelles. Le ^{82}Rb présente l'avantage de pouvoir être produit dans le service par un générateur, tout comme le ^{68}Ga .

Sur le versant thérapeutique, la RIV fait également l'objet de nombreux travaux de recherche. On peut citer le développement d'émetteurs α (noyaux d'hélium) qui interagissent plus fortement que les particules β^- avec les tissus biologiques : ils libèrent leur énergie en quelques dizaines de micromètres seulement. On passe ainsi d'une radiothérapie tissulaire à une radiothérapie cellulaire. La RIV avec émetteur α est proposée depuis peu pour le traitement des métastases osseuses des adénocarcinomes

prostatiques. Le MRP utilisé est le ^{223}Ra , dont le comportement biologique est analogue à celui du calcium. L'utilisation de MRP émettant à la fois des β^- ou des α (utilisés pour la thérapie) et des γ ou β^+ (utilisés pour l'imagerie) est à l'origine du concept de « théranostique », contraction de thérapie-diagnostique : en injectant un MRP diagnostique, on peut ainsi prédire de manière quantifiée la biodistribution du MRP thérapeutique et donc mieux planifier l'irradiation.

Instrumentation

- La scintigraphie conventionnelle est réalisée au moyen d'une gamma-caméra et la TEP au moyen d'une caméra TEP. Ces appareils sont deux variantes de caméras à scintillation : ils partagent les mêmes principes de détection des photons γ , mais ils reposent sur deux principes différents de localisation du MRP émetteur : la gamma-caméra localise l'émetteur γ par un principe de collimation qui consiste à détecter uniquement les photons γ émis dans une direction particulière ;
- en TEP, la localisation repose sur la détection des deux photons γ émis à 180° l'un de l'autre après annihilation du positon, sans besoin de collimateurs.

Détection des photons γ

Interaction avec le cristal scintillant

Les photons γ sont faiblement atténués par les tissus biologiques. Leur détection externe est effectuée au moyen d'un cristal dense constitué d'atomes très massiques qui absorbe leur énergie. L'utilisation de cristaux scintillants permet de convertir l'énergie cédée par les photons γ en photons visibles : l'énergie des γ est cédée aux électrons du cristal qui quittent alors leur orbite ; le retour à l'état fondamental des électrons se traduit par un phénomène de scintillation, c'est-à-dire par l'émission de multiples photons dont l'énergie est beaucoup plus faible que celle du photon γ incident, mais dont la longueur d'onde est dans le domaine du visible (photons lumineux), et pour lesquels le cristal est transparent. La détection de chaque photon γ entraîne l'émission de 10^3 à 10^4 photons lumineux (figure 5.2) qui vont traverser le cristal sans interagir.

Figure 5.2

Détection des photons γ par un cristal scintillant couplé à des tubes PM. L'interaction d'un photon γ avec le cristal se traduit par l'émission de 10^3 à 10^4 photons lumineux (flèches bleues) qui traversent le cristal sans interagir avec lui. Le principe du tube PM est illustré pour le tube PM1. Sous l'impact d'un photon lumineux, la photocathode (rouge) libère un électron (flèche jaune) qui est ensuite accéléré par la différence de potentiel photocathode/dynode et vient frapper la première dynode. Chaque électron incident arrache plusieurs électrons secondaires à la dynode, qui sont à leur tour accélérés puis démultipliés sur une dizaine de dynodes successives avant de frapper l'anode (vert).

Dessin : Cyrille Martinet

Photomultiplication

L'étape suivante consiste à transformer les photons lumineux en un signal électrique et à l'amplifier suffisamment pour qu'il puisse être mesuré sous forme d'une tension électrique. C'est le rôle du tube photomultiplicateur (PM) constitué d'une photocathode (face d'entrée des photons lumineux), d'une série de dynodes (électrodes portées à des potentiels croissants) et d'une anode (figure 5.2). Sous l'impact des photons lumineux, la photocathode libère des électrons qui sont ensuite accélérés par la différence de potentiel photocathode/dynode et viennent frapper la première dynode. Chaque électron incident arrache plusieurs électrons secondaires à la dynode, qui sont à leur tour accélérés puis démultipliés sur une dizaine de dynodes successives avant de frapper l'anode. Les démultiplifications

successives se traduisent par un gain d'amplification considérable, de l'ordre de 10^9 , conduisant à un signal mesurable sous la forme d'une impulsion électrique.

À noter que le nombre d'électrons frappant l'anode est proportionnel au nombre de photons lumineux en entrée du PM, lui-même proportionnel à l'énergie du photon γ détecté. Ainsi, ces étapes de détection conservent la proportionnalité entre l'énergie du photon γ et l'amplitude du signal (impulsion de tension à l'anode).

Sélection par l'énergie

Pour un MRP dont la désintégration entraîne une émission γ d'énergie donnée, on pourrait s'attendre à mesurer des impulsions de tension d'amplitudes identiques. Ce serait le cas si les photons γ n'interagissaient pas avec les tissus biologiques. Or une partie des photons γ interagit avec la matière organique, principalement sous forme de diffusion Compton. Au cours de cette interaction, le photon γ d'origine disparaît au profit d'un nouveau photon γ (le photon diffusé) qui est émis dans une direction différente de celle du γ d'origine et possède une énergie plus faible. En scintigraphie conventionnelle comme en TEP, les photons diffusés peuvent représenter une part importante – parfois majoritaire – des photons détectés. L'interaction Compton pouvant se dérouler à distance du site d'émission du photon γ d'origine, la détection des photons diffusés est source d'erreur de localisation du MRP. Il convient donc d'éliminer du comptage le signal issu des photons diffusés. Pour ce faire, il suffit de conserver uniquement les impulsions dont l'amplitude correspond à l'énergie des photons émis par le MRP. On effectue ainsi une sélection par l'énergie. Outre qu'elle permet de s'affranchir des erreurs de localisation liées à la diffusion Compton, cette méthode de sélection par l'énergie permet de détecter simultanément les photons γ issus de deux radionucléides différents administrés à un patient : cette technique de double marquage permet ainsi de suivre simultanément deux processus physiologiques. On peut citer l'exemple de la ventilation pulmonaire mesurée par du ^{81m}Kr (190 keV) et de la perfusion pulmonaire mesurée par des agrégats d'albumine marqués au ^{99m}Tc (140 keV).

Localisation de l'impact du photon γ sur le cristal

L'absorption d'un photon gamma sur le cristal entraîne l'émission de 10^3 à 10^4 photons lumineux dans des directions aléatoires. Pour localiser ce point d'impact, on utilise la logique d'Anger, du nom de l'inventeur de la gamma-caméra. Cette approche consiste à « tapisser » la surface du cristal d'une batterie de PM. Le nombre de photons lumineux captés par un PM est inversement proportionnel à la distance entre le PM considéré et le point d'impact du photon γ . La détection d'un photon γ est donc associée à la réception par plusieurs PM d'impulsions électriques dont les amplitudes respectives permettront de remonter au lieu exact de l'impact. La [figure 5.2](#) illustre cette logique de localisation : le tube PM2 reçoit davantage de photons lumineux que le tube PM3 qui en reçoit davantage encore que le PM1. La comparaison entre les nombres de photons lumineux détectés par chaque PM permet de déterminer la position du point d'impact sur le cristal. À noter que la répartition des photons scintillants sur plusieurs PM n'entraîne pas la perte de l'information sur l'énergie du photon γ détecté. Il suffit pour recouvrer cette information de sommer les impulsions de tension générées par tous les PM à un instant donné. On arrive ainsi à localiser le point d'impact tout en gardant la possibilité de faire une sélection par l'énergie.

Types d'enregistrement des données

- Les coordonnées du point d'impact du photon γ sont transformées en une position numérique traitée informatiquement pour former l'image. Au cours de l'examen d'imagerie, le nombre d'impacts photoniques peut être considérable (plusieurs millions). Ces données peuvent être stockées de plusieurs manières, selon la capacité de stockage de l'imageur et la résolution

temporelle souhaitée : le mode intégratif (ou incrémental) consiste à sommer les impacts successifs détectés pour chaque adresse numérique ;

- le mode liste consiste à enregistrer, pour tous les photons γ détectés, leur temps d'impact et leur position. Les images ne sont disponibles qu'à la fin de l'acquisition mais on peut choisir *a posteriori* le temps d'accumulation des images. Par exemple, une acquisition de 20 minutes pourra être reconstruite sous la forme de 20 images d'une minute ou d'une image de 20 minutes ;
- le mode liste peut-être combiné avec l'enregistrement indépendant d'un mouvement physiologique périodique comme le cycle cardiaque. Cela permet de synchroniser *a posteriori* le signal d'imagerie (constitué des impacts photoniques) et le signal physiologique. On peut alors reconstruire séparément les images correspondant à différentes phases du cycle. Ce mode d'acquisition synchronisé est couramment utilisé en médecine nucléaire cardiologique ;
- il est également possible d'acquérir des images à divers temps après l'injection (par exemple 5 minutes, 3 heures, 24 heures) pour apprécier l'évolution de la distribution du MRP.

L'enregistrement des points d'impact des photons γ tel que décrit ci-dessus ne suffit pas à déterminer la position spatiale du MRP. Pour ce faire, il faut utiliser un système de collimation. C'est sur ce point que les gamma-caméras et les caméras TEP diffèrent fondamentalement, la scintigraphie conventionnelle utilisant une collimation physique tandis que la TEP utilise une collimation électronique.

Gamma-caméra

Collimation physique

En l'absence de collimation, les photons γ seraient détectés de façon identique quelle que soit l'incidence avec laquelle ils atteignent le cristal. Ainsi, la seule connaissance de leur point d'impact ne permettrait pas de déterminer leur origine, et donc de localiser leur source.

Les collimateurs des gamma-caméras sont des plaques de plomb percées de canaux séparés par des cloisons, les septa (figure 5.3). Les collimateurs à canaux parallèles, orientés perpendiculairement à la surface du cristal, sont les plus utilisés. Ils permettent de détecter uniquement les photons ayant une incidence perpendiculaire au cristal, les photons obliques étant arrêtés par les septa de plomb. Le point d'impact du photon γ dans le cristal correspond ainsi à la position spatiale du MRP : le collimateur à canaux parallèles fournit une image en projection de la distribution du MRP.

Figure 5.3

Collimateurs parallèle (gauche) et sténopé (droite) installés devant le cristal plan d'une gamma-caméra. Crédit dessin : Cyrille Martinet

D'autres géométries de collimateurs peuvent être utilisées, comme le collimateur sténopé (*pinhole* en anglais) qui se présente sous la forme d'un cône de plomb percé à son sommet (figure 5.3). Il permet une excellente résolution spatiale par effet de grandissement, aux dépens d'une sensibilité médiocre liée à la petite taille du trou. Il est principalement utilisé pour la scintigraphie de la thyroïde, organe de petite taille.

Détecteurs plans de grande dimension

La plupart des gamma-caméras actuelles sont constituées de deux détecteurs plans de grande taille mesurant typiquement $40 \times 60 \text{ cm}^2$ (figure 5.4A). Chaque détecteur est constitué d'une dalle de cristal d'iodure de sodium dopé au thallium NaI(Tl) d'environ 2 cm d'épaisseur couplée à une centaine de PM. Le NaI est suffisamment dense et de nombre de masse suffisamment élevé pour qu'une épaisseur de 2 cm interagisse efficacement avec les photons γ . L'efficacité d'interaction varie cependant avec l'énergie

des photons γ : elle est plus élevée pour les photons peu énergétiques comme ceux émis par le ^{201}Tl (80 keV) que pour ceux émis par l' ^{131}I (364 keV).

Figure 5.4

Gamma-caméra (A) et caméra TEP (B).

Source : avec l'aimable courtoisie de la société Siemens.

Les deux détecteurs sont montés sur un statif, dispositif permettant leur rotation autour du patient pour un positionnement adapté à chaque type d'examen.

Résolution spatiale et sensibilité

La résolution spatiale d'une gamma-caméra dépend principalement de la géométrie du collimateur (épaisseur des septa, diamètre et profondeur des canaux). Cette géométrie est le fruit d'un compromis entre résolution spatiale et sensibilité : des canaux très étroits séparés par des septa épais améliorent la résolution spatiale aux dépens du nombre de coups détecté par canal.

Ce compromis n'est pas le même pour des photons γ incidents de basse et de haute énergie, si bien qu'une gamma-caméra dispose en général de plusieurs collimateurs adaptés aux différents niveaux d'énergie des radionucléides utilisés.

Quelle que soit la géométrie du collimateur, son rôle est d'arrêter tous les photons γ qui ne sont pas émis dans la direction souhaitée, si bien qu'une très faible fraction des photons émis – de l'ordre de 1/10 000 – atteint le cristal. Cette faible sensibilité de détection limite la résolution spatiale des gamma-caméras à environ 10 mm.

Images planaires

La détection avec collimation physique fournit une projection de la distribution du MRP sur le plan du détecteur. Cette image plaire peut être acquise de manière statique, dynamique ou par balayage.

Pour une acquisition statique, les détecteurs sont placés en regard de la région du corps à explorer et conservent une position fixe pendant la durée de l'acquisition, typiquement une dizaine de minutes.

L'acquisition dynamique procède de la même manière, à cela près que plusieurs images sont acquises successivement en mode cinéma, ou à différents instants après l'administration du MRP. On peut citer l'exemple de la scintigraphie rénale qui permet l'évaluation de l'excrétion par mesure de la cinétique d'élimination rénale du MRP.

La taille limitée des détecteurs plans ($\sim 40 \times 60 \text{ cm}^2$) ne permet pas d'acquérir des images du corps entier en mode statique. Pour ce faire, on effectue une acquisition par balayage qui consiste à déplacer le détecteur le long du patient au cours de l'acquisition, de sorte que l'ensemble du corps passe devant le détecteur. En pratique, le balayage est le plus souvent effectué en déplaçant le lit du patient par rapport au détecteur, ce qui revient strictement au même pour les images. Les acquisitions corps entier par balayage sont quasiment systématiques en scintigraphie osseuse (figure 5.5).

Figure 5.5

Scintigraphie osseuse plaire acquise par balayage chez le même sujet en 18 minutes sur une gamma-caméra conventionnelle NaI (A) et sur une gamma-caméra CdZnTe corps entier General Electric en 18 minutes également (B). On observe des fractures de côtes à droite et un tassement de L4.

Source : avec l'aimable courtoisie du Pr Zohar Keidar MD, PhD, Rambam HealthCare Campus, Haïfa, Israël.

La résolution spatiale et la sensibilité de la gamma-caméra se dégradant lorsque le détecteur plan s'éloigne de la source, les images planaires sont systématiquement acquises de part et d'autre de la

région observée (faces antérieure et postérieure pour une scintigraphie par balayage corps entier, côtés droit et gauche pour un genou ou une cheville, etc.).

Tomographie, scintigraphie

Les images planaires sont une superposition des plans situés à différentes profondeurs du sujet par rapport au détecteur. Ces images sont souvent suffisantes pour obtenir l'information clinique recherchée. Cependant, elles ne permettent pas de différencier les fixations du MRP situées à différentes profondeurs. S'il est possible d'acquérir des images planaires selon différentes incidences pour lever certaines ambiguïtés, l'acquisition planaire reste limitée par une localisation anatomique imprécise et un contraste médiocre (l'intensité de fixation est moyennée sur toute la profondeur du sujet).

Lorsque la question médicale nécessite une localisation précise, on utilise un mode d'acquisition similaire aux techniques d'imagerie en coupe de type TDM : la tomographie d'émission monophotonique (TEMP) ou tomoscintigraphie (*single photon emission tomography* [SPECT]). Le principe consiste à faire pivoter le détecteur autour du patient pendant l'acquisition, ce qui revient à acquérir des projections de l'activité selon un grand nombre d'incidences (figure 5.6A). À partir de ces projections, on peut reconstruire la distribution tridimensionnelle du MRP par rétroprojection filtrée ou par méthode itérative (cf. « Reconstruction tomographique »).

Figure 5.6
Tomographie d'émission monophotonique (A) et TEP (B).
Dessin : V. Lebon

La tomoscintigraphie est d'utilisation courante et permet d'explorer les patients sur une hauteur d'environ 50 cm correspondant à la taille du détecteur. La durée d'acquisition relativement longue – typiquement 15 minutes – fait que l'acquisition tomoscintigraphie est généralement ciblée sur une zone spécifique, sans être répétée pour couvrir l'ensemble du corps. Il n'est pas non plus possible de réaliser des acquisitions dynamiques en mode tomographique. Parmi les applications les plus courantes de la tomoscintigraphie, on peut citer la cardiologie (figure 5.7), les explorations ostéoarticulaires (tomoscintigraphie osseuse) ou neurologiques (scintigraphie cérébrale de perfusion ou des transporteurs dopaminergiques).

Figure 5.7
Tomoscintigraphies myocardiques chez un patient au repos. Coupes petit axe (haut), grand axe verticale (milieu) et grand axe horizontale (bas) acquises en 18 minutes sur une gamma-caméra conventionnelle NaI (A), mêmes coupes acquises en 4 minutes sur une gamma-caméra CdZnTe cardiologique General Electric (B).
Source : avec l'aimable courtoisie du Dr Gimelli, Fondazione Toscana/CNR G. Monasterio, Pisa, Italy.

Caméra TEP

Collimation électronique

La TEP détecte les photons d'annihilation des positons produits par la désintégration d'émetteurs β^+ . Si le principe de détection des photons γ par cristal scintillant couplé aux PM est identique à celui utilisé dans les gamma-caméras, le principe de collimation est fondamentalement différent en TEP. L'annihilation d'un positon produit en effet deux photons γ de 511 keV émis simultanément (en coïncidence) à 180° l'un de l'autre. En utilisant une couronne de détecteurs placés autour du corps, la TEP permet de détecter les deux photons d'annihilation (figure 5.6B). La détection simultanée de deux

photons de 511 keV en deux points de la couronne implique que l'annihilation du positon se situe sur la ligne reliant ces deux points qu'on appellera « ligne de réponse ». En enregistrant les détections en coïncidence selon toutes les directions, on obtient des projections selon un grand nombre d'incidences. La reconstruction d'images en coupes se fait ensuite selon le même principe que pour la tomoscintigraphie. En pratique, on enregistre les détections intervenant quasi simultanément, dans une fenêtre temporelle appelée « fenêtre de coïncidence ». L'utilisation d'une fenêtre suffisamment large – environ 10 ns – est nécessaire car les deux photons d'annihilation se déplacent à la vitesse de la lumière et n'atteignent pas strictement simultanément leur détecteur (la désintégration se produit nécessairement plus près d'un détecteur que de l'autre). Ainsi la détermination de l'incidence des photons γ en TEP ne nécessite pas de collimateur physique : elle repose sur le réglage de la fenêtre temporelle de mesure du signal, d'où la terminologie « collimation électronique ».

Blocs détecteurs arrangés en couronne

Les caméras TEP (figure 5.4B) actuellement commercialisées sont constituées d'une centaine de blocs détecteurs parallélépipédiques disposés en couronne. La détection au sein de chaque bloc s'effectue de la même manière que dans le détecteur plan d'une gamma-caméra : par interaction avec un cristal scintillant couplé à des PM puis détermination du point d'impact par la logique d'Anger à l'échelle du bloc. Une différence notable tient à la pixellisation du cristal : chaque bloc ne contient pas une dalle de cristal unique, mais une matrice de cristaux (typiquement 8×8) séparés les uns des autres par un matériau réfléchissant.

Contrairement à la scintigraphie conventionnelle, la TEP détecte des photons γ de même énergie quel que soit le MRP utilisé. Cette énergie (511 keV) est par ailleurs supérieure à celle des photons γ détectés en scintigraphie conventionnelle (70–360 keV). Cela impose l'utilisation de cristaux plus denses constitués d'atomes plus massiques (de type germanate de bismuth [BGO], orthosilicate de lutétium [LSO], oxyorthosilicate d'yttrium [YSO], YSO couplé au LSO [LYSO]).

Résolution spatiale et sensibilité

- L'absence de collimateur physique confère à la TEP : une sensibilité (capacité à détecter une faible quantité de MRP) supérieure à la scintigraphie conventionnelle de plusieurs ordres de grandeur (puisque le rôle du collimateur est d'arrêter une grande majorité des rayons) ;
- une meilleure résolution spatiale (puisque le collimateur est le facteur qui limite la résolution des gamma-caméras). Cette résolution dépend principalement des dimensions des cristaux scintillants. Elle est d'environ 4 mm sur les caméras TEP commercialisées actuellement.

Nous avons vu précédemment que l'annihilation du positon ne se produit pas exactement à l'endroit où se désintègre le MRP. Cependant, la distance parcourue par le positon avant annihilation est en général inférieure à la résolution spatiale des caméras TEP, si bien que ce phénomène n'affecte pas significativement la localisation du MRP.

La sensibilité de détection de la TEP peut être améliorée par la technique du temps de vol, qui consiste à mesurer la différence entre les temps d'arrivée des deux photons sur leur détecteur. Le premier détecteur à interagir avec un photon est situé plus près du MRP que le détecteur qui interagit plus tard avec le second photon. Les caméras peuvent distinguer les temps d'arrivée des photons avec une précision de l'ordre de 300 ps. Compte tenu de la vitesse de la lumière, cela correspond à une localisation spatiale à une précision de l'ordre de :

$$\delta x = c \times \delta t = 3.10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \times 3.10^{-10} \text{ s} = 9.10^{-2} \text{ m} \approx 10 \text{ cm}$$

Cela n'est possible que pour les cristaux possédant une très bonne résolution temporelle (les photons de scintillation ne sont émis que très brièvement après l'absorption du photon γ) : seuls les cristaux

d'oxyorthosilicate de germanium (GSO), de LSO ou d'YSO présentent une résolution temporelle suffisante. Le temps de vol n'améliore pas la résolution spatiale des images TEP mais il améliore la sensibilité de détection car l'information temps de vol permet de réduire le bruit statistique dans l'image reconstruite. Cette technique est désormais proposée sur la quasi totalité des caméras TEP.

La sensibilité élevée de la TEP permet de réaliser des tomographies dynamiques (3D + t), ce qui n'est pas possible en tomoscintigraphie compte tenu de la durée d'acquisition élevée. Cela est couramment utilisé pour la recherche de métastases des cancers de la prostate en TEP à la ^{18}F -fluorocholine (FCH) : l'acquisition d'images dynamiques précoces permet d'étudier la région pelvienne avant l'élimination urinaire du MRP susceptible de masquer les lésions. Les autres régions du corps sont analysées sur une acquisition plus tardive.

Caméras hybrides et dosimétrie

La plupart des caméras de médecine nucléaire combinent un système de détection des photons γ ou β^+ et une TDM : ce sont des appareils hybrides « gamma-caméra-TDM » ou « TEP-TDM » dont l'intérêt est double : ils permettent de combiner les données fonctionnelles de la médecine nucléaire (tomoscintigraphie ou TEP) aux données morphologiques de la TDM. Les images fonctionnelles (représentées en couleur) et les images morphologiques (représentées en noir et blanc) sont fusionnées, permettant une localisation anatomique précise des sites de fixation du MRP (figure 5.8) ;

la TDM permet en outre de corriger les images de médecine nucléaire de l'atténuation des photons. Les photons γ sont en effet atténués par diffusion Compton dans les tissus mous et par effet photoélectrique dans l'os, ce phénomène étant d'autant plus important que les photons sont émis dans des régions profondes ou très atténuantes comme le tissu osseux. Pour éviter de sous-estimer la fixation de ces régions, il faut corriger l'activité mesurée en chaque point du corps en estimant l'atténuation des photons γ émis depuis ce point. Or la TDM, par construction, représente l'atténuation des photons X en chaque point du corps. On peut facilement extrapoler l'atténuation des photons γ et effectuer une correction d'atténuation des images de tomoscintigraphie ou de TEP.

Figure 5.8

TEP au ^{18}F -FDG acquises sur caméras hybrides TEP-TDM et TEP-IRM chez un patient sans hyperfixation pathologique

TEP acquise sur la TEP-TDM représentée en maximum intensity projection (A), coupe frontale TDM (B), fusion TEP-TDM (C), TEP acquise sur la TEP-IRM en maximum intensity projection (D), coupe frontale IRM (E), fusion TEP-IRM (F).

Source : avec l'aimable courtoisie du Dr Soussan, CEA-SHFJ, Orsay, France.

Pour limiter l'exposition des patients, les images TDM acquises sur les caméras hybrides utilisent en général un flux relativement faible de photons X. L'objectif de la TDM couplée à la médecine nucléaire étant la localisation des fixations et la correction d'atténuation, des images de moins bonne qualité qu'en TDM diagnostique suffisent. En pratique, la diminution du flux de photons X permet de diminuer la dose efficace de la TDM d'environ 50 %, à ~ 8 mSv pour un corps entier. Ce niveau est similaire à celui d'une TEP au ^{18}F -FDG, légèrement supérieur à celui d'une scintigraphie osseuse au $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -hydroxyméthylène diphosphonate (HMDP) (~ 5 mSv).

Quantification de la fixation

Les images de médecine nucléaire peuvent être interprétées de manière visuelle qualitative, c'est-à-dire en décrivant la topographie des fixations anormales (hyperfixations ou hypofixations). Il est parfois possible de les interpréter de manière quantitative en estimant l'activité dans une région du corps (en kBq/mL), c'est-à-dire la quantité de MRP fixé dans cette région. Une telle quantification absolue n'est possible que pour les acquisitions tomographiques (TEP ou tomoscintigraphie).

La quantification est particulièrement utile pour l'évaluation thérapeutique des patients (comparaison de la fixation entre deux examens successifs). Elle peut apporter une information diagnostique (une fixation supérieure à un seuil donné peut orienter vers une maladie) ou pronostique (l'intensité de fixation de certaines tumeurs est corrélée à la survie des patients). Elle peut également contribuer à affiner la stratégie thérapeutique en permettant de délimiter des champs de radiothérapie.

- Pour quantifier la fixation d'un MRP, il faut au préalable corriger les images de nombreux biais : l'atténuation des photons γ par les tissus biologiques (corrigée grâce aux images TDM) (cf. *supra*) ;
- la diffusion Compton : la sélection par l'énergie ne permet pas d'éliminer les photons diffusés qui possèdent une énergie très proche de celle des photons de désintégration mais dont la direction a changé (ces photons sont donc mal localisés). Certaines techniques de traitement d'image permettent de corriger cet effet ;
- les coïncidences fortuites en TEP : deux photons issus de l'annihilation de deux positons différents peuvent en effet être détectés simultanément (dans la fenêtre de coïncidence). Ce phénomène n'est pas rare compte tenu du taux très élevé de désintégrations dans l'anneau de la caméra TEP. La détection de coïncidences fortuites peut être limitée par la réduction de la largeur de la fenêtre de coïncidence. Les signaux fortuits détectés peuvent aussi être estimés et un traitement des données permet de les soustraire.

En pratique, la correction des biais de quantification en tomoscintigraphie est imprécise. Elle souffre principalement d'une correction d'atténuation approximative et d'une résolution spatiale médiocre. Cela n'empêche pas de corriger les images de leurs biais pour en améliorer l'aspect et faciliter l'interprétation visuelle.

La correction des biais de quantification en TEP est beaucoup plus précise (la correction d'atténuation en TEP est exacte et la résolution spatiale très supérieure à la tomoscintigraphie). Les images de TEP se prêtent donc à une analyse quantitative. L'accumulation locale du MRP est mesurée par la valeur de fixation normalisée *standard uptake value* (SUV). La SUV peut se définir comme le rapport C/C_0 où C est la concentration du MRP dans le voxel et C_0 la concentration de dilution homogène dans le volume du corps (concentration théorique obtenue si le MRP se répartissait de façon homogène dans le

patient) : $C_0 = \frac{q}{\left(\frac{m}{\rho}\right)}$ donc $SUV = \frac{C \times m}{q \times \rho}$ où q est l'activité injectée, m la masse du patient et ρ sa

masse volumique estimée à 1 kg/L.

Évolutions technologiques récentes

Gamma-caméras à cristaux semi-conducteurs

Les principales limitations des gamma-caméras tenant à leur faible résolution spatiale et leur faible sensibilité, la recherche s'est portée sur le développement de cristaux plus sensibles. La principale voie d'amélioration réside dans le remplacement des cristaux scintillants par des cristaux semi-conducteurs de la famille du tellure de cadmium (CdTe ou CdZnTe ou CZT). Ces derniers convertissent directement l'énergie du photon γ absorbé en impulsion électrique, sans l'intermédiaire de photons lumineux, ce qui permet de s'affranchir des PM. Ils permettent aussi de mesurer la profondeur d'interaction du photon γ dans le cristal, ce qui améliore la localisation de la source radioactive. Ces cristaux peuvent être pixellisés (comme ceux des blocs de détection de la TEP), chaque cristal individuel pouvant posséder sa propre électronique de détection. Le couplage direct entre le cristal et l'électronique permet de s'affranchir de la logique d'Anger. Cette nouvelle génération de détecteurs est sensiblement plus compacte que la précédente. Surtout, elle présente une meilleure sensibilité de détection, mise à profit pour améliorer la résolution spatiale.

Les premières gamma-caméras à cristaux semi-conducteurs ont été développées pour la cardiologie. Elles sont constituées d'une dizaine de blocs de détection disposés en arc de cercle autour du thorax, chaque bloc comprenant un cristal pixellisé couplé à un collimateur sténopé. Comparativement à une gamma-caméra conventionnelle, le gain peut atteindre un facteur 5 à 10 pour la sensibilité et un facteur 2 à 3 pour la résolution spatiale (figure 5.7B). Une partie importante de ces gains s'explique par la géométrie optimisée de la caméra, les détecteurs se trouvant quasiment au contact de la paroi thoracique. Depuis peu, une gamma-caméra à cristaux semi-conducteurs de géométrie « classique » est proposée : les cristaux sont montés sur deux détecteurs plans de 40×50 cm et permettent des acquisitions corps entier (figure 5.5).

Caméras TEP « numériques » et TEP-IRM

Les évolutions récentes en TEP portent sur le remplacement des tubes PM (très encombrants) par des photodiodes plus compactes. Cela permet d'associer à chaque cristal « pixellisé » (de quelques millimètres de côté) sa propre diode photomultiplicatrice, alors que dans les caméras TEP « classiques », chaque tube PM est couplé à un ensemble de quatre ou neuf cristaux. La sensibilité est ainsi améliorée par le couplage de chaque cristal à sa propre électronique de détection. Ce couplage permet en outre de s'affranchir de la logique d'Anger. Les caméras TEP équipées de photodiodes au silicium sont parfois appelées « TEP numériques ».

Un autre avantage des photodiodes au silicium est leur compatibilité avec les champs magnétiques. Leur développement a permis de lever le principal obstacle à la réalisation de caméras hybrides TEP-IRM (figure 5.8). Ces caméras sont installées depuis peu. Leur utilisation reste confrontée à des difficultés méthodologiques, notamment la correction d'atténuation en l'absence d'images TDM. Leur intérêt diagnostique est en cours d'évaluation.



Essentiel à retenir

- L'imagerie de la médecine nucléaire repose sur la localisation d'un médicament radiopharmaceutique (MRP) préalablement administré au patient.
- La spécificité des images scintigraphiques tient à leur caractère fonctionnel : elles reflètent le comportement cinétique ou métabolique du MRP administré.
- La médecine nucléaire propose deux techniques d'imagerie : la scintigraphie dite « conventionnelle » et la TEP. La scintigraphie conventionnelle est effectuée au moyen d'une gamma-caméra et de MRP émetteurs de photons γ . La TEP utilise des MRP émetteurs de positons (désintégration β^+). Les positons s'annihilent avec un électron à proximité de leur site d'émission, donnant naissance à une paire de photons γ qui sont détectés en TEP.
- Les MRP utilisés pour l'imagerie sont constitués d'un radionucléide (qui émet un rayonnement γ ou β^+) lié à un vecteur (qui se fixe sur une structure particulière de l'organisme). Les MRP sont administrés à des concentrations extrêmement faibles (très inférieures à la nanomole), ce qui distingue la médecine nucléaire des autres techniques d'imagerie fonctionnelle.
- La scintigraphie conventionnelle dispose d'une grande variété de MRP différents, adaptés aux différentes questions diagnostiques. Le ^{99m}Tc est le radionucléide le plus couramment utilisé pour ces MRP.
- En routine clinique, la TEP utilise des MRP marqués au ^{18}F , au sein desquels le ^{18}F -FDG, marqueur de métabolisme glucidique, occupe une place prépondérante.
- Les gamma-caméras et les caméras TEP sont deux variantes de caméras à scintillation : elles partagent le même principe de détection des photons γ , mais elles utilisent deux principes différents de localisation du MRP émetteur.
- La détection des photons γ en scintigraphie conventionnelle comme en TEP repose sur l'utilisation de cristaux scintillants couplés à des PM.

- Les gamma-caméras localisent le MRP au moyen de collimateurs placés entre le patient et le cristal scintillant.
 - Les caméras TEP localisent le MRP en détectant les deux photons γ émis simultanément à 180° l'un de l'autre lors de l'annihilation du positon dans le patient.
 - Les caméras TEP présentent une sensibilité et une résolution spatiale meilleures que celles des gamma-caméras.
-

Entraînement 5.1 QCM

QCM 1

- Les médicaments radiopharmaceutiques sont constitués :D'un radionucléide qui émet un rayonnement γ ou β^+ et d'un vecteur qui se fixe sur une structure particulière de l'organisme
- D'un radionucléide en scintigraphie conventionnelle et d'un vecteur en TEP
- D'un radionucléide qui émet un rayonnement γ et d'un vecteur qui émet un rayonnement β^+
- D'un radionucléide qui se fixe sur une structure particulière de l'organisme et d'un vecteur qui émet un rayonnement γ ou β^+

QCM 2

- Le radionucléide le plus utilisé en scintigraphie conventionnelle est le ^{99m}Tc car :Sa période est de six minutes, ce qui limite l'irradiation des patients
- Sa période est de six jours, ce qui permet de marquer des processus métabolique lents
- Il est produit dans le service de médecine nucléaire à partir d'un générateur qui est renouvelé toutes les semaines
- Sa désintégration est associée à l'émission très majoritaire de photons γ de 23 keV

QCM 3

- Le médicament radiopharmaceutique le plus couramment utilisé en TEP est :Le ^{99m}Tc -FDG
- Le ^{18}F -FDG
- Le ^{19}F -FDG
- La ^{19}F -FCH

QCM 4

- Les photons γ sont convertis en photons lumineux :Par le tube PM
- Dans le corps du patient sous d'effet de la diffusion Compton
- Dans le cristal scintillant
- Dans les canaux du collimateur de la gamma-caméra

QCM 5

- La localisation des émetteurs β^+ en TEP repose sur :L'utilisation de collimateurs sténopés disposés en couronne autour du patient
 - L'utilisation de détecteurs plans de grande dimension (> 50 cm) disposés en couronne autour du patient
 - L'interaction des positons avec les cristaux scintillants disposés en couronne autour du patient
 - La détection en coïncidence des paires de photons γ émises lors de l'annihilation des positon
-

Chapitre 6 Radioprotection

G. Bonardel and J.-F. Chateil

Plan du chapitre

- Fondements de la radioprotection 66
- Mise en œuvre pratique 68
- Informations à délivrer aux patients 68
- Conclusion 69



Objectifs

- Connaître les fondements de la radioprotection.
 - Mise en œuvre pratique : justification, optimisation, exposition professionnelle.
 - Savoir quelle information délivrer au patient.
-

Fondements de la radioprotection

La radioprotection correspond à l'ensemble des mesures mises en œuvre pour se protéger des effets néfastes reconnus ou potentiels des rayonnements ionisants (RI). En médecine, elles concernent tout d'abord les patients et les personnels exposés professionnellement, et s'étendent également au public et à l'environnement. En plus de la gestion du risque physique, la radioprotection s'attache également à prendre en compte la dimension psychologique pour ne pas entretenir l'anxiété liée à l'exposition aux RI mais, au contraire, la diminuer.

Nature et effets des RI

Les RI sont des rayonnements d'énergie suffisante pour éjecter un électron de l'orbite électronique d'un atome. Ils sont électromagnétiques dans le cas des photons X ou γ de masse nulle (utilisés respectivement en radiologie et en médecine nucléaire), ou particuliers lors de l'émission de corpuscules de masse non nulle : rayonnement β^+ (utilisé en TEP), β^- ou α (utilisés en médecine nucléaire à visée thérapeutique).

L'énergie générée par les RI peut entraîner des modifications de la matière vivante, au niveau cellulaire où ces rayonnements induisent des lésions, notamment de l'acide désoxyribonucléique (ADN). Ces effets sur l'organisme varient en fonction de la dose reçue et de différents facteurs : la source (activité ou intensité de fonctionnement, nature, énergie), le mode d'exposition (temps, débit) et la cible (tissus ou organes touchés, âge de l'individu, les enfants étant plus radiosensibles).

- Il existe deux types d'effets des rayonnements ionisants : **les effets précoces (ou déterministes)** sont dus à l'effet physique de l'irradiation et sont la conséquence de la mort cellulaire induite. Ils sont quantifiables en fonction de la dose absorbée (cf. *infra*). Ils apparaissent toujours au-delà d'une dose seuil connue (environ 300 mSv) et leur gravité augmente avec la dose reçue. Ils peuvent engager le pronostic vital en irradiation globale et peuvent avoir des conséquences fonctionnelles lourdes en irradiation partielle (alopécie, brûlures). Dans le cadre de la radiologie et de la médecine nucléaire, seules la radiologie interventionnelle et la radiothérapie interne vectorisée en médecine nucléaire exposent le patient à des doses suffisantes pour créer un risque déterministe. Le traitement des lésions tardives (fibrose, cataracte) étant difficile et peu efficace, il faut donc tout mettre en œuvre pour les prévenir, par la connaissance et le respect des doses limites, ce qui nécessite une dosimétrie précise lors des gestes réalisés ;

- **les effets tardifs (aléatoires ou stochastiques)** sont liés à des mutations ponctuelles radio-induites de l'ADN et peuvent aboutir à la survenue d'affections malignes. Le risque de survenue est apprécié à partir de l'impact biologique supposé, exprimé en **sievert (Sv)**. Le délai d'apparition après l'exposition est de plusieurs années. Une maladie radio-induite n'a pas de signature particulière reconnue : absence de marqueur biologique permettant de différencier, par exemple, un cancer pulmonaire dû au tabac d'un cancer pulmonaire radio-induit. La probabilité d'apparition d'un cancer radio-induit est fonction de la dose de l'irradiation, selon une relation linéaire au moins pour les doses supérieures à 200 mSv.

Grandeurs et unités utilisées en dosimétrie, radiobiologie et radioprotection

Les unités employées en radioprotection dérivent du système international (SI). Il est important de savoir utiliser l'unité pertinente pour chaque grandeur mesurée.

Grandeurs physiques : reflet des interactions physiques des RI avec la matière

L'activité d'un radionucléide est le nombre de transitions nucléaires spontanées par seconde, avec émission d'un rayonnement ionisant. Elle est mesurée en **becquerel (Bq ou s⁻¹)**, en médecine nucléaire. L'activité spécifique d'une substance correspond au nombre de Bq dans une certaine quantité de matière : celle du corps d'un adulte de 140 Bq/kg, celle de l'eau de mer de 12 Bq/L et celle du granit de 7 000 Bq/kg.

La dose absorbée est la quantité d'énergie délivrée par un rayonnement par unité de masse de tissu, elle s'exprime en **gray (1 Gy = 1 J/kg)**.

Grandeurs dosimétriques : évaluation du risque pour la santé des RI

- Les grandeurs dosimétriques se classent en deux familles : d'une part, les **grandeurs de protection** qui sont la base des limites imposées par les textes réglementaires, notamment pour la protection des travailleurs, de la population générale. Elles ne sont pas directement mesurables et reflètent le préjudice pour la santé du fait d'une exposition interne et/ou externe aux RI. Elles comprennent la dose équivalente à l'organe, importante pour connaître les organes à risque lors d'une procédure donnée et la dose efficace qui est calculée par une pondération sur le corps entier. Le Sv est l'unité de mesure utilisée en radioprotection pour mesurer l'effet d'un rayonnement sur un organisme vivant. Comme le Gy, elle correspond à des joules (J) par kg. Cette unité permet donc de comparer l'effet d'une même dose délivrée par des rayonnements de nature différente à des organismes, des organes ou des tissus qui n'ont pas la même sensibilité aux rayonnements ;
- d'autre part, les **grandeurs opérationnelles** : en radiodiagnostic, on utilise des grandeurs dosimétriques spécifiques telles que le produit dose × surface (PDS) pour l'imagerie de projection, qui s'exprime en mGy · cm², l'index de dose scanographique (IDS ou *Computed Tomography Dose Index* [CTDI]) qui tient compte du profil de coupe en TDM (ou scanner) sans refléter la dose totale reçue par le patient, cette dernière étant exprimée par le produit dose × longueur (PDL) qui permet de représenter l'exposition en affectant la dose au volume exploré ; le PDL s'exprime en mGy · cm. PDS et PDL permettent, en prenant en compte les organes exposés, de calculer ou d'estimer la « dose efficace », elle-même exprimée en Sv.

Épidémiologie

Les études épidémiologiques ont montré avec certitude que le risque de cancer augmente de manière significative chez les personnes ayant reçu une dose de RI supérieure à 200 mSv. Les RI à forte dose et débit de dose élevé ont un effet cancérigène indubitable mais relativement faible par rapport aux autres cancérigènes naturels ou artificiels, ce qui rend difficile leur individualisation dans une population

donnée, en sachant que le risque de cancer global « vie entière » est actuellement estimé à 25 % dans la population générale. Les effets sur le génome, éventuellement transmissibles à la descendance, ne sont pas établis chez l'homme et sont probablement négligeables par rapport au nombre d'altérations génétiques spontanées.

Pour les faibles doses, à l'heure actuelle, les effets sur la santé humaine d'une exposition à des doses inférieures à 100 mSv font l'objet de débats scientifiques. C'est d'ailleurs pourquoi cette valeur de 100 mSv a été choisie pour définir schématiquement le domaine des « faibles doses ».

Une relation linéaire décrit convenablement la relation entre la dose et l'effet cancérogène pour les doses supérieures à 200 mSv (suivi des grandes populations irradiées par les bombes atomiques en 1945). Bien que ce risque n'ait été véritablement démontré et accepté par l'ensemble des chercheurs que pour les fortes doses, il est considéré, par principe, que les effets stochastiques peuvent survenir après toute irradiation, même si ce risque n'est véritablement démontré que pour les fortes doses. En radioprotection, pour estimer l'ordre de grandeur du risque encouru par les travailleurs et dans une optique sécuritaire maximale, un modèle volontairement pessimiste, dit de « **relation linéaire sans seuil** » (RLSS), est utilisé. Il donne la certitude de ne pas sous-estimer ce risque, s'il existe. Cette RLSS constitue un risque plafond utilisé à des fins de radioprotection pour les travailleurs exposés mais elle ne peut en aucun cas être utilisée pour calculer la probabilité d'induction d'effets stochastiques des faibles doses dans la population générale.

En dehors des procédures de radiologie interventionnelle, les doses délivrées par la plupart des examens radiologiques et de médecine nucléaire excèdent rarement 10 mSv. Les irradiations auxquelles sont exposés les travailleurs ou les personnes habitant les régions où l'irradiation naturelle est élevée, sont également de cet ordre. Le seul risque à prendre en compte en imagerie médicale diagnostique, pour le patient (toujours faibles doses < 100 mSv) et pour le personnel ou le public (très faibles doses < 10 mSv), concerne donc essentiellement le risque aléatoire de cancérogenèse radio-induite, même si ce dernier est actuellement essentiellement théorique.

Pour relativiser, rappelons que l'exposition aux RI s'effectue dans un contexte d'exposition globale de la population humaine. Cette exposition se distingue habituellement en deux sources dont les effets s'additionnent : l'exposition naturelle (ensemble des sources extérieures à toute activité humaine et existant indépendamment de celle-ci : irradiation cosmique, tellurique et corporelle) estimée en moyenne à 2,9 mSv par an en France et l'exposition artificielle, très largement liée à l'activité médicale, qui est d'environ de 1,6 mSv par an et par individu. Il ne faut pas oublier que la dose cumulée annuelle pour un individu donné varie en fonction des situations d'exposition (lieu d'habitation, modes de vie, tabagisme, etc.) et peut, de ce fait, être inférieure ou très supérieure à cette valeur moyenne. L'exposition artificielle a augmenté durant les dernières décennies, notamment en raison du développement des explorations par TDM.

Mise en œuvre pratique

L'amélioration continue de la protection radiologique des professionnels et du public a permis de constater ces dernières années que les personnes les plus exposées dans notre société étaient maintenant les patients.

La transposition en droit français des directives européennes, en particulier la dernière en date (directive 2013/59 Euratom) fixant les normes de bases relatives à la protection sanitaire contre les dangers liés à l'exposition aux RI, va modifier de façon importante la prise en compte de la radioprotection dans la pratique médicale. Les modifications portent sur la radioprotection des patients et des personnels, la réglementation de la conception et de l'installation des locaux et des dispositifs utilisant des RI, ainsi que sur les procédures de contrôle de qualité ; il sera aussi instauré une **obligation de formation initiale et continue** pour tous les utilisateurs de RI, applicable à tous les médecins.

L'usage des RI dans le domaine du diagnostic médical ne peut se voir appliquer de limites réglementaires individuelles pour la dose car le bénéfice qu'il apporte est très supérieur au risque qu'il peut engendrer, à condition que l'examen soit justifié et d'une qualité suffisante pour le diagnostic, introduisant ainsi les grands principes régissant la radioprotection dans le domaine médical.

Le premier de ces principes, **la justification des examens d'imagerie**, consiste à établir le bénéfice net d'un examen par rapport au préjudice potentiel lié à l'exposition aux RI. Pour permettre son application, le code de santé publique stipule « qu'aucun acte exposant aux RI ne peut être pratiqué sans un échange préalable d'information écrit entre le demandeur et le réalisateur de l'acte. Le demandeur fournit au réalisateur les informations nécessaires à la justification de l'exposition demandée dont il dispose. Il précise notamment le motif, la finalité, les circonstances particulières de l'exposition envisagée, notamment l'éventuel état de grossesse, les examens ou actes antérieurement réalisés... ». Le *Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale* (gbu.radiologie.fr) édicté par la Société française de radiologie (SFR) et la Société française de médecine nucléaire (SFMN) sous l'égide de l'Autorité de sûreté nucléaire (ASN) et de la Haute Autorité de santé (HAS) constitue un document support important pour la mise en œuvre de ce principe. La connaissance des indications des principaux examens d'imagerie en fonction de la situation clinique est fondamentale pour tout médecin.

L'application du principe de justification doit également tenir compte d'une possible substitution par un examen non irradiant, telles l'échographie ou l'IRM, en cas de performances diagnostiques égales.

Le second principe concerne **l'optimisation des pratiques** par l'opérateur utilisant les RI. Elle consiste à réaliser un acte irradiant au moindre coût radiologique pour une performance diagnostique ou thérapeutique maximale, pour maintenir la dose à un niveau aussi bas que raisonnablement possible selon l'acronyme anglais ALARA (*as low as reasonably achievable*). L'optimisation s'applique pour l'ensemble des patients et des examens irradiants, en particulier pour les jeunes enfants compte tenu de leur plus grande radiosensibilité. L'application de ce principe passe par l'obligation de maintenance et d'assurance de qualité des matériels, l'obtention d'une attestation de suivi de formation à la radioprotection des patients et la prise en compte des niveaux de références diagnostiques (NRD) ; ces derniers ont pour but de décrire l'exposition observée pour les examens les plus courants et de permettre à chacun, par comparaison, une évaluation de ses pratiques. Il est obligatoire de stipuler, dans le compte-rendu d'examen d'imagerie, tous les éléments nécessaires à l'évaluation de la dose délivrée au patient : PDS en radiographie standard ou interventionnelle, PDL en TDM en précisant le champ exploré, nature du radiopharmaceutique et activité injectée en médecine nucléaire.

Un troisième principe concerne les personnels professionnellement exposés et consiste au contrôle et à **la limitation** des doses reçues. Chaque professionnel doit être conscient de son environnement technique et responsable des personnels qui l'accompagnent. Se protéger est un gage de sérénité autant qu'une obligation réglementaire. La démarche d'optimisation pour le patient bénéficie directement aux personnels. Sur le plan réglementaire et dans le cadre de la médecine du travail, les personnels exposés aux RI bénéficient d'une réglementation propre aux lieux et conditions de travail ainsi que d'un suivi et d'une catégorisation professionnelle avec une limitation annuelle fixée à 20 mSv en dose efficace annuelle délivrée au corps entier pour la catégorie A et 6 mSv pour la catégorie B. Dans le cadre de cette catégorisation, la dose maximale au public a été fixée à 1 mSv/an, alors même que l'irradiation naturelle moyenne en France se situe entre 2 et 5 mSv. Enfin, nous rappelons que cette limitation de dose ne concerne pas les patients.

Informations à délivrer aux patients

La population générale a un faible niveau de connaissances concernant les effets des RI et plus généralement des données scientifiques.

Dans le cadre du devoir d'information du patient, il faut rappeler qu'en imagerie médicale, aucune procédure diagnostique n'atteint 100 mSv, ce qui signifie que ces procédures sont réalisées dans une plage de doses pour laquelle aucun effet déterministe ne peut survenir. L'augmentation « à la marge »

de l'incidence de cancers pour une exploration reste très discutée, issue de modèles statistiques présomptifs portant sur des données d'études rétrospectives épidémiologiques souvent de type « cas-témoin » d'interprétation parfois difficile.

Il convient avant tout de rassurer les patients et leurs familles en ne faisant pas l'amalgame entre risques réels et risques supposés et en centrant cette information sur la balance bénéfiques (avérés objectifs des RI en médecine)/risques (théoriques des RI aux faibles doses).

La connaissance des doses efficaces moyennes délivrées par tel ou tel examen comme rappelées dans le *Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale* et surtout leur comparaison avec les niveaux d'exposition naturelle annuelle (2,9 mSv en France, variant dans le monde de 1 à 150 mSv : dans certains régions d'Inde et d'Iran) permettent de relativiser concrètement l'exposition médicale et son niveau de risque (tableau 6.1).

Tableau 6.1

Exemples de doses efficaces délivrées

Radiographie des poumons	20 μ Sv
Vol transatlantique	50 μ Sv
Irradiation naturelle moyenne en France/an	2,9 mSv
Scintigraphie osseuse	5 mSv
Scanner abdominopelvien	10 mSv
Limite d'exposition des travailleurs/an	20 mSv
Seuil au-delà duquel les effets stochastiques sont prouvés	200 mSv
Seuil de myélotoxicité	1 Sv
Seuil de toxicité digestive	5 Sv
Seuil d'apparition des radiodermites	10 Sv
Seuil de neurotoxicité	20 Sv
Dose d'une radiothérapie ciblée sur une tumeur	50 Sv

Ordres de grandeur de doses efficaces délivrées : ces doses valables en 2017, varient en fonction des appareils et des réglages et sont susceptibles d'évoluer avec les évolutions techniques.

En médecine nucléaire diagnostique, où le patient va émettre lui-même pendant quelques temps de très faibles doses de RI, aucune mesure d'éviction particulière n'est recommandée pour l'entourage et les sujets contacts, y compris les enfants en bas âge et les femmes enceintes, les doses cumulées étant toujours très inférieures à 1 mSv et très souvent équivalentes à celles délivrées par l'irradiation naturelle de certaines régions sur quelques jours.

En radiologie interventionnelle, les patients doivent être informés de la nécessité d'un suivi cutané, certaines procédures pouvant délivrer de fortes doses (3 Gy à la peau).

Enfin, la grossesse constitue un cas particulier tant il apparaît que la relation entre exposition médicale et grossesse est fortement empreinte d'angoisse et de subjectivité. Pourtant, comme pour les autres situations, la présentation objective des risques réels et des effets possibles permet d'éliminer toute forme d'angoisse à ce sujet en centrant le discours sur la balance bénéfiques/risques. Il convient de rappeler que les malformations congénitales radio-induites relèvent des effets déterministes à seuil et ne peuvent pas survenir en deçà de 100 mSv, alors que le risque « naturel » de survenue d'une malformation congénitale est de 3 %. Cela n'empêche pas d'appliquer les deux grands principes de radioprotection que sont la justification et l'optimisation, tout particulièrement chez les femmes enceintes ou susceptibles de l'être. La période la plus radiosensible correspond à la phase d'organogenèse (7 à 60 jours de grossesse) pendant laquelle l'irradiation doit être particulièrement minimisée.

La recherche préalable d'une éventuelle grossesse avant toute exposition aux RI, chez toute femme en capacité de procréer, est souhaitable par l'interrogatoire, voire par des explorations biologiques si

nécessaire. Une fois l'indication posée, l'optimisation et la connaissance de la dose délivrée permettent de donner à la patiente une information objective et rassurante.

Conclusion

Le champ de la radioprotection, qui n'incluait à l'origine que les travailleurs, s'est élargi au public puis aux personnes exposées pour raison médicale. Son concept global est exprimé de la manière suivante : assurer un niveau de protection adéquate pour l'homme, sans pénaliser indûment les pratiques bénéfiques exposant aux RI. Les mesures de protection ne doivent donc pas être disproportionnées par rapport au risque, ni limiter inutilement les activités bénéfiques pour l'individu ou la société. La radioprotection est constituée d'un ensemble d'éléments, scientifiques et objectifs, associant physique, biologie, réglementation et, avant tout, un certain état d'esprit, c'est-à-dire une préoccupation permanente associée à son activité professionnelle. Cette préoccupation repose essentiellement sur des principes de justification des examens, d'optimisation des pratiques, notamment lorsque l'on a affaire à des femmes enceintes et des enfants en bas âge. Elle intègre une connaissance des bases élémentaires de physique et de radiobiologie permettant de relativiser le risque encouru, notamment en imagerie médicale diagnostique exposant le patient à de faibles doses de rayonnements, *a fortiori* les professionnels et l'entourage (pour l'imagerie nucléaire) à de très faibles doses. En effet, aux doses telles que celles délivrées par un seul examen d'imagerie médicale standard, aucun effet déterministe ne peut survenir et le risque stochastique de cancer radio-induit est infinitésimal, essentiellement spéculatif. La répétition et le cumul des explorations dans un intervalle de temps court ne doivent toutefois pas être négligés, la justification de chaque acte restant la pierre angulaire de la démarche médicale.



Essentiel à retenir

- La connaissance des différentes unités : Bq, Gy, Sv et leur utilisation respective est essentielle.
- Les effets biologiques se divisent en effets déterministes (radiologie interventionnelle, radiothérapie) et en effets stochastiques (carcinogénèse à long terme).
- Les doses délivrées en imagerie diagnostique font partie des faibles doses, inférieures à 100 mSv, sans détriment sanitaire observé.
- Les principes de radioprotection reposent en médecine sur la balance bénéfique/risque, déterminant la justification des actes, puis sur l'optimisation des pratiques.
- L'information du patient est essentielle afin de lever toute angoisse inutile.
- L'enfant et la femme enceinte doivent faire l'objet d'une attention particulière.
- La radioprotection en milieu médical concerne également le personnel exposé.

Entraînement 6.1 QCM

QCM 1

- Quels sont les RI utilisés en imagerie médicale diagnostique ? Rayons α
- Rayons β^+
- Rayons γ
- Rayons X
- Rayonnement neutronique

QCM 2

- Parmi les unités suivantes, laquelle est utilisée pour apprécier l'effet biologique sur un organisme vivant ?Bq
- Sv
- Gy
- Produit dose \times surface
- Curie

QCM 3

- Parmi les propositions suivantes, lesquelles caractérisent les effets déterministes ?Ils entraînent une mort cellulaire rapide
- Ils sont dus à une mutation ponctuelle de la chaîne d'ADN
- Ils apparaissent au-delà d'une dose seuil
- Ils ne sont pas observés en imagerie diagnostique
- Ils peuvent entraîner la mort du sujet en cas d'irradiation corporelle massive

QCM 4

- Le niveau d'exposition en rapport avec l'utilisation en imagerie diagnostique des RI chez l'homme en France se caractérise par :Un risque déterministe prépondérant
- La possibilité d'observer des mutations génétiques transmises à la descendance
- Des niveaux de dose le plus souvent inférieurs à 20 mSv
- Une augmentation récente de la dose moyenne artificielle délivrée à la population
- Une proportion importante en rapport avec la pratique de la TDM

QCM 5

- En ce qui concerne les RI et la grossesse, quelles sont les propositions exactes ?L'effet mutagène est responsable d'environ 20 % des malformations congénitales observées
- Les malformations congénitales en rapport avec l'utilisation du scanner sont fréquentes
- Le risque spontané, hors rayonnement, de survenue d'une malformation est de 3 %
- Avant un examen d'imagerie utilisant des RI, la recherche d'une possible grossesse par l'interrogatoire est obligatoire
- La réalisation d'un scanner cérébral chez une femme enceinte est sans conséquence sur le fœtus

QCM 6

- Q En ce qui concerne les règles pratiques de radioprotection des patients, quelles sont les propositions vraies ?La demande d'un examen d'imagerie utilisant des RI doit être écrite
 - R La justification de l'acte est essentielle dans la demande d'un examen d'imagerie utilisant des RI
 - S L'optimisation de chaque examen est du ressort du radiologue ou du médecin nucléaire
 - T Le compte-rendu de l'examen d'imagerie doit comporter les éléments nécessaires à l'évaluation de la dose délivrée
 - U La conversion en dose efficace permet une comparaison entre plusieurs types d'exposition
-

Chapitre 7 Échographie

F. Patat and M. Ronot

Plan du chapitre

- Notion d'onde mécanique 74
- Principes de l'échographie 78
- Bases sémiologiques du mode B 81
- Modes Doppler 82
- Agents de contraste échographiques 85
- Bases technologiques 85
- Conclusion 86



Objectifs

Les objectifs de ce chapitre sont de présenter les techniques ultrasonores en allant de la compréhension des principes physiques jusqu'aux bases sémiologiques des images obtenues. Dans ce parcours, il est nécessaire d'aborder la nature des interactions des ondes ultrasonores avec les tissus du corps humain et les bases techniques du fonctionnement des systèmes employés aujourd'hui. Ce descriptif est délibérément court et limité à la stimulation de l'intuition des phénomènes, sans calcul donc, hormis la connaissance de l'unité géométrique du champ acoustique, à savoir la longueur d'onde. La description des principaux modes Doppler qui, aujourd'hui, font partie de tout examen approfondi est également envisagée. Une synthèse des caractéristiques de l'échographie et les perspectives d'évolution des outils ultrasonores en médecine clôtureront ce chapitre.

Notion d'onde mécanique

Les ondes mécaniques sont des phénomènes très fréquents : les sons dans l'air, les vagues à la surface de l'eau, les tremblements de terre ou les vibrations d'une corde instrumentale. Pour en donner une définition plus générale et abstraite, on considère un milieu matériel quelconque (solide, liquide ou gazeux), au repos pour simplifier ; il est possible de modifier localement la position d'une partie du milieu par l'application de forces. Cette perturbation de l'équilibre local engendrera des forces de voisinage qui créeront alors un mouvement. Ce phénomène de déplacements induits de proche en proche est décrit par le concept d'onde mécanique sous-tendu par un autre mot-clé, celui de propagation. Lorsque les ondes mécaniques peuvent être perçues par l'ouïe d'un être vivant sous forme de sons, on parle d'ondes acoustiques. L'acoustique est donc la science qui étudie les sons.

Propriétés du milieu de propagation

Certaines propriétés dites « mécaniques » du milieu conditionnent la façon dont les ondes s'y propagent. Une onde entraîne des déformations du milieu qui mettent en jeu ses différentes propriétés élastiques intrinsèques. Pour désigner ces propriétés, on utilise le terme de « module ». Dans un milieu isotrope, toutes les directions sont équivalentes, il n'existe que deux modules élastiques indépendants : en compression (changement de volume mais pas de forme) et en cisaillement (changement de forme). Les modules élastiques s'expriment en Pascal (Pa), ils correspondent à la contrainte mécanique nécessaire pour obtenir une certaine déformation. Pour définir le module élastique en compression, on

utilise le coefficient K qui gouverne la loi de la pression P nécessaire pour obtenir un changement relatif donné de volume V :

$$\Delta P = -K \cdot \frac{\Delta V}{V}$$

La variation relative de volume est bien $\frac{\Delta V}{V}$ et le signe $-$ nous indique que, pour une pression positive, ΔP on obtient bien une diminution de ce volume. K est le coefficient de proportionnalité entre la contrainte mécanique (la pression) et la déformation obtenue.

Pour l'eau, $K = 2,25 \text{ GPa} = 2,25 \cdot 10^9 \text{ Pa}$. Il faut une pression de 22,5 MPa pour comprimer un volume d'eau de 1 %. C'est la pression qui règne par exemple à une profondeur de 2250 m.

La dynamique de la mise en mouvement de la matière dépend de son inertie, c'est-à-dire de sa masse volumique ρ . Pour l'eau, on a $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$. On définit, enfin, une caractéristique essentielle du milieu vis-à-vis des ondes : la vitesse de propagation aussi appelée célérité. Il faut bien distinguer la célérité qui est la vitesse du phénomène « onde » et la vitesse des molécules du milieu. Prenons l'exemple des vagues sur la mer : un objet flottant, qui représente le mouvement des molécules d'eau, a un mouvement essentiellement vertical, montant et descendant au passage des vagues. Celles-ci, en revanche, se propagent horizontalement beaucoup plus vite. La célérité d'une onde est rapide si le milieu a une forte élasticité, c'est-à-dire s'il est raide, difficile à déformer. Inversement, elle est plus lente si le milieu présente une masse volumique importante. On démontre que la célérité c est déterminée par :

célérité² = coefficient élastique/masse volumique soit :

$$c^2 = \frac{K}{\rho}$$

La célérité du son dans l'air vaut 340 m/s et correspond au mur du son en aéronautique. Dans l'eau, elle est encore plus importante et vaut 1500 m/s, soit 5400 km/h : le son d'un caillou jeté dans le port de Brest pourrait en théorie s'entendre à New York une heure plus tard ! Les caractéristiques intrinsèques du milieu que sont ses coefficients élastiques et sa masse volumique déterminent la célérité des ondes ultrasonores.

On distingue les ondes à polarisation transverse où le mouvement est perpendiculaire à la direction de propagation (c'est typiquement le cas avec notre exemple du bouchon flottant et des vagues) et les ondes à polarisation longitudinale où le déplacement de matière est parallèle au vecteur de propagation. Les ondes habituellement utilisées en échographie sont des ondes de compression qui se propagent dans des milieux (les tissus biologiques) dont la consistance est proche de celle de l'eau, il s'agit d'ondes longitudinales.

Les ondes de cisaillement ne sont pas utilisées en échographie conventionnelle. Le module de cisaillement peut toutefois être utilisé afin de déterminer la « dureté » d'une zone prédéfinie. On parle d'élastographie ultrasonore. En effet, la vitesse de propagation des ondes de cisaillement est directement reliée à la dureté du milieu. La mesure de cette vitesse est réalisée selon des modalités différentes de celles utilisées en échographie conventionnelle. Il s'agit d'une technologie d'introduction récente, encore réservée à une approche spécialisée.

On définit par ailleurs une autre quantité importante appelée impédance acoustique qui est le produit de la masse volumique par la célérité de l'onde : $Z = \rho \cdot c$. Nous verrons plus tard en quoi Z est une caractéristique déterminante dans le comportement des ondes acoustiques lorsqu'elles changent de milieu. L'unité donnée à Z est le Rayl (1 Rayl = Pa. s/m) en hommage au grand physicien britannique

J.W. Rayleigh (1842–1919) fondateur de l'acoustique moderne. Le **tableau 7.1** donne les caractéristiques de l'air et de l'eau.

Tableau 7.1

Propriétés mécaniques de l'air et de l'eau à 25 °C

Milieu	Masse volumique (kg.m ⁻³)	Coefficient élastique (Pa)	Célérité (m/s)	Impédance Z (Rayl)
Air	1,3	1,5 10 ⁵	340	442
Eau	1 000	2,25 10 ⁹	1 500	1,5 10 ⁶

Ondes sinusoïdales

De nombreuses formes temporelles peuvent se propager sous forme d'onde. Un type fréquent dans la nature et très commode sur le plan mathématique est représenté par les fonctions sinusoïdales. Une telle onde pourra être décrite par la formule suivante où l'on décrit la pression p qui dépend à la fois du temps t et de la distance x :

$$p(x, t) = A \cdot \sin \left[2\pi \left(\frac{x}{\lambda} - \frac{t}{T} \right) \right] = A \cdot \sin \left[\frac{2\pi}{\lambda} (x - c \cdot t) \right]$$

$$A \cdot \sin \left[2\pi f \left(\frac{x}{c} - t \right) \right]$$

A est l'amplitude, f la fréquence, T la période et λ la longueur d'onde. Le motif de l'onde se répète à intervalle régulier dans le temps, c'est la période T et à intervalle régulier dans l'espace : il suffit de photographier le phénomène pour voir λ , la longueur d'onde. Le lien entre ces grandeurs est facile à retrouver : au bout d'un temps T , l'onde voyageant à la vitesse c se sera déplacée de la quantité $c \cdot T = \lambda$. On a par ailleurs : $T = 1/f$ et $c = \lambda \cdot f$.

À noter que le signe $-$ entre les variables temporelles et spatiales implique une propagation dans le sens des x positifs, le signe $+$ inverserait le sens (**figure 7.1**).

Figure 7.1

Représentation sur l'échelle des fréquences des principaux domaines des ondes mécaniques.

Chez les humains, les sons sont définis par la gamme de fréquences audibles par un sujet jeune, typiquement 20 Hz à 20 kHz. Au-delà, on parle d'ultrasons et les fréquences essentiellement utilisées en imagerie médicale sont dans la gamme 2 MHz à 20 MHz ce qui correspond à des périodes temporelles entre 500 et 50 ns. Il est important d'avoir en tête les longueurs d'onde dans les tissus mous où la célérité est très proche de celle de l'eau : une onde à 1,5 MHz dans un milieu où c vaut 1500 m/s a une longueur d'onde de 1 mm :

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1500 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}}{1,5 \cdot 10^6 \text{ s}^{-1}} = 10^{-3} \text{ m}$$

Une onde de 15 MHz aura une longueur d'onde dix fois plus petite, soit un dixième de millimètre. Cette notion de longueur associée à l'onde est essentielle car c'est l'étalon selon lequel doivent être analysés tous les phénomènes subséquents, notamment les interactions ultrasons-tissus. C'est aussi le juste ordre de grandeur de la résolution que l'on peut attendre des images échographiques.

L'amplitude des ondes acoustiques peut s'exprimer dans différentes variables comme la pression p de l'onde (à ne pas confondre avec la pression ambiante du milieu qui est fixe) ou la vitesse v des molécules du milieu. On peut d'ailleurs noter que ces quantités sont proportionnelles et que le coefficient qui les relie est précisément l'impédance acoustique Z .

On a ainsi $p = Z.v$ de la même manière qu'en électricité la loi d'Ohm $U = R.I$ traduit le lien entre tension électrique et courant, la résistance R étant le coefficient de proportionnalité reliant ces deux grandeurs.

Propriétés acoustiques des tissus

Les propriétés acoustiques des tissus biologiques sont résumées dans le **tableau 7.2**. On voit très clairement sur ce tableau que l'ensemble de ce qu'on appelle les tissus mous en échographie, c'est-à-dire tous les organes, à l'exception du squelette et des organes à contenu gazeux, possèdent une impédance acoustique voisine de 1,6 MRayl et une célérité à peine supérieure à celle de l'eau. Cela reflète le fait que nos tissus contiennent une grande quantité d'eau et que, mécaniquement, à l'échelle des ondes ultrasonores, ils se comportent comme un milieu liquide épais aqueux très riche en lipides, protéines et glucides. Toutes ces molécules, essentielles à la vie, changent peu la masse volumique et la faible compressibilité (due à l'eau) de ces milieux. De façon similaire, la gamme des célérités des ondes acoustiques dans les tissus mous est assez restreinte au voisinage de 1550 m/s. Cette situation est extrêmement favorable et permet aux faisceaux d'ultrasons d'avoir des trajectoires quasiment droites comme on va le découvrir ensuite. Il est important aussi de noter que ces propriétés, célérité de l'onde et impédance acoustique, sont indépendantes de la composition fréquentielle de l'onde propagée.

Tableau 7.2

La célérité en m/s et l'impédance acoustique Z de différents milieux du corps humain.

Tissu	Célérité (m/s)	Z : impédance (MRayl)
Air	340	0,0004
Eau	1480	1,48
Poumon	650	0,06 – 0,26
Sang	1566	1,65
Os cortical	3000–4000	4,2 – 8
Foie	1560	1,65
Graisse	1450	1,38
Muscle	1550–1630	1,65–1,74
Rein	1570	1,65
Cerveau	1550	1,6
Peau	1600	1,84
Polyamide	2340	2,9

Atténuation

Schématiquement, l'intensité d'une onde acoustique se modifie (le plus souvent diminue) au cours de sa propagation ; on parle d'atténuation. Deux phénomènes en rendent compte : l'absorption et la dispersion.

Pour traiter de l'absorption, il faut se souvenir qu'une onde acoustique transporte de l'énergie, à la fois sous forme cinétique (avec la vitesse des molécules mises en mouvement) et sous forme potentielle (avec l'énergie élastique de déformation du milieu). Comme tout mouvement, ceux induits par le passage de l'onde entraînent des frottements et une partie de l'énergie est ainsi soustraite sous forme de chaleur. C'est le phénomène d'absorption qui contribue largement à atténuer l'énergie des faisceaux ultrasonores utilisés. Classiquement, la part d'énergie absorbée est proportionnelle à l'énergie en transit, on retrouve donc la loi classique dans bien des domaines (optique ou rayons X) d'atténuation exponentielle. Si x est la distance parcourue et $I(x)$ l'intensité au point d'abscisse x , alors

$I(x) = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot x}$ où α est le paramètre d'atténuation dont la dimension est l'inverse d'une longueur, en cm^{-1} par exemple.

V Deux points sont importants à retenir : aux fréquences qui nous intéressent en échographie, le coefficient α est assez élevé, les faisceaux sont rapidement absorbés lorsqu'ils atteignent les régions anatomiques profondes. Les échographes comportent donc des systèmes d'amplification puissants pour les signaux rétrodiffusés distants ;

W le coefficient α est proportionnel à la fréquence : $\alpha = \beta \cdot f$ et comme il intervient dans l'exposant de l'exponentielle, l'accroissement de la fréquence augmente sensiblement l'absorption.

Il serait théoriquement préférable de réaliser des explorations échographiques à la plus haute fréquence possible de manière à utiliser de courtes longueurs d'onde, interagissant à une échelle très fine avec l'anatomie tissulaire et permettant ainsi d'obtenir les meilleures résolutions spatiales possibles. La recherche d'un compromis est nécessaire car les plus hautes fréquences sont trop vite absorbées. Cela explique pourquoi elles sont réservées à l'exploration des tissus superficiels. Concrètement, on utilise des sondes de basse fréquence pour explorer des organes profonds (bonne pénétration des ondes au prix d'une résolution spatiale moindre), *a fortiori* pour des patients en surpoids, et des sondes haute fréquence (excellente résolution spatiale mais absorption rapide) pour les investigations superficielles ou endocavitaires.

En ce qui concerne la dispersion, nous verrons ensuite qu'il est possible de manipuler les faisceaux ultrasonores, ceux-ci sont rarement des ondes planes (c'est-à-dire des plans se propageant de façon perpendiculaire à la direction de propagation) mais plus souvent des ondes divergentes ou convergentes. L'énergie totale de l'onde, constante, se répartit ainsi sur des surfaces d'onde qui varient au cours de la propagation. Dans une zone où l'onde est divergente, la surface d'onde s'accroît et l'intensité locale diminue. Inversement, il est possible, comme nous le verrons dans le paragraphe technologie, de focaliser les faisceaux, c'est-à-dire de concentrer l'énergie au voisinage d'un point focal. On peut par ce biais augmenter l'intensité locale.

Il faut retenir que, pour les appareils diagnostiques, l'absorption est, de loin, le phénomène dominant.

Interface entre milieux de propagation

Les variations intratissulaires d'impédance acoustique conditionnent la manière dont une onde ultrasonore interagit avec ce tissu. Ces interactions peuvent être catégorisées en considérant trois phénomènes : la transmission, la réflexion et la diffusion.

Considérons la situation schématisée sur la [figure 7.2](#). Deux milieux de célérités différentes c_1 et c_2 sont séparés par une interface plane. Chacun des milieux étant homogène, les ondes acoustiques se propagent en ligne droite mais, à l'interface, les équations de propagation ne peuvent plus être satisfaites par une seule onde. Il se passe le même phénomène qu'en optique, deux ondes supplémentaires par rapport à l'onde incidente prennent naissance : une onde réfléchie et une onde transmise appelée aussi onde réfractée.

Figure 7.2

Interactions à l'interface de deux milieux (1 et 2) de célérité différente (c_1 et c_2). Ondes incidente (flèche noire), réfléchie (flèche bleue) et transmise (flèche verte) avec leur angle par rapport à la normale : θ_i , θ_r et θ_t .

Les valeurs de célérité gouvernent les lois des angles θ selon les lois de Snell-Descartes : $\theta_i = \theta_r$ et $c_2 \sin \theta_i = c_1 \sin \theta_t$. Remarque : si $\sin \theta_i \geq c_1/c_2$ il y a réflexion totale, c'est-à-dire une absence d'onde transmise.

Les célérités des milieux gouvernent les angles de réflexion et réfraction. En revanche, ce sont les impédances qui vont conditionner la puissance des ondes réfléchies et réfractées. Prenons le cas plus simple d'une incidence normale à l'interface (figure 7.3).

Figure 7.3

Deux milieux de caractéristiques acoustiques différentes séparés par une interface plane avec un triplet d'ondes incidente, réfléchie et transmise perpendiculaires à l'interface.

- Si on définit par R et T les coefficients de réflexion et de transmission : $R = \text{puissance de l'onde réfléchie} / \text{puissance de l'onde incidente}$;
- $T = \text{puissance de l'onde transmise} / \text{puissance de l'onde incidente}$.

Les lois de continuité à l'interface permettent de montrer que :

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

et

$$T = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

On vérifie bien que $R + T = 1$, ce qui est logique puisque la puissance incidente est totalement répartie entre le faisceau transmis et le faisceau réfléchi.

La réflexion aux interfaces peut devenir très importante si les impédances sont très différentes et dans ce cas l'énergie transmise peut être considérablement réduite. C'est le cas des interfaces entre la sonde et l'air puis entre l'air et la peau du patient. Pour éviter des pertes considérables à ces deux interfaces, il est nécessaire d'appliquer un gel entre la sonde et la peau du patient. Les fortes différences d'impédance entre tissus mous et air et entre tissus mous et os expliquent aussi les l'impossibilité des explorations échographiques si le faisceau rencontre l'os ou des structures contenant des gaz (poumon, tube digestif).

L'interface plane a une surface très grande comparée à la longueur d'onde. Considérons maintenant le cas opposé d'un milieu constellé de petites hétérogénéités d'impédance dont la forme importe peu puisqu'elles sont très petites à l'échelle de l'onde acoustique incidente, c'est-à-dire en comparaison avec sa longueur d'onde (figure 7.4).

Figure 7.4

Diffusion d'onde plane (en bleu) par une collection d'hétérogénéités d'impédance (en jaune).

Chacune des hétérogénéités est la source d'une microréflexion. Elle donnera lieu à une onde secondaire de forme sphérique, car issue d'une origine quasi ponctuelle. Ces ondes sphériques ainsi engendrées en très grand nombre sont incohérentes si les sources sont dispersées aléatoirement dans l'espace. Le faisceau incident est ainsi transformé en un ensemble d'ondelettes incohérentes sans direction privilégiée. Ce phénomène appelé diffusion est familier en optique (c'est l'explication du brouillard ou de l'aspect des nuages qui sont des assemblages de microgouttelettes d'eau liquide en suspension qui diffusent la lumière visible). Les tissus des organes observés en échographie sont constitués de cellules qui contiennent des noyaux ayant une plus grande impédance acoustique, séparées par de nombreuses

interfaces entre elles et avec la microvascularisation, les fibres des tissus de soutien, etc. Chacune de ces microstructures contribue ainsi au caractère plus ou moins diffusant d'une région échographique.

Principes de l'échographie

Le principe sur lequel repose l'échographie est celui de l'écholocalisation. Il est utilisé, on le sait, dans le monde animal, notamment par les chauves-souris et certains mammifères marins. Le *Sound Navigation And Ranging* (SONAR) qui est une invention du XX^e siècle repose sur le même principe. Il a tout d'abord été utilisé à des fins militaires dans la guerre sous-marine puis a été diffusé aux domaines de la pêche et du monde médical après 1945.

Ligne échographique

En échographie, tout commence avec la production d'ondes ultrasonores pulsées de courte durée, typiquement une période de la fréquence centrale, transmise au patient par la face avant de la sonde. Le schéma de la [figure 7.5](#) montre un système d'émission-réception d'onde ultrasonore pulsée. L'émetteur est ce que l'on appelle une sonde (à gauche du schéma). La sonde est tenue dans la main lorsque l'on réalise un examen échographique. Il en existe de très nombreux modèles, ayant des tailles et des formes différentes. Ces caractéristiques permettent de produire des ondes à des fréquences variées. Elles ont toutes en commun de pouvoir à la fois émettre et recevoir des ondes acoustiques et les transformer en signaux électriques. L'onde émise est supposée voyager sous forme d'un faisceau assez fin le long de la ligne pointillée en rouge. L'émission est pulsée sur le plan temporel (représentée par l'onde rouge sur le schéma). En pratique, elle oscille brièvement pendant une ou deux périodes puis est stoppée. La sonde, après avoir émis l'onde initiale, se place en mode « écoute » et enregistre tous les signaux qui viennent frapper sa surface sensible. L'onde émise voyage (vers la droite sur le schéma) au sein du milieu à explorer et engendre, lorsqu'elle rencontre une rupture d'impédance acoustique, un couple onde réfléchi-onde transmise comme nous l'avons vu. L'onde réfléchi retourne alors vers la sonde. On parle alors d'écho (qui donne son nom à l'échographie). L'onde transmise poursuit, quant à elle, son trajet dans la même direction mais avec une puissance moins grande. La perte de puissance est faible si les ruptures d'impédance acoustique sont faibles, ce qui est souvent le cas dans les tissus mous. L'énergie qu'elle transporte peut ainsi provoquer de nouveaux échos en raison des contrastes d'impédance situés un peu plus loin en profondeur. Ces échos sont recueillis par la sonde après un délai t qui dépend de la durée du trajet aller-retour de l'onde ultrasonore. Si la source de l'écho est à la profondeur d , celui-ci arrivera avec le retard $2d/c$ par rapport à l'instant d'émission. La détection d'un écho permet donc d'en déduire la profondeur à laquelle il a été généré. En écoutant suffisamment longtemps, la sonde recueille plusieurs échos successifs, générés à des profondeurs croissantes. Ainsi, avec une seule émission d'onde, on peut obtenir des renseignements sur l'anatomie acoustique le long de toute une ligne.

Figure 7.5

Schéma d'émission-réception d'une onde pulsée mettant en évidence l'interaction de l'onde transmise avec le milieu exploré. En dessous, le diagramme amplitude-temps délais montre les délais d'arrivée des échos croissant avec la profondeur.

À noter que ces échos sont de moins en moins puissants en raison des phénomènes d'atténuation que subit l'onde durant son trajet aller puis retour. Des amplificateurs de signaux sont utilisés pour augmenter le signal au fur et à mesure que le temps (et donc la profondeur de l'écho) s'écoule à partir de l'instant d'émission. Cela porte le nom de « correction de gain en fonction de la profondeur » ou encore *time gain control* (TGC).

Enfin, il faut bien garder à l'esprit que le temps nécessaire à l'émission-réception des échos successifs est très court, permettant d'obtenir l'information désirée en très peu de temps. À titre d'exemple,

calculons le temps nécessaire pour construire une ligne échographique dans une exploration sur une profondeur de 15 cm. Le temps nécessaire pour l'arrivée des échos les plus profonds est :

$$t = \frac{2d}{c} \text{ donc } t = \frac{2 \times 0,15 \text{ m}}{1500 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}} = 200 \cdot 10^{-6} \text{ s} = 200 \text{ } \mu\text{s}$$

Réalisation d'une image en mode B

La fabrication d'une image numérique consiste à obtenir suffisamment d'informations pour attribuer une valeur à chaque pixel. Nous venons de voir que la réalisation d'un tir puis l'analyse des échos permettaient de collecter les valeurs d'échogénicité pour chaque profondeur situées le long de la ligne de tir. Si l'on multiplie les émissions de façon incrémentale le long de la sonde, on réalise un balayage par les lignes de tir d'une surface plane à l'intérieur du patient (une coupe) (figure 7.6).

Figure 7.6

Image échographique et représentation schématique des lignes d'acquisition (lignes blanches) ayant effectué le balayage figuré par la flèche rouge.

L'image obtenue (coupe sagittale d'un fœtus) correspond à l'ensemble de ce qui a été balayé par les tirs ultrasonores.

-
- Par convention, la lecture d'une image échographique est toujours la même (voir chapitre 2) : la sonde est située en haut de l'image ;
 - la forme de la sonde détermine celle de la partie haute de l'image échographique. Ici, il s'agit d'une sonde courbe, ce qui explique la courbure du haut de l'image. Si la sonde avait été droite, le haut de l'image aurait été rectiligne ;
 - les échos les plus profonds sont en bas de l'image ;
 - si la sonde est placée de façon à obtenir un plan de coupe transversal, la droite réelle (du patient) est située à gauche de l'image et la gauche réelle est placée à droite de l'image. Si la sonde est dans une position sagittale ou oblique, les régions les plus crânielles se trouvent sur la gauche de l'image, et les régions les plus caudales sur la droite de l'image. Cela permet à chacun de comprendre l'orientation de la sonde en regardant l'image.

Comment sont créés les niveaux de gris dans une image échographique ? Très simplement, on représente, après la correction de gain en fonction de la profondeur, l'amplitude de chaque écho reçu par un niveau de gris et on attribue ce niveau au pixel correspondant à la localisation de l'écho. Les échos faibles sont par convention représentés par un gris presque noir et les échos puissants sont représentés par des niveaux de gris plus proches du blanc. La gamme d'amplitude possible des échos étant extrêmement vaste, on ne peut pas la représenter entièrement car son étendue dépasse les capacités de la vision humaine (qui ne peut distinguer guère plus de 20 à 30 niveaux de gris différents sur une même image). On utilise donc, comme le font nos sens naturels d'ailleurs, une conversion via une échelle logarithmique avant de représenter l'image en échelle de gris. Ces paramètres de conversion sont bien entendu accessibles à travers les réglages de la machine. Typiquement, on représente sur une même image une gamme d'échos, appelé aussi gamme dynamique, d'au moins 60 dB (décibels), c'est-à-dire une amplitude 1000 fois plus forte pour l'écho qui sature le blanc que pour l'écho donnant le premier niveau de gris. On appelle cette image une échographie en mode B, B pour brillance.

Finalement, une échographie en mode B est une cartographie du plan de coupe choisi, représentant les contrastes d'impédance acoustique des tissus rencontrés. Ces variations d'impédance sont liées à des changements, de faible ampleur, de la masse volumique ou de l'élasticité des tissus. Elles sont assez fortement corrélées à l'anatomie et on parle donc d'écho-anatomie pour traduire l'aspect des organes

explorables sur ces images. Pour être précis, notons aussi que l'image obtenue se situe dans le plan de coupe passant par la sonde et formé par l'ensemble des faisceaux acoustiques. D'où le terme d'échotomographie que l'on rencontre parfois, fondé sur la racine grecque « tomo » pour coupe. Le balayage des lignes acoustiques produit une coupe. Le nombre d'images produites par seconde est appelé « cadence image ». À quelle cadence obtient-on les images du mode B ? Reprenons l'exemple précédent où l'acquisition d'une ligne nécessitait 200 μ s. On peut donc disposer de 5000 lignes par seconde. Considérons qu'une image de qualité se compose de 200 lignes échographiques. On peut réaliser 5000/200 soit 25 images par seconde. Cette technique possède donc des cadences proches de celle du cinéma ou de la vidéo, et permet ainsi une acquisition dite en « temps réel ». C'est un avantage majeur de ce type d'imagerie.

Mode temps-mouvement (TM)

Ce mode appelé TM fut d'emblée inventé pour l'exploration cardiaque avant même la généralisation du mode B. Le cœur étant, par définition, une structure mobile, il est possible d'explorer les mouvements des parois ou des valves à l'aide d'une seule ligne immobile traversant des structures mobiles le long de cette ligne d'exploration.

Comme on le voit sur la [figure 7.7](#), on utilise maintenant le mode B pour bien positionner la ligne du mode TM (pointillée). À la demande, le balayage est arrêté et on voit défiler le temps sur l'axe horizontal ce qui permet d'analyser finement la dynamique temporelle des mouvements antéro-postérieurs des structures croisant la ligne TM.

Figure 7.7

Sur cette copie d'écran, on voit en haut une image mode B du cœur qui a servi à positionner la ligne du mode TM (flèche).

Le résultat apparaît en bas, le temps en abscisse et la profondeur en ordonnée. Ce mode permet de mesurer notamment l'épaisseur des parois et le diamètre de la cavité ventriculaire gauche en systole et en diastole.

Mode 3D

L'opérateur peut déplacer le plan de coupe du mode B à sa guise et explorer ainsi l'anatomie de la région d'intérêt en trois dimensions, mais la représentation tridimensionnelle n'existe alors que dans le cerveau de l'échographiste. Cela demande une compétence forte et ne laisse pas de trace objective. On a donc imaginé piloter les faisceaux ultrasonores dans toutes les directions de façon à proposer une acquisition tridimensionnelle. La première méthode fut de placer une sonde barrette bidimensionnelle ordinaire dans un boîtier équipé d'un moteur faisant pivoter cette sonde lentement. Les acquisitions planes ainsi accumulées et mises en mémoire permettent ensuite de reconstituer un volume 3D et de proposer des visions selon différents angles. Avec cette technique, le caractère temps réel de la technique est perdu. D'autres technologies ont vu le jour plus récemment, notamment pour les besoins de l'échocardiographie et de l'échographie obstétricale comme dans l'exemple de la [figure 7.8](#). Elles utilisent des sondes plus complexes, formées de capteurs ayant une structure matricielle de plus de 3000 éléments indépendants. Elles sont ainsi capables d'envoyer des tirs ultrasonores dans un volume. Des électroniques de pilotage adaptées ont été développées et permettent de saisir des volumes 3D avec un bon niveau de résolution spatiale et une cadence image satisfaisante.

Figure 7.8

Technologie 3D, extraction de la surface cutanée *in utero* d'un fœtus (âge gestationnel : 35 semaines d'aménorrhée).

Bases sémiologiques du mode B

Comme nous l'avons indiqué au paragraphe « Réalisation d'une image en mode B », l'affichage des images suit les règles classiques de l'imagerie médicale. La gauche du patient est à droite de l'image et, pour les coupes sagittales, le haut du patient est à gauche de l'image. Par ailleurs, le nez de sonde au contact avec le patient est positionné classiquement en haut de l'écran.

Échogénicité

Rappelons que l'image échographique en mode B est la représentation de l'intensité des échos ayant pris naissance tout au long de la propagation des faisceaux. On parle d'échogénicité. Si on revient à l'origine physique, c'est une carte des différences d'impédance acoustique de la zone explorée. Cela explique une caractéristique fondamentale de ces images : les zones parfaitement homogènes ne produisent pas d'écho. Elles sont dites anéchogènes c'est-à-dire sans écho. Elles apparaissent en noir. Les structures vraiment homogènes sont les liquides purs. Les tissus, *a contrario*, sont parcourus de travées de collagènes, de microvaisseaux, de cellules, qui elles-mêmes possèdent un noyau et des microstructures internes responsable d'une diffusion plus ou moins forte des ultrasons. Les liquides donnant lieu à des plages anéchogènes sont donc le liquide amniotique (figure 7.6), la bile, l'urine, le LCS visible en échographie transfontanellaire (à travers les fontanelles des nouveau-nés) en pédiatrie. Les épanchements pleuraux, péricardiques ou péritonéaux, les kystes simples sont aussi des zones anéchogènes et cela contribue d'ailleurs à leur identification. Le cas du sang est à distinguer : ce n'est pas un liquide à proprement parler car il contient quatre à cinq millions d'hématies par millimètre cube. Aux fréquences usuelles de 2 à 12 MHz, cela entraîne une diffusion extrêmement faible par rapport aux échos provenant des autres tissus. La conséquence est que le sang apparaît en noir sur les réglages usuels. Le repérage des gros vaisseaux, ainsi clairement identifiables, constitue d'ailleurs une des bases de l'échoanatomie. Néanmoins, cette diffusivité acoustique du sang donne des signaux, certes faibles, mais qui permettent la construction des modes Doppler (cf. *infra* « Modes Doppler »). Notons aussi que les globules rouges sont parfois regroupés en amas de rouleaux voyageant ensemble, c'est le cas lorsque le cisaillement de l'écoulement est faible. Le centre diffuseur est alors beaucoup plus efficace et plus échogène, le sang devient alors visible en échographie classique, par exemple dans la veine cave inférieure (VCI) ou au sein d'un atrium gauche dilaté.

Les fortes ruptures d'impédance acoustique entraînent des échos très puissants qui sont codés en blanc sur les images. Les interfaces ayant un coefficient de réflexion proche de 100% entraînent une réflexion totale du faisceau : le faisceau émis ne poursuit pas l'exploration à des profondeurs plus grandes. On obtient alors un écho saturé en blanc, hyperéchogène, et en arrière une zone sans écho ou contenant des artefacts. Les structures osseuses et les organes à contenu gazeux (poumons et tube digestif) produisent de telles situations et constituent donc une limite à l'exploration échographique.

Cône d'ombre et renforcement postérieur

Nous avons vu que l'amplitude des échos recueillis sur la sonde décroît avec la profondeur et que ce phénomène est compensé par une amplification à gain électronique croissant. Mais cela n'est juste qu'en moyenne. Plus spécifiquement, en arrière d'une zone plus atténuante, les échos sont de plus faible amplitude que leurs homologues de même profondeur et apparaissent avec une brillance affaiblie sous forme de cône d'ombre postérieur à la zone hyper-atténuante (figure 7.9). À l'inverse, un milieu moins atténuant (derrière une structure liquidienne comme un kyste par exemple) laisse passer un faisceau plus intense et les échos postérieurs paraîtront avec une brillance plus grande. On parle dans ce cas de renforcement postérieur.

Figure 7.9
Formation d'artefacts.

Renforcement postérieur à droite de l'image en arrière de la zone liquidienne (vessie en réplétion).
Cône d'ombre (flèche) situé en arrière d'un calcul de l'uretère.

Modes Doppler

Effet Doppler

L'effet Doppler, ainsi nommé d'après le nom du physicien autrichien Christian Doppler (1803–1853), traite des modifications de la fréquence des ondes perçues selon la vitesse relative de l'émetteur et du récepteur. Ce phénomène n'est pas limité aux ondes acoustiques, c'est par exemple un moyen de mesure de la vitesse d'éloignement des galaxies par observation des décalages des spectres optiques.

Sur la **figure 7.10**, on a imaginé une situation banale : un véhicule se déplace en émettant un son à une certaine fréquence. Deux observateurs entendent le son du moteur, le premier, M^{lle} K., voit la machine s'éloigner, tandis que M. J. la voit se rapprocher de lui. On a noté T_0 la période du son et λ_0 sa longueur d'onde lorsque la moto est au repos. V est la vitesse de déplacement horizontal. Les cercles qui sont dessinés en gris représentent les fronts d'onde (ou zone équiphasé). Ils ne sont pas concentriques. En effet, le cercle le plus petit est le plus récent, en revanche le cercle le plus grand est plus ancien, c'est-à-dire qu'il a été émis auparavant, ce qui explique qu'il a eu le temps de grandir par propagation. Mais au moment de l'émission du plus grand cercle, la moto était plus à gauche, le centre du grand cercle est donc décalé vers la gauche, et ce d'autant plus que l'engin se déplace vite. Le résultat est visible sans démonstration sur la **figure 7.10** : M. J. perçoit des fronts d'onde tassés vers lui et donc la longueur d'onde qu'il entend est plus courte, ce qui correspond à une fréquence plus élevée : le son est plus aigu. Inversement, M^{lle} K., perçoit des fronts d'onde écartés, elle entend un son plus grave. Cela décrit une expérience auditive courante quand nous sommes au bord d'une route et écoutons passer des véhicules à forte vitesse, ils s'approchent avec un bruit plus aigu et s'éloignent avec un bruit plus grave. On peut facilement calculer de combien sont raccourcis ou écartés deux fronts d'onde successifs : le temps écoulé entre deux fronts est T_0 et la distance parcourue par la moto est $V.T_0$. Si par convention la vitesse V est comptée positive en situation de rapprochement et négative en situation d'éloignement, la longueur d'onde perçue par M^{lle} K. et M. J. est calculée par la même équation : $\lambda = \lambda_0 - V.T_0$, mais $\lambda_0 = c.T_0$ et donc $\lambda = (1 - V/c) \cdot \lambda_0$.

Figure 7.10

On voit sur ce schéma une source de son en déplacement : le moteur de la moto, et deux observateurs M^{lle} K. et M. J.

Pour calculer la fréquence, il suffit de considérer que $f = c/\lambda$. Si V/c est petit devant 1, le calcul se simplifie et aboutit en première approximation à $f = f_0 \cdot (1 + V/c)$.

On voit que f est égal à f_0 additionné d'un petit terme égal à $f_0 \cdot V/c$. C'est ce que l'on appelle le décalage Doppler de fréquence f_D . La fréquence Doppler f_D est la différence entre la fréquence perçue par l'observateur avec celle émise par l'émetteur. De façon simple, elle répond à l'équation suivante :

$$\frac{f_D}{f_0} = \frac{V}{c}$$

Le rapport des fréquences (Doppler et originelle) est égal au rapport des vitesses (objet et onde). À cause de la simplification effectuée dans le calcul, cette loi n'est valide que pour les vitesses V petites devant c . La fréquence f_D a le même signe que V : positif en rapprochement et négatif en situation d'éloignement.

Mode Doppler continu

Le décalage de fréquence lié à la vitesse de déplacement est mis à profit pour effectuer à distance des mesures de vitesse, avec les radars par exemple. En médecine, ce décalage est surtout utilisé pour mesurer la vitesse du sang.

Sur la **figure 7.11**, on voit le principe de fonctionnement d'un système Doppler continu. La sonde émet un faisceau en permanence à la fréquence f_0 , d'où l'appellation Doppler à émission continue, et capte simultanément les ondes rétrodiffusées. Les ondes rétrodiffusées par les globules rouges subissent deux fois l'effet Doppler, une première fois lorsque les hématies sont éclairées par le faisceau en s'en éloignant (comme sur la figure) et une seconde fois lorsqu'elles deviennent à leur tour émettrices en direction de la sonde. Cela explique le facteur 2 que l'on trouve dans le calcul. La vitesse relative entre la sonde et les hématies n'est pas la même que la vitesse du sang car le vaisseau est oblique par rapport à la sonde. La vitesse « vue » par la sonde est donc la projection de la vitesse réelle des hématies sur la ligne du faisceau ultrasonore. Elle se calcule en multipliant V (la vitesse réelle des hématies) par le cosinus de l'angle θ entre le vaisseau sanguin et la ligne de tir ultrasonore. De façon réciproque, lorsqu'on veut utiliser l'effet Doppler pour mesurer une vitesse de circulation sanguine, on mesure f_D connaissant f_0 et $\cos \theta$ et on déduit V grâce à :

$$V = \frac{f_D c}{f_0 2 \cdot \cos \theta}$$

Figure 7.11

Schéma de fonctionnement du mode Doppler continu, une sonde engendre un faisceau ultrasonore dessiné en bleu qui croise un vaisseau sanguin sous l'angle θ . La vitesse de circulation est indiquée par le vecteur V .

On comprend donc que si le vaisseau sanguin est strictement perpendiculaire à la sonde (angle $\theta = \pi/2$), il n'existe pas de signal Doppler ($\cos \theta = 0$ donc $f_D = 0$). À l'inverse, si le vaisseau est exactement dans l'axe du faisceau ultrasonore et donc perpendiculaire à la sonde, $\cos \theta$ vaut 1 et la fréquence Doppler est maximale.

Mode Doppler pulsé

L'inconvénient majeur du Doppler à émission continue est qu'il n'existe pas de discrimination en fonction de la profondeur. Ces systèmes sont donc très simples et faciles à utiliser pour des vaisseaux superficiels facilement repérables en fonction des repères anatomiques. On peut par exemple très aisément utiliser un petit appareil portable aux urgences pour contrôler la perméabilité des axes vasculaires des membres en cas de suspicion de thrombose.

En revanche, si l'on veut apprécier l'hémodynamique d'une artère rénale ou d'un tronc porte en un point précis, il est nécessaire d'utiliser l'imagerie échographique en mode B pour positionner une zone dans laquelle on désire mesurer la fréquence Doppler (selon les mêmes principes que ceux exposés pour le Doppler continu). Cela est obtenu en utilisant une émission pulsée produite de façon à analyser précisément une profondeur donnée en utilisant le délai nécessaire aux ondes acoustiques pour parcourir un aller-retour. Tout ce qui est situé en dehors de cette zone Doppler d'intérêt n'est pas analysé. La multiplication des tirs permet d'obtenir l'évolution temporelle des vitesses dans cette zone. Si le signal Doppler pulsé permet une parfaite localisation du flux en profondeur, il a l'inconvénient d'être limité dans la fréquence mesurable. En effet, les allers-retours successifs des impulsions ultrasonores se font à une fréquence forcément limitée. Cette fréquence d'échantillonnage limite la fréquence Doppler mesurable et donc les vitesses d'écoulement sanguin mesurables. Cette limitation

s'accroît en profondeur et avec la fréquence des ultrasons utilisés. Le Doppler continu, lui, n'a pas de limitation en fréquence et permet de mesurer toutes les vitesses d'écoulement.

Représentation du signal Doppler

La nature faisant bien les choses, en utilisant les fréquences habituelles de l'échographie (quelques MHz) et avec le rapport V/c vitesse du sang sur vitesse des ultrasons typiquement compris entre 1/10 000 et 1/1000, la fréquence des signaux Doppler est dans la gamme du kHz et donc bien adaptée à notre audition. Le signal Doppler s'écoute donc, ce qui permet d'ajuster finement le positionnement manuel de la sonde et de la zone de mesure.

Par ailleurs, il existe des dizaines de millions d'hématies circulantes possédant des vitesses différentes et engendrant donc tout un spectre de fréquences Doppler. Cela peut être rendu très explicite en utilisant l'outil mathématique de la transformée de Fourier qui décompose les différentes fréquences contenues dans un signal pendant une durée d'analyse définie. On obtient ce que l'on appelle un spectre Doppler représentant la part respective des différentes vitesses contenues dans le signal de la zone d'intérêt. C'est l'analyse dite « spectrale ». C'est ce mode qui est représenté sur la [figure 7.12](#) ci-dessous.

Figure 7.12

Analyse de spectre d'un signal Doppler, ici obtenu sur une artère fémorale.

Le temps est en abscisse, les fréquences positives ou négatives en ordonnée et l'échelle de gris montre la puissance du signal Doppler pour chaque pixel. L'hémodynamique est bien restituée en termes de fluctuation temporelle des vitesses. GR : globules rouges.

Un apport intéressant de l'analyse spectrale est qu'elle met parfaitement en évidence les vitesses maximales circulantes, le plus souvent au centre du vaisseau. Elles donnent lieu aux fréquences les plus élevées, en positif ou en négatif, et le contour du spectre permet de parfaitement suivre l'hémodynamique, même lorsque le rapport signal sur bruit est faible dans l'exploration des vaisseaux profonds.

Mode imagerie Doppler

En combinant la technique de l'imagerie qui permet un balayage d'un plan de coupe et la capacité du Doppler pulsé de réaliser des mesures de vitesse sur une zone restreinte et assez bien résolue (de l'ordre de quelques longueurs d'onde), il est possible de créer un mode cartographique en temps réel des vitesses circulatoires sur une zone d'exploration définie par l'opérateur. Les vitesses de circulation sont représentées en couleur avec pour convention : nuances de rouge pour les flux se rapprochant de la sonde et nuances de bleu pour les flux s'en éloignant. On parle communément de mode Doppler couleur. Cette carte de couleurs peut être actualisée avec une cadence assez rapide (typiquement 5 à 30 fois par seconde) tout en la superposant à l'affichage de l'image en l'échelle de gris du mode B ([figure 7.13](#)).

Figure 7.13

Aspect habituel d'une image associant les modes B, imagerie Doppler et spectre du Doppler pulsé.

Le signal Doppler pulsé a été recueilli dans la fenêtre de mesure au centre de l'artère carotide commune encodée ici en rouge orangé. L'écoulement se fait de la droite vers la gauche de l'image donc en situation de rapprochement de la sonde. Le codage en bleu au centre correspond pour quelques pixels à un artefact de sous-échantillonnage.

On voit sur la [figure 7.13](#) une image figée résumant une acquisition couplant trois modes. Le mode B permet de repérer la lumière des vaisseaux carotidien et jugulaire interne. Le mode couleur représente la circulation sanguine dans la zone d'intérêt (cadre oblique) et le signal Doppler pulsé est affiché en

dessous sous forme d'analyse spectrale où l'on distingue cinq cycles cardiaques. Elle donne la distribution des vitesses au point d'intersection des lignes blanches dans l'artère carotide. Le contour spectral montre les vitesses maximales des hématies circulantes dans la zone de mesure positionnée au centre de l'artère. On remarque que les tirs ultrasonores pour les modes Doppler ont été inclinés par rapport au capteur situé en haut de l'image mode B au contact de la peau (la ligne blanche et la boîte Doppler sont obliques). Cela permet de diminuer l'angle entre l'axe des vaisseaux et les tirs Doppler et ainsi d'obtenir une valeur plus grande du cosinus de cet angle, permettant une évaluation plus fidèle des vitesses. Par convention, la tête du patient est du côté gauche de l'image, le sang artériel carotidien circule de la droite vers la gauche, se rapprochant donc de la sonde. Cela explique le codage en rouge du flux carotidien.

Agents de contraste échographiques

Principes des microbulles

Les échographistes disposent depuis les années 2000 d'agents de contraste injectables en intraveineux. Il s'agit de suspensions de microbulles de gaz stabilisées de diamètre de 1 à 5 μm . Ces agents passent la barrière capillaire et restent en circulation une dizaine de minutes. En revanche, à la différence des agents de contraste utilisés au scanner et en IRM, les microbulles de gaz ne diffusent pas dans le tissu interstitiel. Ce sont des agents strictement intravasculaires. Après plusieurs minutes, les bulles sont détruites et le signal décroît. Le gaz contenu dans les bulles est éliminé par voie respiratoire. Sous l'effet du faisceau ultrasonore qui les frappe, les microbulles entrent en résonance, c'est-à-dire qu'elles se contractent et se dilatent selon la fréquence de résonance. Ce faisant elles se comportent chacune comme un petit émetteur/amplificateur local. La somme de tous les petits signaux créés par chaque bulle produit un signal non linéaire. De manière très simple, les bulles qui entrent dans le champ de vue du faisceau ultrasonore « brillent » de manière très intense, produisant un contraste marqué entre les zones où elles sont situées (vaisseaux) et les zones où elles ne le sont pas. Aux niveaux d'énergie habituellement utilisés pour réaliser une échographie morphologique, les bulles se dilatent trop et éclatent instantanément, l'énergie du faisceau est donc diminuée. La conséquence est qu'il n'est pas possible de réaliser une échographie morphologique avec ce mode. Sur les échographes modernes, il est possible d'afficher sur l'écran à la fois l'imagerie morphologique et l'échographie de contraste pour naviguer dans les deux à la fois.

L'analyse d'une échographie de contraste prend en compte la manière avec laquelle les structures d'intérêt sont modifiées par l'arrivée du produit de contraste : augmentation de la brillance (rehaussement ou, en langage commun, « prise de contraste »), comparaison entre deux structures proches, évolution dans le temps.

Effets indésirables et contre-indications

Les produits de contraste ultrasonore sont très bien tolérés. Ils ne sont pas néphrotoxiques et peuvent être utilisés en cas d'insuffisance rénale. Ils ne sont pas autorisés pendant la grossesse. Ils ne doivent pas être utilisés en cas d'infarctus du myocarde récent ou d'insuffisance respiratoire sévère.

Bases technologiques

Capteurs ou sondes d'échographie

Comme collecteurs de signaux, les sondes (ou capteurs) sont des éléments déterminants de la qualité des images obtenues. Ce sont aussi les objets que les échographistes tiennent dans leur main et appliquent sur les patients. Voyons ci-après le type de capteurs qui est à la base du développement des imageurs modernes : il s'agit de sondes à barrette de transducteurs. Leur schéma est donné sur la [figure 7.14](#).

Figure 7.14

Un alignement ou barrette de transducteurs indépendants est piloté par le même nombre de systèmes électroniques émetteur-récepteur qui déterminent l'ordre temporel d'émission (retard).

On peut ainsi combiner à volonté les ondes élémentaires créées par chaque transducteur et modeler la forme et la direction du faisceau ultrasonore.

D'une manière générale, on appelle transducteur un dispositif capable de convertir un signal physique en un autre. Dans le cas de l'échographie, les transducteurs sont formés d'un matériau piézoélectrique capable de transformer une impulsion électrique en un micro-déplacement conduisant à la création d'une onde acoustique. Réciproquement, une onde sonore frappant la surface d'un transducteur est transformée en une impulsion électrique. Une sonde d'échographie est formée par l'association de nombreux transducteurs de base, indépendant les uns des autres. Pour piloter à volonté les faisceaux ultrasonores, à la fois en termes de focalisation et d'orientation, on adresse à chaque transducteur d'une barrette un signal adéquat qui l'active. Chaque transducteur produit alors une petite onde et c'est la combinaison cohérente de toutes les ondes créées par les transducteurs qui forme le faisceau ultrasonore final. En modifiant l'amplitude et le retard avec lesquels chaque transducteur est activé, il est possible de déterminer le point où les ondes se rejoignent et se recombinent. On parle de point focal. De même, en déplaçant, comme on peut le voir sur la [figure 7.14](#), le groupe actif de transducteurs, il est possible d'obtenir une translation du faisceau explorant les tissus. La polyvalence de ces barrettes permet, via l'électronique de pilotage, la genèse d'impulsions brèves, la focalisation de l'énergie acoustique sur quelques longueurs d'onde et le balayage de la ligne d'exploration. Ce sont les ingrédients nécessaires à la réalisation des images mode B 2D et 3D.

Conclusion

Caractéristiques générales de l'échographie

- Les éléments déterminant les aspects spécifiques de l'échographie peuvent être résumés de la façon suivante : **les avantages** :
- investigation non-ionisante sans limitation de dose,
- exploration en temps réel, l'opérateur est en situation de piloter la sonde dans l'espace anatomique 3D du patient,
- cadence élevée de renouvellement des images, précieuse en cardiologie ou pour les explorations dynamiques de l'appareil musculosquelettique,
- excellente résolution spatiale,
- examen au contact du patient, prolongement naturel de l'examen clinique du patient,
- technique légère et mobile, qui peut être réalisée facilement au lit du patient ou au bloc opératoire,
- guidage des actes de biopsie percutanée ou de ponction vasculaire,
- coût d'investissement moindre que la TDM, l'IRM ou la scintigraphie,
- **les limites** :
- exploration limitée par les structures contenant des gaz (digestives, pulmonaire) et le squelette,
- exploration limitée dans l'espace, différente en ce sens des autres techniques d'imagerie en coupe où l'on acquiert un volume anatomique prédéfini mais large,
- demande un long apprentissage (courbe d'apprentissage) pour acquérir la coordination main-regard-analyse des images,
- variabilité de la qualité des images en fonction les patients. L'échographie cardiaque d'un patient obèse et porteur d'une bronchopathie chronique obstructive est de moins bonne qualité que celle d'un jeune sportif de 60 kg,

- il existe, comme pour toutes les modalités d'imagerie, des artefacts qu'il faut connaître et interpréter,
- une exploration échographique est moins réinterprétable en différé que les images en coupe car plus dépendante de la qualité de l'acquisition et du stockage des données. Cet aspect est moins problématique depuis la généralisation des systèmes de stockage d'images (PACS) et la possibilité d'acquérir et de stocker des boucles vidéo.

Perspectives d'avenir

Les technologies à l'œuvre dans la conception et fabrication des échographes ont continuellement évolué depuis l'époque des pionniers de l'échographie des années 1960 et 1970. Les progrès de la miniaturisation et de la micromécanique permettent de produire des sondes de plus en plus performantes. Par ailleurs, les composants électroniques actuels permettent de s'approcher très près des limites théoriques du rapport signal sur bruit. Les machines sont numériques depuis la fin des années 1980 et celles d'aujourd'hui comportent des microprocesseurs extrêmement puissants qui supportent les algorithmes très sophistiqués de traitements de signaux et d'image qui interviennent dans les calculs d'optimisation.

Les usages se diversifient : il est commode et sécurisant de disposer d'un outil échographique dans de nombreux lieux comme les réanimations, les urgences, les salles d'anesthésie locorégionale, les lieux de biopsie ou de prélèvement de tissus.

En termes de sécurité, nous disposons d'un recul suffisant (en particulier avec des millions d'échographies anténatales) permettant d'affirmer qu'il s'agit d'une méthode sans danger. Toutefois, les ultrasons interagissent avec les tissus et, à forte intensité, peuvent créer des effets biologiques significatifs. Un nouveau secteur est aujourd'hui en plein développement, il s'agit de l'utilisation des ultrasons à but thérapeutique. Des machines sont déjà commercialisées qui permettent une ablathermie ou destruction localisée des tissus via l'échauffement jusqu'à 60 à 90 °C de la cible pendant quelques secondes, cela grâce à un faisceau ultrasonore fortement focalisé et de haute intensité. Les lésions prostatiques ou les fibromes utérins constituent deux exemples des premières applications validées. Le traitement du glaucome chronique et le traitement de cibles tumorales font l'objet d'essais cliniques de grande ampleur. D'autres voies de recherche visent à augmenter de manière très sensible la biodisponibilité locale d'agents anticancéreux, ouvrant la possibilité de limiter les effets toxiques sur l'ensemble des organes.

Enfin, les années à venir verront la généralisation des échographes ultraportables qui tiennent dans la poche d'une blouse ou ont la dimension d'une tablette informatique. Le défi associé à cette diffusion n'est pas technologique ou commercial mais celui de la formation des futurs utilisateurs.



Essentiel à retenir

- Les ondes ultrasonores utilisées en médecine sont des ondes mécaniques de 2 à 20 MHz dont la longueur d'onde au sein des tissus est de quelques dixièmes de millimètre.
- La célérité et la masse volumique des tissus mous varient très légèrement et cela suffit à créer des modifications d'impédance acoustique génératrices d'échos acoustiques.
- La mise en forme et le traitement numérique des échos recueillis permettent la reconstitution d'images et de cartographies de vitesses grâce à l'effet Doppler.
- Les modes associés à l'effet Doppler apportent une information fonctionnelle à l'exploration en montrant les mouvements du sang circulant.
- La vitesse du son dans les tissus est suffisamment rapide pour permettre une production d'images en temps réel.
- En tenant la sonde en main, l'échographiste est en situation de pilotage des plans de coupe qu'il va explorer au sein de son patient.

- Les systèmes échographiques bénéficient des dernières technologies en matière de science des matériaux pour les sondes et de puissance de calcul pour le traitement des signaux.
-

Entraînement 7.1 QCM

QCM 1

- Quelle est approximativement la longueur d'onde à la fréquence de 5 MHz dans le tissu hépatique ? 0,03 mm
- 0,15 mm
- 0,3 mm
- 1,5 mm
- 12 mm

QCM 2

- Quels tissus parmi les suivants donnent, en règle générale, des images à contenu anéchogène ?
Vésicule biliaire
- Vessie
- Épanchement pleural
- Nodule graisseux
- Kyste rénal

QCM 3

- En ce qui concerne les agents de contraste et les causes d'artefact en échographie, quelles sont les propositions exactes ? Les agents de contraste en échographie sont à base d'iode
- Les agents de contraste en échographie sont injectables en intraveineux
- C'est le gaz contenu dans la microbulle qui lui donne son pouvoir échogène
- L'artefact de renforcement postérieur est lié à un excès d'atténuation d'une échostructure
- Une plaque vasculaire calcifiée peut engendrer une ombre acoustique

QCM 4

- En ce qui concerne les modes échographiques, quelles sont les propositions exactes ? En mode TM, le balayage est arrêté
- Une sonde échographique à barrette de transducteurs permet de focaliser en émission
- La même sonde à barrette permet de réaliser des acquisitions en mode B et en imagerie Doppler couleur
- Il existe des sondes qui permettent une acquisition volumétrique
- On arrive typiquement en échographie en mode B plan à créer deux à trois images par seconde

QCM 5

- Concernant l'effet Doppler, quelles sont les propositions exactes ? La fréquence Doppler est dépendante de la fréquence d'émission de la sonde
 - Augmente avec la diminution de l'angle d'incidence du faisceau par rapport au flux sanguin
 - Augmente avec la profondeur d'exploration
 - Est proportionnelle à la vitesse de déplacement
 - Produit une fréquence négative lorsque le flux s'éloigne de la sonde
-

Chapitre 8 Imagerie par résonance magnétique

F. Schneider and P.-M. Walker

Plan du chapitre

- Principes de la résonance magnétique nucléaire 90
- Codage spatial et formation de l'image 98
- Autres séquences d'intérêt 104
- Instrumentation 105
- Réalisation en pratique d'une IRM 107



Essentiel à retenir L'envoi d'une onde radio à la fréquence de Larmor peut basculer l'aimantation dans le plan transversal et c'est cette aimantation qui tourne dans le plan transversal qui correspond au signal de RMN.

Grace à l'impulsion RF de 180° , le déphasage des spins, entamé rapidement après l'envoi de l'impulsion RF de 90° , est inversé afin de produire un écho de spin.

Les caractéristiques T1 et T2, intrinsèques aux tissus, sont à la base du contraste obtenu dans les séquences en écho de spin.

La spectroscopie de RMN permet de visualiser l'état métabolique d'un tissu ou d'un organe sous la forme de spectres.

Trois gradients uniformes de champ magnétique se superposent à B_0 pour encoder spatialement l'image, chacun dans une direction et chacun à des instants différents de la séquence d'IRM.

L'acquisition du signal se fait ligne par ligne dans le plan de Fourier. Le gradient de fréquence est appliqué pendant le recueil du signal pour différencier les points d'une ligne. Le gradient de phase permet de coder les différentes lignes.

Le décodage du signal d'IRM se fait grâce à une transformée de Fourier inverse à deux dimension selon l'axe des fréquences et l'axe des phases du plan de Fourier. Le plan de Fourier n'est pas interprétable directement.

Principes de la résonance magnétique nucléaire

Introduction

La résonance magnétique nucléaire (RMN), phénomène sous-jacent à l'IRM, peut être abordée de plusieurs manières. La mécanique quantique, approche mathématique très abstraite, n'est guère à la portée des non-fondamentalistes tandis que l'approche qualitative, souvent proposée en milieu clinique, ne permet pas une maîtrise suffisante de la technique. Dans ce récit, nous avons opté pour une approche intermédiaire dite « approche classique » où une description plus « imagée » s'appuie sur un traitement quantitatif plus simple.

Spin nucléaire

Les noyaux possèdent un moment angulaire de spin, appelé plus simplement spin, et ce spin nucléaire est la condition qui définit les noyaux utilisables en RMN. Le spin nucléaire est d'abord une propriété intrinsèque, quantique, de toute particule isolée. On peut approcher cette propriété en considérant que la particule tourne sur elle-même, bien que la réalité physique soit différente. En anglais, « tourner sur soi-même » se dit « to spin ». Le spin nucléaire est en fait défini par le nombre quantique de spin I qui vaut $\frac{1}{2}$ pour les nucléons. Une particule chargée qui tourne sur elle-même génère un moment magnétique, comme un petit électro-aimant.³ Les protons et neutrons formant les noyaux possèdent

³ C'est évident pour le proton, chargé. C'est aussi vrai pour le neutron, neutre mais composé de quarks, chargés.

donc un spin intrinsèque de $\frac{1}{2}$ et ses moments correspondants, notés \vec{I} pour le moment angulaire⁴ et $\vec{\mu}$ pour le moment magnétique associé (figure 8.1A). Le moment magnétique, qui résulte du moment cinétique, lui est proportionnel selon la relation $\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{I}$ où γ est appelé rapport gyromagnétique, constant pour un noyau donné.

Figure 8.1

- A. Illustration d'un dipôle ou moment magnétique $\vec{\mu}$.
- B. Orientation des dipôles μ en présence du champ magnétique B_0 pour un noyau $I = \frac{1}{2}$. Les dipôles sont inclinés à l'angle magique ($54,7^\circ$) par rapport à l'axe B_0 .
- C. Mouvement de précession non synchronisée des dipôles autour de l'axe B_0 à une fréquence angulaire ω_0 .
- D. Répartition des dipôles ^1H en deux niveaux énergétiques, l'écart énergétique entre les deux niveaux valant $\Delta E = \gamma \cdot \hbar \cdot B_0$.

NB : À ne pas confondre I , le nombre quantique de spin et \vec{I} , le moment angulaire de spin. Tout noyau atomique est formé de protons et de neutrons. Le noyau d'hydrogène (par exemple sur la molécule d'eau) ne contient qu'un proton. Le moment magnétique nucléaire (de spin) de ces noyaux d'hydrogène vaut donc $\frac{1}{2}$. Lorsque le spin I n'est pas nul, un noyau possède un moment résultant $\vec{\mu}$, également appelé dipôle magnétique, qui joue le rôle d'une véritable boussole (aimant) microscopique, mais dont les propriétés sont quantiques (discrètes).

En l'absence d'un champ magnétique statique

En l'absence de tout champ magnétique extérieur (on exclut ici le champ magnétique terrestre, car trop faible pour interférer avec les noyaux de manière significative) et sauf pour le cas des matériaux ferromagnétiques (aimants permanents), tous les moments magnétiques élémentaires sont orientés de façon aléatoire. Leur somme est donc nulle ; la matière n'est normalement pas aimantée macroscopiquement : $\sum \vec{\mu}_{mol} = \vec{0}$. L'énergie magnétique $E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}_0$ est donc proche de zéro et les spins ont un même niveau d'énergie quasi nulle, qualifié de « dégénéré ».

En présence d'un champ magnétique statique significatif

Un matériau plongé dans un champ magnétique extérieur \vec{B}_0 est le siège de phénomènes de polarisation qui provoquent l'apparition, dans le matériau, d'une aimantation⁵ macroscopique induite, \vec{M}_0 , dont l'intensité est proportionnelle à \vec{B}_0 . Mais d'où vient cette aimantation macroscopique ? Dans le trièdre orthonormé O_{xyz} , le champ magnétique \vec{B}_0 , conventionnellement orienté selon (\vec{O}_z) , interagit avec les dipôles $\vec{\mu}$ qui s'orientent alors par rapport à \vec{O}_z , de $(2I + 1)$ façons différentes correspondant à autant de valeurs différentes possibles pour l'énergie d'interaction magnétique : c'est l'effet Zeeman nucléaire, qui lève la dégénérescence énergétique en révélant $(2I + 1)$ niveaux énergétiques. C'est le nombre quantique magnétique m , qui impose l'orientation des $\vec{\mu}$ par rapport à \vec{O}_z . Le nombre m peut prendre $(2I + 1)$ valeurs entre $-I$ et $+I$ par pas de 1. Pour le noyau d'hydrogène ^1H , $I = \frac{1}{2}$, d'où $m = \pm \frac{1}{2}$ et deux orientations seulement : parallèle ($m = +\frac{1}{2}$) et antiparallèle ($m = -\frac{1}{2}$). En pratique, les spins se déterminent en pseudoparallèles ou pseudoantiparallèles selon leur niveau d'énergie. Les dipôles $\vec{\mu}$ s'orientent en formant un angle θ avec l'axe du \vec{B}_0 où $\cos\theta = \sqrt{I(I+1)}$. Dans le cas du ^1H , ($I = \frac{1}{2}$, $m = \pm \frac{1}{2}$), que nous allons traiter en détail par la suite, l'angle θ vaut $\arccos 1/\sqrt{3} = 54,7^\circ$ et s'appelle angle magique (figure 8.1B).

4 Moment cinétique ou moment angulaire, caractérisant l'inertie : équivalent de la quantité de mouvement pour un mouvement de rotation.

5 L'aimantation M est le rapport entre le moment magnétique μ et le volume V .

À cause de cet alignement particulier, un couple mécanique de torsion $\vec{T} = \mu_0^{\vec{B}}$ met chaque $\vec{\mu}$ en mouvement sous la forme d'une rotation autour de \vec{B}_0 (« précession ») à la vitesse angulaire ω_0 (ou la fréquence $f_0 = \omega_0 / 2\pi$) propre du système de spins, avec $\omega_0 = \gamma \vec{B}_0$ (relation de Larmor). Lors de leur précession, les dipôles ne sont pas synchronisés (en phase) les uns par rapport aux autres (figure 8.1C).

La différence d'énergie qui sépare les deux niveaux vaut $\Delta E = \gamma \cdot \hbar \cdot B_0$ où $\hbar = h/2\pi$ (h étant la constante de Planck) et γ est le rapport gyromagnétique. Cette différence est l'énergie nécessaire pour porter un dipôle d'un niveau énergétique bas à un niveau plus élevé (figure 8.1D). On constate un léger excès de dipôles dans l'état énergétique plus faible ($m = +1/2$) ; cet excès est régi par la statistique de Boltzmann : $N_\alpha / N_\beta = e^{(\Delta E/kT)}$ où N_α et N_β sont les populations respectives, k est la constante de Boltzmann et T la température absolue (figure 8.2). À $B_0 = 3$ T et $T = 300$ K, pour le noyau ^1H , le rapport N_α / N_β vaut 1,000020 environ, soit un excès de 20 pour 1 million. Ce faible excès est responsable de l'aimantation macroscopique induite, \vec{M}_0 qui est à l'origine du signal RMN. Plutôt que de traiter individuellement le comportement des dipôles, on les rassemble pour en déduire les composantes selon z et xy (figure 8.2). On peut aisément imaginer l'aimantation macroscopique comme un vecteur unique, orienté selon z et précessant à ω_0 (figure 8.2). $\vec{M}_z = \sum \square \vec{\mu}_z / V$ devient alors la projection de cet excès le long de l'axe \vec{O}_z d'où elle hérite le nom « aimantation longitudinale ». Au repos, en absence d'irradiation radiofréquence externe, $\vec{M}_z = \vec{M}_0$. La projection de l'aimantation macroscopique sur le plan (xOy) perpendiculaire à l'axe \vec{O}_z est alors spontanément nulle ($\vec{M}_{xy} = \sum \square \vec{\mu}_{xy} / V = \vec{0}$) car les dipôles $\vec{\mu}$ sont disposés de manière aléatoire dans le plan (xOy) : les dipôles n'étant pas synchronisés.

Figure 8.2

Aimantation macroscopique M_0 définie selon la projection des dipôles en z et en xy .

NB : ΔE augmente (et donc \vec{M}) avec l'intensité du champ B_0 , ce qui explique l'amélioration du signal de RMN à haut champ et la course aux champs intenses en IRM et en spectroscopie de résonance magnétique (SRM).

Chaque noyau d'hydrogène (en particulier dans les molécules d'eau) est porteur d'une petite aimantation. Dans un champ magnétique externe \vec{B}_0 ces aimantations s'alignent avec \vec{B}_0 pour former une aimantation macroscopique, qui va tourner autour de \vec{B}_0 à une vitesse, γB_0 , vitesse de Larmor.

Excitation par rayonnement électromagnétique

Il reste désormais à perturber l'état d'équilibre pour accéder au signal RMN. À cette fin, on perturbe le système de spins, maintenant représenté par \vec{M}_z , par irradiation d'ondes radiofréquences (RF). La fréquence des ondes RF doit correspondre exactement à la fréquence de Larmor de l'espèce nucléaire à exciter, soit $\omega_0 / 2\pi = f_0 = \gamma B_0 / 2\pi$.

À l'échelle des dipôles magnétiques $\vec{\mu}$, l'excitation RF aura l'effet d'envoyer une partie de ces dipôles les moins énergétiques vers le niveau supérieur. Ainsi, en dépeuplant N_α en faveur de N_β , le rapport de population N_α / N_β tend à diminuer (figure 8.3A). Quand les deux populations sont égalisées ($N_\alpha = N_\beta$), l'aimantation longitudinale (\vec{M}_z) s'annule ; on parle alors d'une impulsion de 90° ($\pi/2$) (figure 8.3B). De plus, l'onde RF force les dipôles à précesser en phase : leur somme $\sum \vec{\mu}_{xy}$ ne s'annule plus et apparaît alors un vecteur d'aimantation transversale (\vec{M}_{xy}) non nul. Tout se passe

comme si l'aimantation avait été basculée dans le plan (xOy) (figure 8.4A). Lors de l'impulsion $\pi/2$, l'aimantation macroscopique semble donc précesser en spirale du pôle à l'équateur. Ce mouvement en spirale est appelé la nutation (figure 8.4B). Si la RF se poursuit, le vecteur \vec{M}_z continue ensuite son mouvement et l'aimantation s'inverse complètement après une impulsion RF de 180° (π).

L'envoi d'une onde radio à la fréquence de Larmor peut faire basculer l'aimantation de 90° . Cette aimantation qui tourne dans le plan transversal correspond au signal de RMN.

Figure 8.4

- A. Réponse de l'aimantation macroscopique \vec{M}_0 à une impulsion $\pi/2$.
B. \vec{M}_0 semble précesser en spirale du pôle à l'équateur.
-

Figure 8.3

Effet d'une impulsion RF sur le dépeuplement de N_α (basse énergie) en faveur de N_β (haute énergie) (A).

Le schéma (B) montre le résultat ($\vec{M}_z = 0$) d'une impulsion $\pi/2$ avec égalisation des populations N_α et N_β .

Naissance du signal RMN et la relaxation transversale

Après une impulsion RF de 90° , l'aimantation \vec{M}_z précesse dans le plan (xOy), autour de l'axe O_z à une vitesse angulaire ω_0 . Cette rotation d'un aimant induit alors un courant électrique sinusoïdal de même fréquence ($\omega_0/2\pi$) dans l'appareil de réception, comme l'aimant qui tourne dans une dynamo de vélo. Cette précession n'est pas éternelle : en absence de l'impulsion RF, les dipôles individuels se désynchronisent de nouveau pour deux raisons : le champ magnétique \vec{B}_0 est hétérogène ;

- un phénomène intrinsèque aux tissus explorés (la relaxation transversale T2 à laquelle on veut accéder).

Le champ \vec{B}_0 n'est pas parfaitement homogène et le corps humain lui-même perturbe ce champ : ces petites différences de B_0 induisent des différences en ω et les dipôles se désynchronisent (déphasage). Le vecteur \vec{M}_{xy} se décompose progressivement en une multitude de « mini-vecteurs » $\vec{\mu}$ tournant à des fréquences légèrement différentes (figure 8.5) et très rapidement, \vec{M}_{xy} tend de nouveau vers zéro.

Figure 8.5

Évolution de l'aimantation transversale (\vec{M}_{xy}) à l'arrêt de l'impulsion RF et l'évolution temporelle du signal de précession libre (FID).

Ainsi, le courant induit dans le système de détection est une sinusoïde à la fréquence de Larmor amortie par une décroissance exponentielle caractérisée par un temps T2* (figure 8.5) (équation 1). C'est le signal de précession libre ou *Free Induction Decay* (FID) qui va être manipulé pour générer l'image.

$$\text{(équation 1) } 1/T2^* = 1/T2 + \gamma\Delta B_0$$

où le terme $\gamma\Delta B_0$ représente l'hétérogénéité du B_0 et T2 est le temps de relaxation transversale intrinsèque du tissu étudié.

En même temps, des interactions magnétiques entre molécules d'eau voisines (et donc leur dipôles magnétiques) provoquent un changement de statut énergétique : les dipôles magnétiques du niveau énergétique bas peuvent basculer au niveau supérieur et vice versa – c'est la relaxation spin-spin ou relaxation transversale notée T2, propre au tissu exploré.

Le signal de RMN a une décroissance exponentielle avec un temps caractéristique T2 appelé temps de relaxation transversale.

Référentiel ou repère tournant

L'évolution du vecteur d'aimantation peut être abordée d'un autre angle – celui du référentiel tournant. Cette notion est intéressante car elle permet de mieux apprécier l'évolution des vecteurs en absence de la précession à la fréquence de Larmor. On peut l'assimiler à la lecture de l'étiquette d'un disque vinyle sur une platine : dans le repère « laboratoire », il est impossible de lire l'étiquette lorsque le disque tourne ; dans le repère tournant, on s'imagine assis sur le disque, tournant à la vitesse de la platine – l'étiquette est immobile et devient lisible dans ce repère.

Le trièdre orthonormé (O_{xyz}) dont l'axe O_z porte \vec{B}_0 est fixe au laboratoire. Dans ce repère fixe, le vecteur d'aimantation tourne autour de \vec{B}_0 à la vitesse angulaire ω_0 . Dans un nouveau repère ($O_{x'y'z'}$) tournant lui-même à ω_0 (figure 8.6), le vecteur d'aimantation n'effectue plus le mouvement en spirale appelé nutation, mais plutôt un mouvement de bascule simple vers l'axe $O_{y'}$ (si \vec{B}_1 est orienté en $O_{x'}$). Le signal FID ne possède plus sa forme de sinusoïde amortie, mais plutôt une décroissance exponentielle directe (visualisée en figure 8.5) – l'enveloppe du FID. Le référentiel tournant nous permet également de mieux visualiser le phénomène de déphasage. Ici, nous avons l'image d'un ensemble de « mini-vecteurs » $\sum \square \vec{\mu}$ qui s'ouvre en forme d'éventail dans le plan (xOy) (figure 8.7A). Le résultat est un vecteur d'aimantation transversale \vec{M}_{xy} qui diminue le long de l'axe O_y .

Figure 8.7

Le principe de l'écho de spin illustré dans le repère tournant.

La phase initiale de déphasage suite à l'impulsion $\pi/2$ (A), suite à l'application d'une impulsion π à un temps ($t = \tau = TE/2$) (B), les spins qui avaient commencé à se déphaser vont refaire le chemin en sens inverse afin de former l'écho de spin à $t = TE$ (C).

Figure 8.6

Le repère tournant illustrant le comportement de M_0 suite à une impulsion $\pi/2$.

Écho de Spin

Le signal de précession libre disparaît rapidement à cause du déphasage des spins lié à l'hétérogénéité du champ magnétique statique \vec{B}_0 et à la relaxation transversale T2. Pour mieux observer ce signal, il faut arriver à s'affranchir de l'hétérogénéité du champ magnétique statique. On y parvient avec une deuxième impulsion RF. Nous avons déjà vu que l'impulsion π pouvait inverser le vecteur d'aimantation longitudinale \vec{M}_z . De la même manière, l'impulsion π dans le plan transversal va basculer le vecteur \vec{M}_{xy} de 180° . Si cette impulsion est appliquée alors que les spins avaient déjà commencé à se déphaser ($t = \tau = TE/2$), on obtiendra une image en miroir du déphasage. Les spins qui avaient commencé à se déphaser vont refaire le chemin en sens inverse, c'est-à-dire se rephaser (figure 8.7B) (s'affranchir des seules hétérogénéités du champ B_0) avant de se déphaser à nouveau. C'est ainsi

que l'on obtient un « écho de spin » au temps $t = 2\tau = TE$ (figure 8.7C). L'amplitude de l'écho est alors donnée par l'équation 2 :

$$\text{(équation 2) } M_{xy} = M_{oe} e^{-TE/T2}$$

où le temps d'écho (TE) est la durée entre la fin de l'impulsion $\pi/2$ et le centre de l'écho ($TE = 2\tau$). T2 est le temps de relaxation transversale qui module la décroissance du signal. En termes concrets, T2 est le temps nécessaire pour que l'aimantation transversale arrive à 37 % (1/e) de sa valeur initiale. La figure 8.8A illustre un schéma simplifié de la chronologie et de la formation de l'écho de spin.

Figure 8.8

Schéma simplifié de la chronologie et de la formation de l'écho de spin (A) et de l'écho de gradient (B).

Écho de gradient

Il y a une autre possibilité pour générer un écho : la séquence d'écho de gradient, illustrée en figure 8.8B, utilise un gradient bipolaire de champ magnétique G au lieu de l'impulsion RF de 180° utilisée pour l'écho de spin (la notion de gradient de champ magnétique est détaillée au paragraphe « Gradients de champs magnétiques »). L'effet sur le signal de ce gradient bipolaire est très proche de l'impulsion de 180° de l'écho de spin. La partie négative du gradient (-ve) accélère le déphasage des protons et la partie positive (+ve), les remet en phase (on appelle parfois -ve « gradient de déphasage » et +ve « gradient de rephasage »). Comme la durée d'application de -ve et de +ve est identique (τ), leurs effets se compensent, ce qui fait apparaître un écho. Contrairement à l'écho de spin, l'écho de gradient reste sensible aux inhomogénéités de champ magnétique ΔB_0 et le signal recueilli est pondéré par le T_2^* .

Relaxation longitudinale

Parallèlement à la relaxation transversale qui permet le recueil de l'écho, survient également la phase d'échange d'énergie, la relaxation longitudinale. La relaxation longitudinale consiste en un retour des dipôles magnétiques à leur état énergétique initial par libération d'énergie au voisinage moléculaire, c'est le retour à l'équilibre. Strictement parlant, la relaxation longitudinale (T1) a lieu en même temps que la relaxation transversale (T2), mais sur une échelle de temps différente bien plus longue (avec un facteur 10 environ). Progressivement, le rapport de population N_α/N_β retrouve sa valeur d'équilibre initiale. Ce phénomène peut être visualisé de plusieurs manières ; au travers l'évolution des « mini-vecteurs » $\Sigma \vec{\mu}$ à la suite du déphasage de \vec{M}_{xy} (figure 8.9A) ou bien l'évolution simple de l'aimantation \vec{M}_z le long de l'axe O_z (figure 8.9B). L'amplitude du vecteur \vec{M}_z peut être quantifiée par l'expression suivante :

$$\text{(équation 3) } M_z = M_o (1 - e^{-t'/T1})$$

Figure 8.9

L'évolution des vecteurs \vec{M}_z et \vec{M}_{xy} pendant la phase de relaxation longitudinale.

Ce phénomène peut être visualisé de plusieurs manières (A) au travers l'évolution des « mini-vecteurs » à la suite du déphasage de \vec{M}_{xy} ou bien (B) par l'évolution simple de l'aimantation \vec{M}_z le long de l'axe O_z .

où t' est le temps écoulé depuis la fin de l'impulsion $\pi/2$ et T1, le temps de relaxation longitudinale qui module le retour à l'équilibre. Le temps t' est plus communément appelé « temps de répétition » (TR).

En termes concrets, T1 est le temps nécessaire pour que l'aimantation longitudinale ait récupéré 63 % de sa valeur initiale soit $(1-e^{-1})$.

Pour pouvoir répéter l'expérience, l'aimantation longitudinale M_z , nulle après une RF de 90° , doit se régénérer. Cela se fait par retour à l'équilibre selon une exponentielle de temps caractéristique T1 (temps de relaxation longitudinale).

Séquences et leurs pondérations

Les séquences d'acquisition de base utilisent l'écho de spin pour recueillir le signal RMN. Les temps de relaxation des différents tissus biologiques peuvent être très différents les uns des autres : le signal RMN de deux tissus peut être différencié grâce à leur pondération en T1 ou en T2. On parle alors de séquences pondérées en T1 et en T2 (tableau 8.1). Comme les phénomènes de relaxation T1 et T2 ont lieu simultanément, l'évolution de l'aimantation transversale (\vec{M}_{xy}) , et donc le signal RMN, combine les effets des équations 2 et 3 :

$$M_{xy} = M_o (1 - e^{-TR/T1}) \cdot \exp(-TE/T2) \quad (\text{équation 4})$$

Tableau 8.1
Variations des paramètres TE et TR des séquences pondérées en T1 et T2.

Pondération		TR		
		Court	Long	
TE	Un T1 long donne Un faible signal	Peu d'influence du T1		
	Court	Peu d'influence du T2	Pondérée T1	Pondérée densité de protons ρ
	Long	Un T2 court donne un faible signal	<i>Non utilisé</i>	Pondérée T2

Les séquences en écho de spin pondérées en T1 et en T2 sont les mêmes, mise à part une variation des paramètres TE et TR (figure 8.10). Dans une séquence pondérée en T1, le TE doit être aussi court que possible pour minimiser l'influence du T2 ; la variation du TR donne alors la pondération T1 (figure 8.10A). De même, dans une séquence pondérée en T2, le TR doit être long pour minimiser l'influence du T1 : la variation du TE qui donne la pondération T2 (figure 8.10B). Avec un TE court et un TR long, on minimise les influences du T1 et du T2 et il ne reste qu'une pondération en densité de protons (DP ou ρ) qui présente moins d'intérêt que les deux précédentes (figure 8.10C).

Figure 8.10
Schéma simplifié de la chronologie des séquences en écho de spin pondérées en (A) T1, (B) T2 et (C) densité de proton.

Agents de contraste en IRM

L'utilisation d'agents de contraste en IRM est très fréquente. Ils sont nombreux et le domaine est en évolution constante. Ils accélèrent la relaxation dans les tissus pour augmenter la performance diagnostique de l'examen. Nous verrons ici une description simplifiée avec deux grandes catégories en

se fondant sur leur mode d'action sur le signal d'IRM et l'usage que l'on en fait. Bien que les agents de contraste aient à la fois des effets sur le T1 et le T2, certains ont plus d'effet sur le T1 et d'autres sur le T2. On les classe alors en « agents T1 » et « agents T2 ».

Agents T1

Les agents de contraste T1 sont des substances paramagnétiques. Les électrons non appariés de certains ions ou de certaines molécules leur confèrent un moment magnétique élevé qui entraîne une diminution du temps de relaxation longitudinal T1 dans les tissus dans lesquels ils se fixent ou circulent. Le signal sur les images pondérées en T1 est alors augmenté ; on parle d'effet positif : hypersignal. L'effet T2 (réduction du signal) de ces substances est bien moindre que l'effet T1 mais il peut être néanmoins utilisé, comme en neuro-imagerie de perfusion par premier passage (effet T2*). De nombreux métaux sont paramagnétiques, par exemple : Mn^{2+} , Fe^{3+} , Gd^{3+} , etc. L'ion gadolinium a sept électrons libres et possède donc un effet paramagnétique très important. Il est très largement répandu en clinique. L'ion Gd^{3+} isolé est toxique et son utilisation se fait sous forme de chélates de gadolinium (l'ion Gd^{3+} est alors fixé à un ligand pour en limiter sa toxicité). L'administration se fait principalement par voie intraveineuse (parfois intra-articulaire). Ce sont des agents extracellulaires, sans spécificité tissulaire et leur élimination est rénale (précautions à prendre pour les patients souffrant d'insuffisance rénale).

Agents T2

Les agents de contraste T2 concernent des substances super-paramagnétiques (ou ferromagnétiques). Ils produisent des champs magnétiques localisés qui perturbent notablement le champ magnétique statique (inhomogénéités de type T2*). Le déphasage des protons en est accéléré et le temps de relaxation transversal diminue, créant un effet négatif : le signal des zones dans lesquelles se concentrent les agents T2 diminue, ce qui augmente le contraste avec les régions environnantes. Les agents super-paramagnétiques sont constitués de nanoparticules d'oxyde de fer dont le diamètre varie entre 5 et 500 nm. Il s'agit de *superparamagnetic iron oxide* (SPIO) et d'*ultrasmall superparamagnetic iron oxide* (USPIO). Ils sont dégradés et rejoignent le métabolisme du fer ou sont éliminés par la bile. Schématiquement, on peut évoquer le tropisme ganglionnaire des USPIO et la captation par le foie des SPIO.

Complications et effets indésirables

La tolérance des chélates de gadolinium est bonne. Les complications et les effets indésirables sont rares mais potentiellement graves : réactions allergiques, effets indésirables (nausées, céphalées, paresthésies, dysgueusie, etc.) et fibrose néphrogénique systémique (NSF), en particulier en cas d'insuffisance rénale.

SRM

La spectroscopie de RMN est le volet biochimique, voire métabolique du phénomène. Elle permet de visualiser l'état métabolique d'un tissu ou d'un organe sous la forme de spectres, même si le contenu spectral est plus pauvre que d'autres techniques biochimiques traditionnelles. Parmi les noyaux candidats, ceux qui peuvent présenter un intérêt en biologie sont 1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na et ^{31}P , même si le noyau d'hydrogène est de loin le plus utilisé.

Une très bonne homogénéité du champ magnétique statique est une condition préalable indispensable pour réaliser la spectroscopie. Malgré un champ magnétique statique homogène, tous les dipôles magnétiques ne résonnent pas à la même fréquence : le champ magnétique « ressenti » par un noyau dépend de son environnement chimique (responsable notamment de la relaxation T2). Autour de chaque noyau, il existe un nuage électronique spécifique à la molécule. Ce nuage d'électrons crée un champ magnétique d'opposition – une forme d'écran par rapport au champ B_0 . En fonction des liaisons

chimiques formées à proximité, un noyau ressent un champ magnétique effectif légèrement différent de B_0 et la fréquence de résonance ν est donc différente de ν_0 . L'équation de Larmor est alors décrite par l'expression en équation 5 :

$$\text{(équation 5)} \quad \nu = \gamma (B_0 - \sigma B_0) / 2\pi = \gamma B_0 (1 - \sigma) / 2\pi$$

où σ est la constante d'écran et caractérise l'environnement chimique de chaque noyau au sein d'une molécule.

Concrètement, après l'excitation des « noyaux » par une onde radiofréquence, typiquement une impulsion $\pi/2$, le signal émis aura également la forme d'une sinusoïde amortie, le FID.

Afin d'extraire l'information utile du signal RMN, celui-ci doit subir une transformation du domaine temporel vers le domaine fréquentiel (« spectre de RMN ») grâce à un outil mathématique : la transformée de Fourier (figure 8.11). En fonction du contenu du tissu, plusieurs pics ou « résonances » peuvent être présents dans le spectre. Ce phénomène est appelé « déplacement chimique » δ et s'exprime en ppm (parties par million⁶) pour le rendre indépendant de la valeur du champ B_0 (équation 6). L'exemple le plus connu est celui du décalage entre les résonances de l'eau et le groupement, $-\text{CH}_3$ de la graisse qui vaut environ 3,25 ppm.

$$\text{(équation 6)} \quad \delta = \left[(\nu - \nu_{\text{réf}}) / \nu_0 \right] \times 10^6 \text{ ppm}$$

Figure 8.11

Deux FID contenant une et deux résonances, respectivement, et leur transformation en spectre.

où ν_0 est la fréquence d'émission et $\nu_{\text{réf}}$ la fréquence d'une substance de référence, qui peut être celle de l'eau tissulaire dans le cas de la spectroscopie *in vivo*.

- En pratique, l'hétérogénéité du champ magnétique joue un rôle majeur dans la qualité d'un spectre : plus le champ magnétique est hétérogène, plus la largeur des pics est élevée, jusqu'à confondre deux pics proches. *In vivo*, les pics sont étiquetés « métabolites » en référence à leur participation au métabolisme. C'est l'étude du métabolisme cérébral qui a bénéficié le plus de la spectroscopie RMN du ^1H et un exemple de spectre normal est donné dans la figure 8.12A. Les principaux métabolites observés dans le spectre RMN du proton sont : l'acide N-acétylaspartique (NAA) : un acide aminé synthétisé dans les mitochondries (neurones) et transportés dans le cytoplasme neuronal. Il est également présent dans les axones. Il est habituellement utilisé comme un marqueur de densité neuronale et de viabilité neuronale ;
- certains composés, choline (tCho), regroupés sous le même pic : présents dans plusieurs précurseurs membranaires dont l'on considère comme des marqueurs métaboliques de la densité membranaire et de l'intégrité membranaire ;
- la créatine totale (Cr + PCr) : un témoin du métabolisme énergétique cellulaire ;
- l'acide lactique (Lac) peut être présent en condition anaérobie (figure 8.12B).

Figure 8.12

Spectres RMN du ^1H provenant du tissu cérébral normal (A) et du tissu cérébral récemment infarci (B) montrant une baisse des pics de NAA et créatine, le maintien du pic de la choline ainsi que la présence d'un pic élevé de lactate.

⁶ Une ppm vaut 10^{-6} de même que 1 % vaut 0,01.

Codage spatial et formation de l'image

Nous avons vu les mécanismes physiques à l'origine du signal de RMN. Celui-ci permet d'obtenir des informations sur les tissus humains (T1, T2, densité de protons, etc.), représentés par l'intensité de l'aimantation nucléaire. Néanmoins, jusqu'à présent, nous avons décrit une information globale de l'ensemble du patient (ou plutôt de la partie du patient se trouvant dans la zone d'acquisition). La localisation spatiale en x, y et z des signaux émis est indispensable pour réaliser une image. En IRM, les longueurs d'onde émises (ondes RF) et reçues (signaux) sont de l'ordre de plusieurs mètres. Or, une onde ne peut pas être localisée avec une meilleure résolution que la demi-longueur d'onde. Dans le cas de l'IRM, c'est très insuffisant pour faire une image du corps humain et il faut trouver des astuces physiques pour localiser le signal autrement : en pratique, on va jouer sur la fréquence de résonance et non pas directement sur la position.

Codage spatial

Principe général

Le signal de RMN conduit grâce à l'enregistrement de son intensité à la représentation de différentes variables d'intérêt (T1, T2, densité de protons, etc.). En dehors de la spectroscopie, la fréquence du signal recueilli n'est pas analysée, si l'on excepte qu'elle permet de choisir l'élément d'intérêt, ici le noyau d'hydrogène. Le principe général est donc de faire varier le champ magnétique dans l'espace, pour obtenir des différences mesurables de fréquence et ainsi localiser le signal par sa fréquence.

Gradients de champs magnétiques

Un gradient est le taux de variation (pente) d'une grandeur dans une direction donnée de l'espace. Par exemple, on admet communément que la température T diminue d'environ un degré tous les cent mètres d'altitude (axe z). Cela renvoie à la notion de gradient de température, défini comme :

$$\frac{\partial T}{\partial z} = \frac{-1 \text{ } ^\circ\text{C}}{100 \text{ m}} = -10^{-2} \text{ } ^\circ\text{C/m} \text{ .}$$

Ce gradient de température permet une localisation spatiale d'un grimpeur à 100 mètres près par tranche de température de variant de 0,1 degré. Si la température est de 20 °C en bas d'une montagne de 2000 m d'altitude alors la température au sommet sera de 0 °C en considérant ce gradient de température (20 °C/2000 m = 10⁻² °C/m). Dans ce cas précis, le gradient est dit « uniforme » ; c'est-à-dire que $\frac{\partial T}{\partial z}$ est une constante. La notation du gradient de température peut alors se simplifier en

$$G_z = \frac{\partial T}{\partial z} = -10^{-2} \text{ C/m} \text{ et la température en altitude s'exprime de manière générale par :}$$

$$T_{\text{altitude}} = T_{\text{en bas}} + G_z z$$

De façon similaire, en IRM, des gradients de champ magnétique sont utilisés pour la localisation spatiale (codage) des signaux de RMN. Trois gradients (G_f , G_ϕ et G_s) sont utilisés pour le codage dans les trois directions (appelées directions de fréquence, de phase et de sélection).

Les directions de l'espace sont repérées par x, y et z ; z étant généralement la direction du champ magnétique. Les gradients peuvent être appliqués sur ces trois directions de l'espace et même de manière oblique. On utilise généralement un autre système de coordonnées en fonction de l'utilisation qu'on fait des gradients (codage en fréquence f , en phase ϕ ou sélection de coupe s). Les appareils d'IRM sont capables de gérer ce changement de repère entre (f, ϕ, s) et (x, y, z) pour s'adapter au plan de coupe choisi.

Bien que les effets des trois gradients sur la localisation du signal soient différents, le principe est le même que pour le gradient de température : la présence du gradient en x , y ou z entraîne une variation du champ magnétique dans la direction de l'espace correspondante et donc de la vitesse de rotation des spins (fréquence de résonance). L'extraction de la variation de fréquence de rotation (par transformée de Fourier) va permettre d'accéder à la localisation spatiale du signal.

La machine d'IRM est composée, outre l'aimant principal qui donne une intensité de champ magnétique B_0 , de trois paires de bobines permettant de faire varier le champ magnétique dans les trois directions x , y et z de l'espace. Lorsque l'on applique un gradient de champ magnétique, par exemple, dans la direction x , il en résulte un champ magnétique $B_z(x)$ qui varie de manière uniforme dans la direction x . Notons G_x la valeur de ce gradient. Le champ magnétique total s'écrit alors :

$$B = B_0 + B_z(x) = B_0 + x \cdot G_x$$

$$\text{et } \omega = \omega_0 + \omega_x = \gamma(B_0 + B_z(x)) = \gamma B_0 + \gamma G_x x$$

Ainsi, la fréquence de Larmor varie selon une fonction affine de x (figure 8.13). Ce principe est utilisé pour coder les trois directions de l'espace.

Figure 8.13

Effet d'un gradient de champ magnétique.

À gauche, lorsque les protons sont soumis à un champ magnétique $B = B_0$, ils ont tous la même vitesse de rotation $\omega_0 = \gamma B_0$. À l'inverse, si le champ est variable dans la direction x (du fait de l'action d'un gradient de champ magnétique G_x), alors leurs fréquences dépendent de leurs positions selon x :

$\omega_x = \gamma x G_x$. Dans le schéma au milieu de la figure, la fréquence de rotation augmente avec x , c'est-à-dire que plus les protons se trouvent à droite, plus ils tournent rapidement. Le schéma de droite illustre l'effet conjoint de B_0 et de G_x . Là aussi, la fréquence de rotation des spins augmente avec x ($\omega = \gamma B_0 + \gamma x G_x$).

Le gradient représente une variation de champ magnétique par unité de distance et s'exprime donc en T/m (tesla/mètre). En imagerie clinique, les gradients peuvent atteindre plusieurs dizaines de mT/m. Bien que les variations de champ magnétique dues aux gradients soient relativement faibles, l'IRM est capable d'une localisation inframillimétrique : considérons un champ de vue de 50 cm de largeur et un gradient de 20 mT/m. La variation maximale du champ total est alors de 10 mT ($0,5 \text{ m} \times 20 \text{ mT/m}$) ; c'est faible devant le champ principal B_0 (typiquement 1,5 T). Toutefois, le rapport gyromagnétique du noyau d'hydrogène vaut 42,58 MHz/T. La variation de 10 mT donne alors une différence de fréquence de 425,8 kHz qui permet de découper une image de bonne définition. Cet exemple montre que la précision de la localisation spatiale est liée au gradient de champ magnétique. Plus l'intensité du gradient est importante, plus grande est la différence de fréquence et plus il est alors possible de séparer un grand nombre de voxels dans cette direction.

L'application des trois gradients de champ magnétique ne se fait pas de manière concomitante mais successive. En effet, comme pour les champs magnétiques, la somme de gradients de champ magnétique est vectorielle (elle dépend de la direction des gradients). L'intervention simultanée des trois gradients aboutirait en un gradient unique de direction oblique correspondant à la somme vectorielle des trois gradients. La réalisation d'une image d'IRM implique donc l'application de trois gradients de champ magnétique en trois instants différents de la séquence d'imagerie. Le premier, lors de l'émission de l'onde RF, permet de sélectionner un plan de coupe, le second, le gradient de phase, code les lignes et le dernier, le gradient de lecture (pendant l'enregistrement du signal), repère les colonnes.

En IRM, la localisation spatiale ne se peut pas se faire directement en localisant l'onde reçue ; elle se fait en reliant l'espace à la fréquence du signal par l'intermédiaire d'un gradient de champ magnétique.

Excitation sélective

Un gradient de champ magnétique, appelé gradient de sélection du plan de coupe G_s , est appliqué simultanément à l'impulsion RF d'excitation de 90° . Cette association forme une impulsion sélective qui permet de limiter l'action de l'onde RF à une tranche du volume à imager. En l'absence de gradient, tous les protons du patient qui sont situés dans l'aimant précessent avec une fréquence $\omega_0 = \gamma B_0$. Si la fréquence de l'impulsion RF est centrée sur ω_0 , alors il y a résonance pour l'ensemble des protons (tout le volume) du patient.

Appliquons un gradient de champ magnétique G_s dans la direction z . Il va se superposer à B_0 et permettre de sélectionner un plan de coupe perpendiculaire à la direction de G_s . En effet, du fait de G_s , la fréquence de résonance est variable suivant $z : \omega_z = \gamma G_s z$. C'est-à-dire que la fréquence de résonance dans chaque plan perpendiculaire à la direction de G_s augmente avec z . La coupe à acquérir est choisie d'après sa fréquence de résonance. La fréquence de l'impulsion RF de 90° qui est appliquée devient alors sélective du plan de coupe choisi : seul ce plan de coupe est à la fréquence de Larmor et dans ce plan de coupe les protons vont basculer à 90° et contribuer à l'apparition d'un signal RMN. La fréquence de résonance étant inférieure dans les plans situés en amont et supérieure dans les plans situés en aval, les protons ne sont pas concernés (l'impulsion de 90° n'agit pas) (figure 8.14).

L'ensemble des coupes va être séquentiellement excité en faisant varier la fréquence de l'onde RF.

Figure 8.14

Relation entre le gradient de sélection du plan de coupe (G_s) et la vitesse de rotation (ω).

La fréquence des protons augmente dans la direction de G_s . L'application conjointe de G_s et de l'onde RF à 90° permet d'exciter sélectivement l'ensemble des protons d'un plan de coupe perpendiculaire à G_s . Les autres plans n'ayant pas la même fréquence de résonance ne seront pas concernés par l'impulsion RF et ne contribueront pas au signal. Ils sont excités de manière séquentielle en adaptant la fréquence ω de l'onde RF d'une coupe à l'autre. La pile de plans de coupe obtenue permet une représentation volumique de l'organe étudié. Prenons l'exemple d'un système équipé d'un champ magnétique de 1,5 T, d'un gradient $G_s = 50$ mT/m et pour lequel nous souhaitons une épaisseur de coupe $\Delta z = 1$ cm. La fréquence de résonance des protons dans chaque coupe est de la forme

$$\omega_n = \gamma \Delta z G_s \quad \text{soit} \quad \omega_n = 42,58 \text{ MHz/T} \times 1,5 \text{ T} + n \times 42,58 \text{ MHz/T} \times 10^{-2} \text{ m} \times 50 \cdot 10^{-3} \text{ T/m} \quad \text{et}$$
$$\omega_n = 63,87 \text{ MHz} + 0,02 \times n \text{ MHz} \quad \text{où } n \text{ est le numéro de coupe. On en déduit alors}$$

$63,89 \text{ MHz}, \omega_2 = 63,91 \text{ MHz}, \text{ etc., } \omega_6 = 63,99 \text{ MHz}$. De plus, l'épaisseur de coupe est fonction de la largeur de bande ($\Delta\omega$ autour de ω) de l'impulsion RF pour un gradient G_s donné.

Il est impossible de générer une onde RF complètement pure. Elle ne contient pas qu'une seule fréquence (ω) mais un ensemble de fréquences ($\Delta\omega$) voisines de la fréquence de résonance. Cela constitue ce que l'on appelle une bande de fréquences. La largeur de cette bande de fréquences a un effet direct sur l'épaisseur de coupe : plus elle est fine et plus il est possible d'obtenir une coupe étroite (figure 8.14). Un autre paramètre important influence l'épaisseur du plan de coupe, il s'agit de l'intensité du gradient G_s . Plus l'intensité du gradient de sélection du plan de coupe est importante et plus fines sont les coupes obtenues. À la fois la largeur de bande et la pente du gradient peuvent être contrôlées de manière logicielle. C'est à l'aide d'un compromis entre ces deux paramètres que l'épaisseur des coupes est sélectionnée.

Nous avons vu que l'orientation du plan de coupe est perpendiculaire à G_s . De plus, la direction de G_s est positionnée de manière quelconque. En effet, l'application simultanée de plusieurs gradients va donner un gradient dont on peut choisir l'obliquité. Ici, aucune contrainte quant au choix du plan de coupe n'est liée au matériel ou au patient comme c'est le cas dans les autres techniques d'imagerie (le tube à rayons X par exemple en tomodensitométrie ou le positionnement de la sonde sur le patient en échographie). Le choix de l'orientation des plans de coupe se fait librement, en fonction de la direction G_s .

Localisation des points dans le plan de coupe

À l'intérieur du plan de coupe, chaque voxel est localisé en fonction de son abscisse (colonne) et de son ordonnée (ligne). Deux gradients orthogonaux sont utilisés de manière à caractériser la matrice qui représente l'image du plan de coupe. Une matrice est un tableau contenant $n \times p$ valeurs où n est le nombre de lignes et p le nombre de colonnes. En théorie, dans le cas d'une image dont la matrice est 256×256 points, il faut alors faire l'acquisition d'autant de données (65 536). Heureusement, en IRM, il est possible d'obtenir l'ensemble des données d'une ligne en une seule acquisition, ce qui limite le nombre d'acquisitions au nombre de lignes (256 dans cet exemple). Le gradient de codage des phases, G_ϕ , permet de coder les lignes et G_f , le gradient de codage des fréquences, les colonnes (G_f permet donc la localisation d'un point sur une ligne).

Localisation des colonnes ou codage en fréquence

La localisation des colonnes s'effectue grâce à l'application du gradient de champ magnétique G_f pendant le recueil du signal d'IRM (sa lecture). Ce qui différencie G_f et G_s est le moment d'application du gradient : la lecture du signal pour le premier et l'application de l'onde RF à 90° pour le second. Imaginons que l'on applique G_f selon un axe x . Les spins tournent alors à des fréquences différentes suivant x : $\omega = \gamma (B_0 + x \cdot G_f)$. La fréquence et la coordonnée selon x sont donc directement reliées ($\omega_x = \gamma x G_f$). Plus les spins se trouvent loin sur l'axe x et plus ils tournent vite. L'outil mathématique qui permet de décoder facilement cette relation lors de la reconstruction de l'image est le même qu'en spectroscopie : la transformée de Fourier.

Localisation des lignes ou codage en phase

Le codage en phase repose sur un principe très voisin du codage en lecture mais il est difficile à comprendre et un peu au-delà de ce qu'on peut exiger en premier cycle. Pour coder les lignes, un autre gradient, G_ϕ , est appliqué dans la direction de l'axe Y . Contrairement aux gradients G_f et G_s , aucun autre événement ne se produit simultanément à l'application de G_ϕ . Il intervient après la sélection du plan de coupe et avant l'enregistrement du signal. G_ϕ est actif pendant une durée t_p . L'effet du gradient de phase est similaire à celui des autres gradients. Suivant l'axe Y , la vitesse de rotation augmente. Durant t_p , les protons tournent à des vitesses différentes. Après l'arrêt de G_ϕ , les protons reprennent leur fréquence initiale ω_0 . L'effet du gradient de phase est de « décaler » temporellement les spins les uns par rapport aux autres (on parle de déphasage). Imaginons que l'on puisse marquer d'un trait les protons. Lorsqu'ils tournent tous à la même vitesse (ω_0), nous voyons défiler les traits de chacun des protons au même instant. Après l'application de G_ϕ , les traits passent à des instants différents. Plus les protons se trouvent loin sur l'axe Y et plus le déphasage augmente. Le déphasage va donc dépendre de la durée d'application t_p du gradient de phase, de son intensité G_ϕ et de la position y . On utilise un gradient de phase différent à l'acquisition de chaque nouvelle ligne (figure 8.15). L'intensité G_ϕ croissante permet de coder séquentiellement une ligne après l'autre.

Figure 8.15

Effet du gradient de codage de la phase G_ϕ . G_ϕ est appliqué dans une direction y pendant une durée t_p .

Pendant t_p , les spins situés à des coordonnées y distinctes tourneront à des fréquences différentes. Après l'arrêt de G_φ , ils reprennent leur fréquence de rotation initiale $\omega_0 = \gamma B_0$ mais un décalage temporel persistera entre les protons suivant la direction y . Les sinusoides représentent le signal de RMN idéalisé (non amorti) de différents voxels répartis dans la direction de G_φ . La fréquence des sinusoides est la même, mais elles sont déphasées, c'est-à-dire décalées temporellement les unes par rapport aux autres. À droite de la figure sont illustrées les magnétisations transversales correspondantes à ces voxels. Il existe une correspondance entre déphasage temporel et déphasage angulaire.

Transformée de Fourier

La transformée de Fourier est un outil mathématique qui permet d'étudier le contenu fréquentiel d'un signal. De manière schématique, tout signal peut se décomposer en une somme de fonctions sinus de fréquences et d'amplitudes différentes (figure 8.16). Dans notre cas, la transformée de Fourier va trier les fréquences et les déphasages contenus dans le signal. L'objectif de l'utilisation des différents gradients de champ magnétique, que nous avons décrits précédemment, est précisément de modifier la fréquence et le déphasage des protons en fonction de leur position dans l'espace. La transformée de Fourier est donc la clé, faisant le lien entre fréquence, déphasage et position spatiale. Elle déchiffre le code que nous avons placé dans le signal avec les gradients de champ magnétique pour marquer la position des protons.

Figure 8.16

Principe de la transformée de Fourier.

Trois signaux temporels sont illustrés dans la partie supérieure de la figure. En 1 : $\sin(t)$, en 2 : $2\sin(2t)$ et en 3 : $3\sin(3t)$. Leur fréquence ainsi que leur amplitude sont croissantes. La somme de ces signaux est affichée dans la partie inférieure de la figure (1+2+3). La transformée de Fourier permet de séparer les fréquences (f) et de récupérer leurs amplitudes sous la forme d'un « spectre » (décomposition fréquentielle).

Reconstruction de l'image

En résumé : acquisition des signaux

Un plan de coupe est d'abord sélectionné grâce à une excitation sélective (RF et G_s) (figure 8.14). Dans ce plan de coupe, un codage de la phase (G_φ) et un codage de la fréquence (G_f) sont effectués (figure 8.15). Il faut enregistrer de nombreux signaux pour pouvoir reconstituer une image. À la fin de l'enregistrement, n signaux temporels ont été acquis : $S_1(t)$, $S_2(t)$, ... $S_n(t)$ dont les phases φ_1 , φ_2 , ... φ_n augmentent avec les intensités croissantes de G_φ . Chaque point du plan de coupe est identifiable grâce à un couple (ω_i, φ_i) où ω_i est la fréquence de rotation des protons d'un voxel i de l'espace et φ_i est la phase accumulée en ce point. Une matrice de taille $n \times p$ (n lignes, p colonnes) est alors construite avec l'ensemble des n signaux $S_i(t)$. Cette matrice, remplie ligne après ligne, est appelée plan de Fourier (figure 8.17). Elle n'est pas interprétable directement.

Figure 8.17

Principe du remplissage du plan de Fourier et de la reconstruction de l'image.

G_φ est incrémenté d'une acquisition à l'autre de manière à obtenir une nouvelle ligne du plan de Fourier. Le gradient de fréquence G_f est appliqué pendant la durée TO (le temps d'observation) où p points sont acquis à intervalle régulier (T_{ec}). L'acquisition temporelle des signaux est équivalente au domaine des fréquences spatiales (k_x, k_y) d'une transformée de Fourier à deux dimensions. Le plan de Fourier n'est pas directement interprétable. La reconstruction spatiale de l'image est nécessaire et s'effectue par une

transformée de Fourier inverse à deux dimensions (TF2D inverse). Le nombre de lignes n et le nombre de colonnes p du plan de Fourier correspondent à la taille de l'image ($n \times p$).

Reconstruction de l'image à partir des signaux

La reconstruction de l'image se fait par transformée de Fourier inverse à deux dimensions. En effet, lors de l'acquisition, l'échantillonnage des signaux temporels $S_i(t)$ reproduit une transformée de Fourier (ω) où ω correspond à l'ensemble des fréquences : $\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_p$ encodées pour la position des voxels dans la direction de G_f . Il est alors nécessaire d'effectuer une transformée de Fourier inverse de transformée de Fourier (ω) pour retrouver les amplitudes correspondant à chaque fréquence. Les amplitudes représentant les aimantations des voxels. Considérons maintenant les colonnes du plan de Fourier. Les valeurs des points (A_i) d'une colonne ont été codées par la même fréquence ω_i lors d'acquisitions $S_i(t)$ différentes. Par exemple, intéressons-nous à la première colonne du plan de Fourier : A_1 a été acquis lors de la première acquisition $S_1(t)$, puis A_1 de la seconde acquisition $S_2(t)$, puis A_1 de $S_3(t)$, etc. Cette suite de points est caractérisée par des déphasages croissants et constitue une fonction de ces déphasages. Là aussi, la transformée de Fourier inverse de cette suite de points qui sont fonction des déphasages permet de remonter jusqu'à la coordonnée suivant G_ϕ . Au final, pour retrouver les coordonnées (x, y) des amplitudes A_i , deux transformées de Fourier sont nécessaires ; l'une dans la direction de l'axe des fréquences du plan de Fourier et l'autre dans la direction de l'axe des phases. Ces deux transformées de Fourier peuvent se faire en une seule opération : une transformée de Fourier inverse à deux dimensions (suivant le codage de fréquence créé par G_f et suivant le déphasage induit par les G_ϕ successifs).

Autres séquences d'intérêt

Imagerie pondérée en diffusion

Les molécules d'eau dans les tissus biologiques ne sont pas immobiles. Elles sont soumises à des mouvements microscopiques (mouvements browniens ou diffusion moléculaire), plus ou moins importants suivant les tissus. L'imagerie de diffusion vise à étudier ces mouvements microscopiques en utilisant un principe similaire à l'écho de gradient. Pour des spins immobiles, les déphasages des deux lobes du gradient bipolaire s'annulent (cf. « **Écho de gradient** »). Pour des spins en mouvement, l'action de $-ve$ ne sera pas l'exact opposé de celle de $+ve$ et les déphasages ne seront pas complètement compensés (contrairement à la **figure 8.8**). Le déphasage résultant entraîne une chute de signal liée aux processus de diffusion des protons. L'amplitude du gradient bipolaire de la séquence de diffusion est bien plus importante que celle utilisée pour une séquence d'écho de gradient standard.

Le signal pondéré en diffusion est de la forme :

$$S = S_0 e^{-b \cdot ADC}$$

où S_0 est le signal obtenu sans gradient de diffusion et le facteur b reflète la pondération en diffusion de la séquence (il dépend des paramètres du gradient bipolaire : durée d'application, amplitude, durée séparant les deux lobes et peut être réglé par l'opérateur). Plus la valeur de b est importante et plus le terme $e^{-b \cdot ADC}$ joue sur les images pondérées en diffusion. On choisit des valeurs de b classiquement comprises entre 500 et 3000 s/mm² suivant l'application. ADC est le coefficient de diffusion apparent (*apparent diffusion coefficient* en anglais), exprimé en mm²/s, et permet de quantifier les processus de diffusion. On peut ainsi calculer des cartes d'ADC dans le volume étudié à partir de deux acquisitions. En effet, nous avons deux inconnues (S_0 et ADC) et deux mesures sont donc nécessaires pour résoudre l'équation. Le calcul se fait alors avec :

$$ADC = \frac{\ln\left(\frac{S_0}{S}\right)}{b}$$

L'imagerie de diffusion est couramment utilisée dans le bilan des patients touchés par un accident vasculaire cérébral (AVC) (figure 8.18A, figure 8.18B). En effet, l'ischémie par des mécanismes complexes restreint la diffusion des molécules d'eau. L'ADC en est alors fortement réduit et le signal sur l'image pondérée en diffusion est augmenté.

Figure 8.18

Exemple d'images pondérées en diffusion et en perfusion.

Un patient atteint d'un AVC est arrivé quelques heures après le début de ses symptômes à l'hôpital. Il bénéficie d'un examen d'IRM. L'image pondérée en diffusion montre les lésions ischémiques en hypersignal (A). Elles correspondent à une chute du coefficient de diffusion apparent (B). Les images de perfusion (C, D) sont affichées avec une échelle de couleur pour augmenter le contraste. Plus le temps de transit mis par les particules d'agent de contraste pour traverser les capillaires est allongé (C : bleu clair, jaune, rouge) et plus l'ischémie est importante. Le débit sanguin cérébral est bien sûr réduit dans cette zone (D : région bleu foncée).

Imagerie pondérée en perfusion

Il existe de nombreuses méthodes pour mesurer la perfusion en IRM. Elles sont couramment utilisées en routine clinique, notamment pour l'étude des patients atteints d'accident vasculaire cérébral (figure 8.18C, figure 8.18D). Le principe est d'exploiter les variations de T1 ou de T2 liées à l'injection intraveineuse d'un agent de contraste paramagnétique (chélates de gadolinium). Une acquisition dynamique ultra-rapide est effectuée pendant 90 secondes environ où 60 à 90 volumes cérébraux sont acquis de manière continue juste après l'injection d'agent de contraste en bolus. Lorsque les particules d'agent de contraste arrivent dans les capillaires, elles entraînent une chute de signal dans les tissus (c'est l'effet T2* qui intervient alors) sous la forme d'un pic puis le signal retourne vers sa ligne de base. Cette dynamique est perturbée en cas d'ischémie (figure 8.19). La perfusion est définie comme le débit sanguin tissulaire rapporté à la masse du tissu (en mL/min/100 g).

Figure 8.19

Évolution du signal lors d'une IRM cérébrale pondérée en perfusion utilisant les propriétés T2 d'un agent de contraste.

En haut, la même coupe transverse est affichée à trois instants différents de l'acquisition dynamique : avant, pendant et après le passage du bolus de contraste. Lorsque les particules de contraste passent dans les capillaires, elles entraînent une chute du signal. La courbe bleue illustre l'évolution du signal dans un voxel d'une artère cérébrale, la courbe verte celle d'un point dans le parenchyme et la courbe rouge est celle d'une région où la perfusion est altérée. La courbe artérielle atteint un pic plus important et de manière plus précoce du fait d'une meilleure perfusion.

IRM fonctionnelle d'activation cérébrale

Plusieurs techniques ont été proposées pour mesurer l'activité cérébrale. La méthode la plus utilisée est l'effet *blood oxygenation level dependant* (BOLD) qui permet une mesure indirecte et non invasive de l'activité cérébrale chez l'homme. Le principe BOLD repose sur les propriétés paramagnétiques de la

désoxyhémoglobine, qui agit comme un agent de contraste endogène. Lorsqu'une région cérébrale s'active, la perfusion augmente, ce qui diminue la concentration locale en désoxyhémoglobine, entraînant ainsi une faible augmentation de signal. Pour mettre en évidence cet effet, des modèles statistiques sont nécessaires ainsi qu'une acquisition dynamique pendant cinq à dix minutes (figure 8.20A). L'imagerie ultra-rapide est, là aussi, nécessaire. Plusieurs centaines de volumes cérébraux sont alors acquis de manière continue pendant que le patient effectue une tâche dans la machine d'IRM. Plusieurs fonctions peuvent être étudiées comme la vision, l'audition, la motricité et le langage.

Figure 8.20

Exemple d'IRM fonctionnelle d'activation cérébrale.

A. Évolution du signal BOLD lors d'une acquisition dynamique d'IRM fonctionnelle d'activation cérébrale.

Il s'agit de la courbe temporelle d'un voxel d'une région active lors de l'exécution d'une tâche de langage par le patient (par exemple de la lecture). Les rectangles rouges illustrent les périodes pendant lesquelles le patient effectue la tâche de langage. Le signal BOLD augmente lorsque le cortex fonctionne. On remarque les fluctuations de signal BOLD lorsque le patient est inactif. Des répétitions de l'exercice ainsi qu'un traitement statistique du signal sont nécessaires pour détecter l'activité cérébrale. L'estimation statistique de l'activité cérébrale (B, zones en rouge) est surimposée à une coupe transverse d'une IRM pondérée en T1 pour une meilleure visualisation anatomique. L'activité de la région pariétale postérieure semble arriver au contact de la tumeur (B, flèche).

Par exemple, pour étudier la motricité, le patient doit effectuer des mouvements du membre supérieur, du membre inférieur ou de la face suivant la région du cortex moteur recherchée. Pour étudier le langage, des tâches spécifiques sont utilisées. La plus simple à décrire est sans doute la lecture passive. On remarque dans cet exemple qu'un appareillage spécifique est nécessaire de manière à pouvoir projeter les phrases à lire au patient alors qu'il se trouve dans la machine. Plusieurs applications utilisent l'IRM fonctionnelle d'activation cérébrale. La plus importante concernant la localisation des régions fonctionnelles dans le cadre de résections des tumeurs lors d'un bilan préchirurgical (figure 8.20B).

Instrumentation

Vue de l'extérieur, la machine d'IRM est imposante. Elle est plus encombrante qu'un scanner à rayons X et son tunnel est plus étroit. Les principaux organes de la machine sont l'aimant, les antennes et les bobines de gradient (figure 8.21).

Figure 8.21

Représentation schématique des principaux éléments d'un appareil d'IRM.

Dessin IRM : Cyrille Martinet

Champ magnétique statique B_0 : l'aimant

Il s'agit du cœur de la machine d'IRM. L'aimant permet la production du champ magnétique B_0 qui doit satisfaire à deux contraintes fondamentales : il doit être intense et très homogène spatialement. Plus l'intensité du champ est élevée et plus de signal de RMN recueilli est ample. L'intensité de champ magnétique la plus couramment utilisée en routine clinique est d'1,5 tesla. En dessous de cette valeur, on parle conventionnellement de bas champ et au-dessus, de haut champ. La tendance est à l'utilisation de champs magnétiques de plus en plus intenses. L'emploi d'un champ de 3 T devient fréquent. Pour créer le champ, on utilise des bobines supraconductrices. En effet, certains matériaux (niobium-titane ou niobium-étain par exemple) ont la particularité de transporter de l'électricité sans perte d'énergie : ils

ont une résistance nulle. Ce type de supraconductivité apparaît néanmoins à des températures proches du zéro absolu (quelques degrés kelvin). Un aimant supraconducteur est donc constitué d'une bobine supraconductrice et d'un cryostat contenant de l'hélium liquide à 4 K. Ce champ peut générer une force d'attraction importante sur les matériaux ferromagnétiques, ce qui constitue le risque principal de l'examen d'IRM (effet missile ou déplacement de corps étrangers métalliques intracorporels par exemple) même lorsque l'IRM est à l'arrêt (le champ magnétique est permanent). Il est donc dangereux et interdit d'entrer dans une salle IRM avec des objets magnétiques (obus d'oxygène, lit, défibrillateur, aspirateur, etc.) Les pacemakers et certaines prothèses (par exemples valves cardiaques mécaniques) ne doivent pas non plus rentrer. On considère généralement qu'en-deçà de 0,5 mT, il n'y a plus de risque (la ligne des 0,5 mT est souvent matérialisée au sol).

Codage spatial : les bobines de gradient

La réalisation d'un gradient de champ magnétique peut se faire simplement à l'aide de deux bobines. Lorsqu'un courant continu passe dans une bobine, il en résulte un champ magnétique dont la direction est perpendiculaire à la surface de la bobine. En faisant passer séparément un courant continu de même intensité mais de sens inverse dans deux bobines distantes l'une de l'autre dans l'espace, il en résulte deux champs magnétiques qui vont s'opposer. La valeur du champ total dépendra de la position suivant l'axe reliant le centre des deux bobines (il sera nul à équidistance des deux bobines). Cette architecture est bien adaptée pour créer un gradient axial, c'est-à-dire dans le sens de B_0 du fait de la configuration en tunnel de la machine. La création des gradients pour les deux autres directions de l'espace nécessite des bobines de forme plus complexe. Ainsi la machine d'IRM comporte trois paires de bobines de gradient. Lors de l'acquisition, les bobines de gradient émettent des champs magnétiques variables dans le temps, qui entrent en interaction avec le champ magnétique principal : cela entraîne des contraintes mécaniques à l'origine de sons assez intenses (les patients doivent porter des bouchons d'oreille pour s'en protéger).

Émission RF et recueil du signal : les antennes

Les antennes permettent l'émission d'ondes RF ainsi que la réception du signal. En général, lors d'une utilisation clinique de l'IRM, une antenne spécifique est utilisée pour l'émission des impulsions RF. Elle est placée entre le châssis de la machine et l'aimant.

- Pour le recueil du signal, il existe une multitude d'antennes adaptées à l'organe que l'on souhaite explorer. On fait la distinction entre : des antennes de volume qui contiennent la partie du corps à examiner (tête, genou, poignet, etc.) ;
- des antennes de surface, posées au contact du patient pour être au plus près de l'organe à étudier, plus sensibles dans les zones superficielles mais moins performantes en profondeur.

Pour augmenter le champ d'exploration en conservant une sensibilité de détection, on peut associer plusieurs antennes de petite taille sur un même support. On parle alors d'acquisition parallèle.

L'amplitude du signal de RMN recueilli est très faible (de l'ordre du nV). La chaîne de réception comporte des amplificateurs, un récepteur, un convertisseur analogique-numérique ainsi qu'un ordinateur qui effectue les opérations nécessaires à la reconstruction de l'image. Toute perturbation RF extérieure masque le signal et empêche le recueil de l'image. Il faut donc « isoler » la salle d'IRM de ces interférences grâce à une cage de Faraday qui consiste à tapisser la pièce de plaques ou de grillages de cuivre. La cage de Faraday arrête les ondes électromagnétiques mais ne modifie pas le champ magnétique statique B_0 .

Réalisation en pratique d'une IRM

Contre-indications de l'IRM

Au moment de rédiger une demande d'IRM, le médecin demandeur doit s'assurer de l'absence de contre-indication absolue ou relative (tableau 8.2). Une insuffisance rénale doit être signalée, car il peut s'agir d'une contre-indication à l'injection de produit de contraste en raison du risque de fibrose néphrogénique systémique.

Tableau 8.2

Principales contre-indications en IRM.

Contre-indications absolues

Pacemaker

Défibrillateur cardiaque implantable

Implant cochléaire (sauf exception)

Dispositifs médicaux implantés avec activation par un système électrique

Corps étrangers métalliques intraorbitaires (souvent d'origine accidentelle), clips ou coils neurovasculaires anciens, valves cardiaques anciennes, matériel d'ostéosynthèse ancien

Contre-indications relatives

Obésité majeure (poids maximal supporté par la table de l'ordre de 130 kg et largeur maximale de l'anneau de l'ordre de 70 cm)

Anxiété, claustrophobie, agitation non contrôlable

Matériel d'orthodontie (artefacts)

Cathéters contenant un fil métallique, type Swan-Ganz

Déroulement d'un examen

Le patient est accueilli par un manipulateur en électroradiologie. Tous les objets métalliques (bijoux, lunettes, clés) ou susceptibles d'être sensibles aux lignes de champs (téléphone portable, cartes de crédit) sont retirés en dehors de la salle d'examen. En effet, même si l'acquisition n'a pas encore commencé, le champ magnétique principal est permanent et il existe un risque de projection de tous les matériaux ferromagnétiques (brancards, pieds de perfusion, lits). Le patient est ensuite allongé sur la table et le manipulateur met en place les protections auditives (casque, bouchons d'oreille) ainsi que les antennes (cf. « Émission RF et recueil du signal : les antennes ») en fonction de la région anatomique étudiée (antenne tête pour le crâne, antenne de surface pour l'abdomen par exemple). L'acquisition en IRM est souvent plus longue qu'en TDM, de l'ordre de 10 à 45 minutes pour chaque région anatomique étudiée. Pendant toute la durée de l'examen, le patient ne doit pas bouger.

Analyse des images

- Le choix du protocole d'imagerie est fait par le médecin spécialiste d'imagerie en fonction de la question posée par le médecin demandeur. En fonction de la région anatomique étudiée et de la question clinique, les protocoles associent diversement des séquences morphologiques et des séquences fonctionnelles. L'interprétation repose sur l'analyse de la morphologie et du signal (tableau 8.3). Les principaux facteurs de contraste en IRM sont le T1 et le T2 (figure 8.22). Sur une séquence pondérée en T1, les liquides sont en hyposignal, la graisse et le sang sont en hypersignal. Le contraste entre les tissus est relativement faible. Sur une séquence pondérée en T2, les liquides sont en hypersignal et le contraste entre les tissus est plus riche. Cependant, le contraste ne repose pas que sur ces deux principaux facteurs. Il est possible de varier le contraste à l'aide de différentes techniques : inversion-récupération :

- X T2-*fluid attenuated inversion recovery* (FLAIR) : pondération T2 associée à un effacement du signal du liquide céphalospinal ([figure 8.22](#)),
- Y T2-*short TI inversion recovery* (STIR) : pondération T2 associée à un effacement du signal de la graisse,
- Z en T1-IR : accentuation des contrastes en T1,
 - analyse de flux : le déplacement des protons dans les vaisseaux peut être codé et les vaisseaux peuvent être analysés sans qu'il soit nécessaire d'injecter un produit de contraste :
 - time of flight (TOF),
 - contraste de phase ;
 - saturation sélective de la graisse : suppression du signal de la graisse.

Tableau 8.3

Principaux facteurs de contraste en T1, T2 et T1 après injection de chélates de gadolinium

Tissu	Pondération T1	Pondération T2	Rehaussement après injection de chélates de gadolinium
Graisse	Hypersignal	Hypersignal	±
Liquides (kyste, vessie, LCS, bile sauf sang)	Très hyposignal	Très hypersignal	Non
Corticale osseuse, calculs, calcifications	Très hyposignal	Très hyposignal	Non
Air	Très hyposignal	Très hyposignal	Non
Hématome subaigu	Hypersignal (methémoglobine)	Hypersignal	Non
Hématome ancien	Hyposignal en périphérie	Isosignal avec couronne hyposignal (dépôt d'hémosidérine)	Non
Organes, tumeurs non hémorragiques, non nécrotiques	Isosignal	Iso- ou hypersignal	Oui (selon vascularisation)

Crédit : remerciements au Pr Lucidarme.

Figure 8.22

Exemples de séquences en IRM cérébrale.

Coupes axiales en pondération T1 (A), T2 (B) et FLAIR (C). En T1, la substance blanche (*) est plus en hypersignal que le cortex (flèche) et le LCS est en hyposignal. En T2, la substance blanche (*) est plus en hyposignal que le cortex (flèche) et le LCS est en hypersignal. En FLAIR, le LCS est en hyposignal, mais il s'agit bien d'une séquence pondérée en T2 car la substance blanche (*) est en hyposignal par rapport au cortex (flèche). Exemple de séquence avancée (D) : projection sur une coupe coronale en pondération T2 d'une séquence de diffusion avec tenseur de diffusion montrant la direction des fibres des faisceaux corticospinaux (flèches pleines) et du corps calleux (flèche en pointillés).

- Il existe enfin des applications avancées, parmi lesquelles : l'IRM de diffusion (cf. « [Imagerie pondérée en diffusion](#) ») qui permet d'analyser les ischémies aiguës et caractériser les lésions abcédées ou tumorales. L'utilisation du phénomène d'anisotropie en diffusion permet par ailleurs de visualiser les fibres de substance blanche grâce à la tractographie de fibres (ou tenseur de diffusion ou *fiber tracking*) ([figure 8.22](#)) ;

- spectro-IRM (cf. « Spectroscopie de résonance magnétique ») ;
- IRM fonctionnelle (cf. « **IRM fonctionnelle d'activation cérébrale** »).

Entraînement 8.1 QCM

QCM 1

- Parmi les noyaux ci-dessous, lesquels peuvent générer un signal de RMN ? **A** Hydrogène (^1H)
- **B** Calcium-40 (^{40}Ca)
- **C** Fluor-19 (^{19}F)
- **D** Carbone-12 (^{12}C)
- **E** Oxygène-16 (^{16}O)

QCM 2

- Parmi les propositions suivantes concernant la RMN, lesquelles sont vraies ? **A** Une impulsion radiofréquence de 60° bascule l'aimantation macroscopique entièrement dans le plan transversal
- **B** La différence en énergie (ΔE) entre les deux populations de spins dans le cas du noyau d'hydrogène vaut $\gamma \cdot \hbar \cdot B_0$
- **C** La relaxation transversale T2 dépend uniquement de l'homogénéité du champ magnétique principal

D La rotation de l'aimantation macroscopique dans le plan transversal (\vec{M}_{xy}) induit un courant électrique sinusoïdal de même fréquence ($\omega_0/2\pi$) dans l'appareil de réception

- **E** La pondération de l'écho de spin dépend surtout du T2* du tissu exploré

QCM 3

- Parmi les propositions suivantes concernant la pondération des séquences IRM, lesquelles sont vraies ? **A** La pondération T1 nécessite un TE court et un TR court
- **B** La pondération T2 nécessite un TE très court et un TR long
- **C** La séquence en écho de spin emploie des gradients de champ magnétique afin de créer l'écho
- **D** Dans une séquence pondérée en T1, plus le temps de répétition TR est long, plus le signal provenant d'un tissu est sombre
- **E** Afin de limiter l'influence du temps de relaxation T2 d'un tissu sur une image pondérée en T1, le temps d'écho (TE) doit être minimisé

QCM 4

- Entourez les affirmations correctes concernant les gradients de champ magnétique : **A** Ils représentent une variation de champ magnétique dans une direction de l'espace
- **B** Ils se superposent à B_0
- **C** Le gradient de sélection du plan de coupe est appliqué pendant l'émission de la RF
- **D** Le gradient de fréquence permet de coder les lignes
- **E** Ils modifient la fréquence de résonance des protons selon une direction de l'espace

QCM 5

- La machine d'IRM comprend de nombreux composants. Quelles sont les affirmations justes ? **A** Un champ magnétique de 1,5 T ne peut pas attirer une bouteille d'oxygène ferromagnétique
- **B** Une bobine supraconductrice permet de générer un champ magnétique intense et très homogène
- **C** Un gradient de champ magnétique peut s'obtenir grâce à deux bobines conductrices
- **D** Les antennes sont des bobines conductrices

- E La cage de Faraday arrête le champ magnétique statique B_0
-

Chapitre 9 Reconstruction tomographique

F. Ben Bouallègue and D. Mariano-Goulart

Plan du chapitre

- Introduction 114
 - Notion de projection 114
 - Conditionnement 115
 - Modélisation 116
 - Rétroprojection filtrée 117
 - Reconstruction itérative 117
-



Objectifs

L'imagerie médicale repose schématiquement sur l'acquisition d'un signal physique, sur l'optimisation de ce signal (filtrages), sur sa mise en forme pour en faciliter l'utilisation médicale (reconstructions) puis sur son analyse (extraction d'éléments diagnostiques) qui fera l'objet du chapitre « Traitement de l'image reconstruite ». Parmi les divers types de reconstructions possibles, la reconstruction tomographique joue un rôle central en tomodensitométrie (TDM), en imagerie par résonance magnétique (IRM) et en tomoscintigraphie d'émission. Elle fait l'objet de ce chapitre qui explique en quoi la reconstruction d'images tomographiques relève d'un problème linéaire mal conditionné et sur quels principes fonctionnent les algorithmes de rétroprojection filtrée et les techniques itératives de reconstruction. Il exclut tout formalisme mathématique, mais pourra servir d'introduction à l'approfondissement plus complet [1], mais aussi plus scientifique de la tomographie médicale.

Introduction

Avec W. Röntgen et H. Becquerel, puis la famille Curie, le XIX^e siècle finissant avait vu éclore une physique des rayonnements ionisants qui permettait pour la première fois de visualiser les organes internes d'un patient de façon non invasive. Le développement de l'imagerie radiologique qui suivit très vite, puis de l'imagerie scintigraphique resta cependant longtemps cantonné à la production d'images de projections où les signaux issus des divers plans perpendiculaires au rayonnement incident se superposaient sur un plan unique, rendant complexe l'interprétation médicale. Les solutions théoriques qui permirent de résoudre cette difficulté et de disposer d'une imagerie volumique ou reconstruite en coupes existaient pourtant dès le début du XX^e siècle, avec les travaux des mathématiciens J. Radon en 1917 et S. Kaczmarz en 1937. Mais il fallut attendre l'intervention d'un ingénieur talentueux, G.-N. Hounsfield au tout début des années 1970, le développement des calculateurs numériques qui accompagna la conquête de la Lune, puis le parrainage financier d'une société d'édition musicale qui bénéficiait dans les années 1960 du succès phénoménal de quatre chanteurs à la mode venus de Liverpool pour que naisse la tomographie médicale et que les premiers scanners prennent peu à peu la place qu'on leur connaît de nos jours dans le diagnostic médical.

Notion de projection

Presque universellement numérisées, les techniques modernes d'imagerie médicale visent à mesurer la distribution volumique de certaines caractéristiques physiques d'un patient qui sont supposées uniformes au sein de petits cubes (les voxels) pavant le volume à explorer [2].

En TDM, on enregistre l'intensité d'un faisceau X après la traversée d'une série de voxels (numérotés par le nombre entier j variant de 1 à n) alignés et disposés entre la source de rayonnement et le détecteur X (figure 9.1). Chaque voxel j atténue le rayonnement X incident avec une probabilité par unité de longueur définie par le coefficient linéique d'atténuation μ_j du tissu contenu dans le voxel. Cette probabilité est proportionnelle à la masse volumique de ce tissu. Cela conduit à attribuer au voxel j de dimension d , une atténuation de l'intensité du rayonnement X incident par un facteur $\exp(-\mu_j \cdot d)$.

Figure 9.1

Projections et reconstructions en TDM et en tomoscintigraphie.

Après la traversée des n voxels qui séparent le détecteur de rayonnement X de sa source, le faisceau d'intensité initiale I_0 est donc atténué d'un facteur $\exp(-\mu_1 \cdot d) \cdot \exp(-\mu_2 \cdot d) \cdot \exp(-\mu_n \cdot d)$. Si l'on prend en compte le fait que seule une fraction r_{ij} (variant entre 0 et 1 = 100 %) du voxel j contribue à la projection i , l'intensité qui sera détectée s'exprime sous la forme (figure 9.2) :

$$I_i = I_0 \cdot \exp\left[-d \cdot (r_{i,1} \cdot \mu_1 + r_{i,2} \cdot \mu_2 + \dots + r_{i,n} \cdot \mu_n)\right] \quad (1)$$

Figure 9.2

Modélisation de projections.

Soit encore en introduisant la projection p_i :

$$p_i = r_{i,1} \cdot \mu_1 + r_{i,2} \cdot \mu_2 + \dots + r_{i,n} \cdot \mu_n = \frac{-1}{d} \cdot \ln\left(\frac{I_i}{I_0}\right) \quad (2)$$

Dans la relation linéaire (2), les valeurs des coefficients r_{ij} ne dépendent que de la géométrie de l'appareil d'imagerie et sont connues, tout comme I_0 et d , et la valeur de la projection p_i est issue de la mesure de I_i . En revanche, les coefficients μ_j sont des valeurs inconnues proportionnelles aux densités des voxels explorés. L'objet de la reconstruction tomographique est de déterminer les valeurs de chaque coefficient μ_j à partir d'équations linéaires du type (2). Elle permettra de calculer une image de synthèse 3D constituée de coupes axiales 2D dans lesquelles les valeurs de chaque pixel sont proportionnelles aux densités des tissus (figure 9.1).

Dans le cas d'une tomoscintigraphie, la nature du signal recueilli est similaire. Lorsque l'image est acquise au moyen d'un collimateur parallèle, chaque élément de détection compte le nombre de photons gamma résultant de l'activité des voxels du patient le long d'une perpendiculaire au détecteur passant par l'élément de détection. Il en découle l'acquisition de projections formellement identiques à l'équation (2) :

$$p_i = r_{i,1} \cdot a_1 + r_{i,2} \cdot a_2 + \dots + r_{i,n} \cdot a_n \quad (3)$$

où les inconnues a_j sont proportionnelles à l'activité de chaque voxel j . En TEP, la détection en coïncidence opère une collimation analogue et la relation (3) reste pertinente.

En TDM, comme en scintigraphie, les signaux acquis s'identifient donc à une projection, c'est-à-dire à la somme pondérée de grandeurs physiques f_j (les inconnues μ_j ou a_j) le long d'une certaine direction:

$$p_i = \sum_{j=1}^n r_{i,j} \cdot f_j = r_{i,1} \cdot f_1 + r_{i,2} \cdot f_2 + \dots + r_{i,n} \cdot f_n \quad (4)$$

Reconstruire des coupes axiales (ou un volume) revient à déterminer les grandeurs f_j pour chaque voxel j . Dans le cas d'un volume constitué de n^3 voxels et donc de n coupes axiales de n^2 pixels, il est nécessaire d'acquérir au moins n^2 équations de projection du type (4) dans chaque coupe pour pouvoir résoudre de façon univoque un système de n^2 équations linéaires à n^2 inconnues. Cela est réalisé en procédant à des acquisitions de projections au moyen de sources de rayons X ou de détecteurs gamma collimatés qui tournent autour de l'axe craniocaudal du patient (TDM ou tomoscintigraphie), ou encore en utilisant des détecteurs de rayonnement gamma cylindriques (TEP). Une fois ces nombreuses projections acquises, le problème devient algorithmique et requiert la résolution d'un très grand système d'équations linéaires.

Conditionnement

En tomographie médicale, les résolutions des appareils d'imagerie conduisent le plus souvent à échantillonner les coupes à reconstruire sur 64^2 à 512^2 pixels. Les ressources des calculateurs modernes sont capables de gérer de telles quantités d'information, à condition que l'algorithme utilisé pour résoudre de tels systèmes à plusieurs dizaines de milliers d'inconnues ne soit pas trop sensible à de petites fluctuations des mesures de projection. Or c'est le cas en tomographie médicale du fait de la proximité, donc de la similarité des diverses projections acquises. La figure 9.3 illustre ce problème dans le cas trivial de la reconstruction d'une coupe constituée de 2 pixels au moyen de deux projections seulement. Ces deux projections constituent un système linéaire de deux équations à deux inconnues dont la résolution graphique peut se faire en localisant le point d'intersection des deux droites Δ_1 et Δ_2 caractérisées par chacune des deux équations du système.

Figure 9.3

Mauvais conditionnement du problème tomographique illustré dans le cas où une petite fluctuation dans la mesure de la projection p_1 modifie l'équation de la droite Δ_1 en celle de Δ'_1 .

On constate sur l'exemple de la figure 9.3 que, si la solution est peu modifiée par une petite erreur sur l'équation de Δ_1 lorsque les projections diffèrent (cercles dans la partie supérieure de la figure 9.3), des projections assez similaires telles que celles acquises en imagerie médicale peuvent conduire à une solution très différente en cas de fluctuation minime dans l'acquisition des projections ou dans le modèle des coefficients $r_{i,j}$, ou encore en cas d'arrondis lors des calculs (partie inférieure de la figure 9.3). Ce mauvais conditionnement du problème tomographique va nécessiter l'utilisation d'algorithmes plus complexes que ceux classiquement utilisés en algèbre.

Modélisation

Deux opérateurs sont à la base de tous les algorithmes tomographiques actuellement utilisés en imagerie médicale. Le premier, l'opérateur de projection a été évoqué dans le paragraphe précédent. Il est possible sans perdre de généralité d'en préciser la nature sur un problème tomographique simple visant à reconstruire une coupe carrée constituée de 9 pixels de valeurs f_j au moyen de six projections

p_i . L'opérateur de projection (figure 9.4) permet de calculer les projections p d'une image donnée f suivant la relation (4).

Figure 9.4

Opérateur de projection.

Dans cet exemple, six projections seulement (au lieu des neuf nécessaires) sont illustrées.

Un second opérateur appelé rétroprojection consiste à sommer au sein d'un pixel image j chacune des projections i auquel il participe, pondérées (par r_{ij}) (figure 9.5).

Figure 9.5

Opérateur de rétroprojection.

Les parties inférieures des figures 9.4 et 9.5 donnent un exemple de ces deux opérateurs dans l'hypothèse simple où tous les coefficients r_{ij} sont égaux à 1 si le pixel j se projette dans la raie i , et nuls sinon. Nous conserverons cette hypothèse simplificatrice dans les exemples de reconstruction qui suivent (figures 9.7 à 9.10).

Rétroprojection filtrée

Intuitivement, le principe de la rétroprojection est de répartir (« étaler ») les projections dans les différentes directions sur une image vierge, en les superposant (figure 9.6).

Figure 9.6

Rétroprojection filtrée.

Les 2 premières colonnes montrent (de haut en bas) une image de synthèse, son sinogramme, puis le résultat de la rétroprojection d'un nombre croissant de projections.

Les 2 colonnes de droite illustrent, sur une tomoscintigraphie cérébrale, l'opération de projection, celle de rétroprojection puis la rétroprojection filtrée d'un nombre croissant de projections.

Il est intéressant d'observer les similitudes entre les valeurs des pixels j d'une coupe et ceux d'une rétroprojection des P projections p_i de ce pixel j normalisées par $P \cdot \sum_i r_{ij}$.

Dans notre exemple (figure 9.7), on retrouve une valeur maximale pour le pixel central (40 dans la vraie coupe, 30 dans la rétroprojection normalisée), entourée d'une valeur intermédiaire (25 ou 22,5) et de 4 pixels aux quatre coins de l'image de valeur minimale (10 ou 15). Si ces valeurs sont proches, le contraste en revanche est dégradé dans la rétroprojection normalisée par rapport à l'image recherchée (contraste entre le centre et les coins de $40/10 = 4$ dans l'image exacte et de $30/15 = 2$ dans la rétroprojection normalisée). Cela nous amène à rechercher une première façon de résoudre le problème tomographique en filtrant initialement les projections afin d'en augmenter le contraste avant de les rétroprojeter. Elle conduit à remplacer chaque projection par une moyenne pondérée des projections voisines. En première approximation, cet algorithme appelé rétroprojection filtrée opère en rétroprojetant des projections doublées diminuées des deux tiers des valeurs des projections voisines. La figure 9.8 illustre ce procédé dans le cas simple de l'exemple donné en figure 9.4.

Figure 9.8

Illustration de l'algorithme de rétroprojection filtrée pour reconstruire la coupe proposée dans la figure 9.4.

Figure 9.7

Exemple de rétroprojection de projections normalisées.

Compte tenu du modèle utilisé pour les coefficients $r_{i,j}$, $\sum_i r_i = 3$ puisque chaque projection p_i est générée par 3 pixels et $p = 2$ puisque chaque pixel se projette dans deux projections.

Reconstruction itérative

La simplicité de l'algorithme de rétroprojection filtrée explique que ce dernier a été universellement utilisé en TDM et en tomoscintigraphie jusqu'à la fin du XX^e siècle. Dans les années 1970, exploitant des travaux initialement dus au mathématicien polonais S. Kaczmarz, une nouvelle famille d'algorithmes dits « itératifs » (ou algébriques) s'est peu à peu imposée en imagerie scintigraphique, puis en radiologie. Son développement, rendu possible par la puissance de calcul des ordinateurs modernes, a permis tout à la fois de réduire l'irradiation des patients en radiologie tout en se contentant, en particulier en TEP, de données de projections parfois incomplètes (ce que l'algorithme de rétroprojection filtrée ne permet pas). Ces techniques permettent en outre de mieux prendre en compte le mauvais conditionnement du problème tomographique (régularisation) et de mieux corriger certains artefacts inhérents aux acquisitions des projections (auto-atténuation en médecine nucléaire). Cette famille d'algorithmes a en commun de déterminer la coupe compatible avec les projections effectivement acquises en évaluant un écart entre celles-ci et des projections calculées à partir d'une estimation de la solution, puis en corrigeant l'estimation de la coupe au moyen de l'écart constaté. Le prototype de ce type d'algorithme itératif, *algebraic reconstruction technique* (ART), procède de la manière suivante : à partir d'une première coupe quelconque, l'algorithme ajuste étape par étape la coupe recherchée au moyen d'une rétroprojection normalisée par $\sum_i r_{i,j}$ de l'écart entre les projections effectivement mesurées et celles déduites de la coupe en cours d'évaluation (figure 9.9).

Figure 9.9

Illustration de la reconstruction de la coupe proposée dans la figure 9.4 au moyen de trois itérations d'ART initialisé avec une coupe constituée de valeurs de pixels nulles.

L'algorithme itératif qui s'est imposé depuis les années 2000 opère itérativement comme ART, mais la correction est cette fois multiplicative et l'écart est évalué par le rapport entre projections acquises et estimées.

Plus précisément, cet algorithme fonctionne en multipliant chaque valeur inconnue de pixel i par la moyenne pondérée (par les coefficients $r_{i,j}$) des rapports entre les projections j acquises et estimées qui concernent ce pixel i (figure 9.10). Il porte le nom de *maximum likelihood-expectation-maximisation* (ML-EM), d'OSEM dans sa version accélérée ou de MAP-OSEM dans sa version régularisée.



Essentiel à retenir

- Les images acquises en radiographie et en scintigraphie sont des images de projection.
- Reconstruire une image en coupe revient à résoudre un grand système mal conditionné d'équations linéaires.
- Les techniques de reconstruction incluent l'algorithme de rétroprojection filtrée (et autres techniques analytiques apparentées) et les techniques itératives (ou algébriques) parmi lesquelles ML-EM et sa variante OSEM sont les plus utilisées.
- Les techniques itératives présentent divers avantages parmi lesquels la possibilité de reconstruire des coupes à partir de données de projection incomplètes, de diminuer l'irradiation du patient en TDM et de mieux corriger les artefacts d'atténuation en TEP et tomoscintigraphie.

- L'algorithme ML-EM opère itérativement en multipliant chaque valeur de pixel j de la coupe par la moyenne pondérée (par les coefficients $r_{i,j}$) des rapports entre les projections i acquises et estimées qui concernent ce pixel j .
-

Figure 9.10

Reconstruction par ML-EM de la coupe proposée dans la [figure 9.4](#).

L'initialisation choisie pour l'itération 1 conduit aux projections attendues mais produit une coupe différente de celle obtenue par ART dans l'exemple précédent ([figure 9.9](#)). Cette absence d'unicité dans les solutions est liée à l'indétermination de notre système d'équations linéaires (six projections seulement pour neuf inconnues).

Références

- [1] Mariano-Goulart D.. Reconstruction tomographique en imagerie médicale. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiodiagnostic - Principes et techniques d'imagerie ; 2015. 35-105-A-10.
- [2] Mariano-Goulart D.. Introduction au traitement numérique des images médicales. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiodiagnostic - Principes et techniques d'imagerie ; 2015. 35-100-A-10.

Chapitre 10 Traitement de l'image reconstruite

A. Blum

Plan du chapitre

- Introduction 122
 - Reconstructions d'acquisitions volumiques 122
 - Recalage, soustraction, fusion 124
 - Réalité augmentée 124
 - Conclusion 125
-



Objectif

- Connaître les principales modalités de traitement de l'image.
-

Introduction

En imagerie médicale, la formation de l'image résulte de la mesure physique des interactions entre un processus physique (rayons X, ultrasons, ondes radiofréquences, etc.) et les tissus biologiques. Ces variations d'interactions sont captées, analysées et transformées en signaux. Ces signaux sont alors traduits en une ou plusieurs images immédiatement interprétables.

L'image médicale est numérique. Qu'elle représente une projection ou une coupe, elle se divise en unités élémentaires appelés pixels (*PIC*ture *EL*ement). Ces pixels possèdent une information topographique et une valeur de signal représentant les interactions avec les tissus biologiques.

- Lorsque l'image représente une coupe, le pixel correspond à une unité de volume élémentaire appelée voxel (*Volume Element*) (cf. « Caractéristiques d'une image médicale »). On dispose des informations concernant sa position au sein de la coupe, sa position au sein du volume, l'épaisseur de la coupe (identique à l'épaisseur du voxel) et sa valeur de signal. L'accès aux informations affectées à chaque pixel et à chaque voxel fournit de multiples possibilités de traitement de l'image pour les modalités d'acquisition par coupes (tomodensitométrie [TDM], imagerie par résonance magnétique [IRM] et échographie). Ce chapitre aborde quelques-unes des nombreuses opérations de traitement de l'image : reconstructions d'acquisitions volumiques ;
- segmentation qui vise à délimiter les contours d'organes et les sélectionner ;
- recalage, permettant soustraction ou fusion.

Reconstructions d'acquisitions volumiques

Reconstructions multiplanaires (MPR)

L'empilement des coupes permet de reconstituer le volume et de produire des coupes dans tous les plans de l'espace (axial, coronal, sagittal, oblique) (figure 10.1). Ces coupes sont appelées reconstructions multiplanaires (MPR). Leur qualité est d'autant meilleure que la résolution spatiale longitudinale (axe perpendiculaire au plan de coupe) est élevée, c'est-à-dire que l'épaisseur du voxel et la distance séparant les coupes sont faibles. Un volume isotrope (résolution identique dans les trois axes ou voxel cubique) procure les meilleurs résultats. En TDM, le chevauchement des coupes améliore la résolution spatiale longitudinale.

Figure 10.1

MPR : le volume obtenu à partir d'une acquisition sur le crâne en IRM en pondération T1 permet d'analyser les structures cérébrales dans les trois plans de l'espace.

Reconstructions projectives

Cette technique permet de projeter sur un même plan, selon une direction choisie, les voxels d'intensité maximale (*maximal intensity projection* [MIP]) (figure 10.2) ou les voxels d'intensité minimale (*minimal intensity projection* [MinIP]) (figure 10.3). La technique MIP est utile pour étudier les structures vasculaires. La technique MinIP est utile pour étudier les structures contenant de l'air, comme les bronches.

Figure 10.3

Projection en mode MinIP dans le plan coronal à partir d'une TDM thoracique sans injection chez un enfant de 13 mois dans le cadre du bilan d'un asthme persistant. La visualisation d'une bronche trachéale droite (flèche) est facilitée par la sélection des voxels de densité faible, aérique.

Figure 10.2

Projection en mode MIP dans le plan axial à partir d'une séquence d'angio-IRM sans injection de produit de contraste (technique de temps de vol ou *time of flight*) montrant les artères du polygone de Willis.

Segmentation

La délimitation d'une zone (par exemple un organe ou une tumeur) dans une image permet de mieux visualiser la structure, d'en quantifier le signal ou d'en mesurer le volume. Une telle zone est appelée région d'intérêt (« *Region Of Interest* » [ROI]) et sa délimitation est appelée **segmentation**. Celle-ci peut se faire manuellement, mais l'utilisation d'algorithmes automatiques ou semi-automatiques de segmentation d'organes et de lésions permet d'augmenter la précision, la fiabilité et la répétabilité de leur représentation ainsi que la mesure de leur volume. Différentes techniques de segmentation sont utilisées ; la plus simple est de déterminer si un pixel appartient ou non à la région d'intérêt en fonction de la valeur du signal par simple **seuillage**. D'autres techniques plus complexes prennent en compte la taille, la régularité du contour, les caractéristiques des pixels voisins, la connectivité (le fait que la région soit d'un seul tenant).

Rendu de volume

Les images 3D ont pour objectif d'améliorer l'analyse topographique des structures, en offrant une vue globale de la région explorée. Les images 3D font appel au *Volume Rendering Technique* (VRT). Elles sont réalisées après un seuillage des voxels afin de sélectionner les structures d'intérêt. Des pseudo-couleurs et un certain degré de transparence sont affectés à chaque voxel en fonction de leur valeur de signal. Certains logiciels permettent une mesure des distances ou des angles tridimensionnels. L'obtention d'une vue 3D sur un plan est obtenue en appliquant deux principes : le principe des surfaces cachées : une structure proche de l'œil de l'observateur cache un objet plus distant ; l'ombrage : en supposant que l'œil de l'observateur soit la source lumineuse, les objets proches de son œil ou qui lui font face sont plus lumineux que ceux qui sont lointains ou dans l'axe du faisceau lumineux (figure 10.4).

Figure 10.4

Mode rendu volumique d'une TDM fœtale réalisée pour suspicion de maladie osseuse constitutionnelle. L'éclairage est orienté de la droite vers la gauche pour donner l'impression de volume selon le principe d'ombrage. Noter que l'ensemble du squelette fœtal est visible ainsi que le bassin et le rachis lombaire maternels.

La technique de *global illumination* remplacera dans les prochaines années le VRT grâce à une représentation plus réaliste de l'éclairage des objets et la possibilité d'utiliser des images avec une forte résolution spatiale (figure 10.5).

Figure 10.5

Image 3D en « global illumination » du tibia à partir d'une TDM montrant une fracture de l'aire intercondylaire antérieure.

La segmentation du tibia permet d'éliminer le fémur dont la présence cache la vue de l'épiphyse tibiale. Noter la bonne visibilité des reliefs osseux grâce aux améliorations de l'image en « global illumination ».

Recalage, soustraction, fusion

AA L'appariement et le recalage d'images prennent une place croissante car ces opérations permettent d'analyser de façon simultanée deux acquisitions différentes d'un même patient soit : d'une même modalité à des temps différents. Par exemple : TDM sans puis avec injection ; suivi de la réponse au traitement par chimiothérapie d'une tumeur au cours du temps ;

BB de deux modalités différentes. Par exemple : TDM et TEP pour superposer l'information anatomique et fonctionnelle.

Les opérations de recalage sont le préalable à la fusion ou à la soustraction des images.

Recalage

- Pour pouvoir efficacement comparer deux images, les structures étudiées doivent avoir la même position. Or lorsque les images ont été acquises sur deux appareils différents ou lorsque le patient a bougé entre deux acquisitions sur un même appareil, la mise en correspondance des images nécessite une opération appelée *recalage*. Les tailles du champ de vue et des pixels n'étant pas nécessairement les mêmes pour les deux images, la première étape du recalage consiste en un reformatage des images dans une base commune. La seconde étape repose sur des transformations rigides ou élastiques des objets de l'image afin de les faire correspondre : transformations rigides, lorsque l'objet ne s'est pas déformé mais a simplement bougé, qui consistent en de simples translations et rotations ;
- transformations élastiques, lorsque l'objet se déforme comme lors des mouvements respiratoires ou des battements cardiaques. Ces opérations sont plus complexes et altèrent potentiellement les mesures de signal.

Soustraction

La **soustraction** est utilisée depuis longtemps en angiographie numérisée. Une première acquisition est réalisée sans injection de produit de contraste, suivie d'une deuxième acquisition avec injection. Les deux séries sont ensuite soustraites numériquement : la différence correspond alors aux zones où se localise le produit de contraste, notamment dans les vaisseaux et les tissus hypervasculaires qui sont ainsi mieux visualisés. Cette technique est désormais élargie aux images en coupe : elle est notamment appliquée en TDM et en IRM de perfusion pour l'analyse de la cinétique de rehaussement d'une tumeur.

Fusion

La **fusion** met en concordance dans le même espace numérique des images de même nature ou de nature différente. En médecine nucléaire (tomoscintigraphie, TEP-TDM, TEP-IRM) comme en IRM fonctionnelle, elle combine des informations fonctionnelles et morphologiques pour améliorer la valeur diagnostique des examens (**figure 10.6**).

Figure 10.6

Tomoscintigraphie avec TDM (A) et tomoscintigraphie osseuse et TDM (B) d'un syndesmophyte dans le cadre d'une spondylarthrite ankylosante.

La TDM montre l'anomalie morphologique (flèche). L'image de fusion montre l'activité ostéoblastique qui lui est associée.

Réalité augmentée

L'imagerie médicale est essentielle pour la planification préopératoire, mais elle peut également être utilisée pendant l'intervention pour en améliorer la précision et la sécurité. Le principe de la réalité augmentée consiste à superposer au monde réel et en temps réel des objets issus d'images médicales (TDM, IRM, etc.). Cette technique fait appel aux principes de segmentation, de recalage et de fusion de données multimodales. La réalité augmentée est une des processus nécessaires à la chirurgie assistée par ordinateur (CAO).

Conclusion

Les performances accrues de l'informatique permettent de faire appel à des techniques de reconstruction d'image plus nombreuses et plus performantes. Elles autorisent également des opérations combinées des données acquises et la manipulation en temps réel des différentes informations.



Essentiel à retenir

- Les modalités d'imagerie en coupe permettent de produire des volumes numériques, auxquels de multiples traitements peuvent être appliqués : reconstructions dans tous les plans de l'espace, représentations tridimensionnelles, seuillage, segmentation, recalage et fusion.
-

Entraînement 10.1 QCM

QCM 1

- À propos des reconstructions multiplanaires, quelles sont les propositions exactes : À chaque nouveau plan correspond une nouvelle acquisition
- Les reconstructions sont de meilleure qualité si le volume est isotrope
- Les reconstructions sont de meilleure qualité si la résolution spatiale longitudinale est élevée
- L'épaisseur de coupe peut être choisie
- Il n'est pas possible de choisir un plan en double obliquité

QCM 2

- À propos du post-traitement de l'image en TDM : Les projections en MIP permettent de mieux identifier les structures aériques
- Les projections MinIP permettent de mieux identifier les structures vasculaires
- Les images 3D (VRT) peuvent être transparentes ou opaques

- Les images 3D font appel à la segmentation
 - La notion de seuillage n'intervient pas pour les 3D
-

Chapitre 11 Perception de l'image

J.-Y. Devaux , D. Galanaud and F. Brunotte

Plan du chapitre

- Étapes de la perception visuelle 130
- Particularités normales de la vision susceptibles d'interférer avec la perception des images 132
- Limitations de perception visuelle liées au vieillissement physiologique ou à des maladies de l'observateur 133
- Conséquences pour l'analyse des images 133
- Conclusion 134

La

perception visuelle est « le processus d'accès à la connaissance des objets et événements de l'environnement par l'extraction de l'information de la lumière émise ou réfléchi » [1]. La perception est donc une activité cognitive qui se distingue des phénomènes purement optiques. La présentation des images est susceptible d'en modifier la perception. La perception, combinée à un choix judicieux de l'examen et à la manière dont celui-ci est visualisé, permet d'arriver à un diagnostic d'imagerie. De nombreux écueils sont à identifier, liés à la manière dont le cerveau humain traite l'information visuelle. Une image correspond à la localisation dans l'espace d'un signal physique. Les images examinées par le médecin sont soit constituées par de la lumière visible réfléchi (examen direct de la peau, endoscopie), soit transmises par l'élément biologique (microscopie), soit créées sur un écran vidéo, une image papier, un film transparent. L'imagerie médicale décrite dans cet ouvrage correspond à la transformation en image visible des interactions d'un rayonnement avec un détecteur, rayons X et gamma en radiologie et médecine nucléaire, ondes radiofréquences en résonance magnétique et ondes ultrasonores en échographie. *In fine*, une image médicale est donc toujours transmise à l'observateur en lumière visible, condition pour qu'elle puisse constituer une image rétinienne, transmise au cerveau puis analysée et confrontée aux connaissances acquises par le médecin.

L'ordinateur est présent dans pratiquement tous les examens d'imagerie, à la fois pour le pilotage des acquisitions et leur visualisation sur les différents supports cités précédemment. Initialement analogiques, les images médicales sont donc désormais numérisées. Leur mode de présentation doit favoriser la capacité de l'œil humain à analyser ce qu'il perçoit. Les différentes modalités d'imagerie génèrent un volume croissant de données, représentant une information de plus en plus complexe, véritable défi cognitif pour le médecin chargé de l'analyse et de l'interprétation. La réalisation et l'interprétation correctes d'un examen vont nécessiter une série de décisions, conscientes et inconscientes de la part du médecin imageur, qui vont interférer avec l'interprétation et le diagnostic final.

Les images soumises à l'interprétation médicale sont bidimensionnelles et représentent habituellement une matrice rectangulaire de pixels (cf. « Caractéristiques d'une image médicale »).

Étapes de la perception visuelle

Les photons de lumière visible traversent les milieux transparents de l'œil dont le cristallin, responsable de l'accommodation, avant de former l'image rétinienne. Le spectre du rayonnement électromagnétique perceptible est très limité (au maximum de 380 à 780 nm). Le signal issu de la rétine, qui comporte à la fois des cellules sensibles aux couleurs (cônes) ou uniquement à l'intensité lumineuse (bâtonnets), subit un premier traitement de l'information au sein même de la rétine (par exemple : détection de contours, détection de mouvements, analyse des couleurs). Il transite par les nerfs optiques, le chiasma et les corps genouillés externes puis atteint le cortex visuel primaire dans la région occipitale. L'information visuelle est ensuite traitée dans deux régions distinctes : le réseau ventral (lobe temporal), impliqué

essentiellement dans la reconnaissance de l'objet, la sensibilité aux détails et la mémorisation à long terme ; le réseau dorsal (lobe pariétal) traitant la relation de l'objet au sujet, le mouvement et la mémorisation à court terme.

Un élément essentiel du traitement de l'information, comme nous le verrons à plusieurs reprises, est la confrontation aux connaissances acquises préalablement par l'observateur qui va sans cesse confronter ce qu'il voit à ce qu'il connaît.

Perception du contraste et des couleurs

Les images issues des capteurs médicaux sont généralement représentées en nuances de gris. Leur représentation sur écran se fait le plus souvent sur 8 bits, soit 256 nuances de gris. Or, l'œil humain n'est capable de discerner en moyenne que 20 à 30 niveaux de gris différents et la discrimination des nuances est d'autant plus élevée qu'elles ne sont ni très sombres ni très claires. Même l'examen d'imagerie le plus simple (une radio de thorax par exemple) dépasse largement nos capacités de perception et il faut développer des stratégies pour rendre visible de manière optimale le contraste des images. Il existe une transformation entre le signal mesuré (valeur numérique stockée dans un pixel) et sa représentation sur l'écran (figure 11.1). Cette représentation est généralement une fonction affine avec un minimum correspondant au noir et un maximum correspondant au blanc. Mais elle peut aussi être une fonction courbe plus complexe ou conduire à un affichage en échelle de couleurs.

Figure 11.1

Passage du signal physique mesuré à une échelle visuelle affichée.

L'échelle de Hounsfield, utilisée pour la TDM, fait correspondre des valeurs allant de -1000 UH (unités Hounsfield) à $+1000$ UH à des niveaux de gris. On règle ainsi la largeur et la position de la fenêtre ou, ce qui revient au même, le minimum (correspondant au noir) et le maximum (au blanc) (figure 11.2).

Figure 11.2

Fenêtrage en TDM.

On obtient ainsi différentes « fenêtres », pour sélectionner les tissus explorés, voire accentuer leurs contrastes. De base, trois fenêtres sont utilisées : celle des « os », des « poumons » et des « tissus mous » (foie, cerveau, disques vertébraux, etc.).

La plupart des autres modalités d'imagerie sont correctement présentées en 256 niveaux de gris mais certains traitements d'image, en particulier ceux de l'imagerie fonctionnelle (IRM fonctionnelle, scintigraphie), les représentations volumiques et les associations bi-modalités font appel à des échelles de couleurs.

Un des intérêts de la représentation colorée est qu'une couleur est identifiable de manière absolue avec une certaine précision (on distingue un jaune d'un rouge) alors que les niveaux de gris ne sont pas identifiables de manière absolue (figure 11.3). Les échelles colorées sont donc plus adaptées à la quantification alors que les échelles en niveaux de gris sont plus adaptées à une interprétation plus qualitative.

Figure 11.3

La partie A de la barre grise médiane semble plus claire que la partie B alors que le niveau de gris est le même tout le long de cette barre. Il n'est donc pas possible d'identifier correctement un niveau de gris de manière absolue. On n'a pas la même impression avec les couleurs (le rouge est correctement identifié).

La représentation des couleurs peut se faire par synthèse « additive » (ajout de lumières de différentes longueurs d'onde) ; c'est le cas pour les moniteurs qui génèrent les couleurs au moyen de trois primaires (rouge, vert, bleu [RVB], RGB en anglais), correspondant grossièrement aux trois types de cônes de la rétine. Générant pourtant 16 millions de couleurs différentes, alors que l'œil humain n'en distinguerait, en moyenne, que quelques dizaines de milliers, les écrans de visualisation ne pourront jamais représenter toutes nos capacités de différenciation de nuances colorées, en particulier dans les verts ou les pourpres. Lors d'une impression sur papier, il s'agit au contraire de synthèse soustractive : les encres ou la peinture absorbent certaines longueurs d'onde, qu'elles « soustraient » ainsi d'une lumière blanche polychromatique : c'est la synthèse cyan, magenta, jaune (CMJ) (ou CMY en anglais). La représentation colorée est donc différente selon que le support est un écran ou un document imprimé, avec une difficulté de calibration pour représenter correctement les couleurs.

Résolution spatiale

La résolution des différentes modalités d'imagerie n'est pas identique (cf. « Caractéristiques d'une image médicale »). Nettement inférieures au millimètre, les images radiographiques sont, en pratique, les plus résolues. Les images d'IRM et d'échographie sont de l'ordre du millimètre alors que les images de TEP et surtout celles de scintigraphie sont peu inférieures au demi-centimètre.

La résolution de l'image visualisée dépend de la taille du pixel. Devenus de grande dimension, les écrans actuels des services d'imagerie sont toujours très résolus. La résolution de l'écran peut être inutilement élevée si elle excède notablement la résolution physique de la technique. Mais elle peut être aussi trop faible et diminuer artificiellement les performances du système d'imagerie.

La résolution de l'œil humain habituellement appelée acuité visuelle est d'une minute d'angle (c'est-à-dire un soixantième de degré) pour un œil normal (acuité de 10/10) et correspond à la distance sur la rétine entre deux cônes adjacents.

Il faut donc s'assurer que l'angle sous lequel deux points à distinguer sur l'écran sont vus n'est pas inférieur à un angle d'une minute.

Particularités normales de la vision susceptibles d'interférer avec la perception des images

Contraste simultané

Une image en niveaux de gris est constituée de stimuli de luminance différente présentés simultanément. La perception visuelle va évidemment dépendre du pouvoir que possède le système visuel de discriminer ces stimuli. La psychophysique de la vision décrit des interactions entre ces plages voisines qui induisent la perception de contrastes qui n'existent pas sur l'image : échiquier d'Adelson ([figure 11.4](#)) ;

grilles d'Hermann ([figure 11.5](#)) (illusion de présence de carrés gris) et bandes de Mach (renforcement de la perception du passage d'une nuance à une autre, augmentant le contraste) attribuables à l'organisation même de la rétine sous forme de champs récepteurs rétiniens ;

dépendance de la perception du contraste de la fréquence spatiale dans l'image.

Figure 11.4

Les deux carrés A et B ont la même intensité.

Pourtant le carré B apparaît plus clair car le cerveau « corrige » le cône d'ombre généré par le cylindre. Un tel phénomène peut se produire, en particulier en échographie (distorsion de la perception des contrastes liée au cône d'ombre derrière des calcifications). L'aspect inverse peut être dû au renforcement du signal derrière un volume purement liquidien.

Dessin : Cyrille Martinet

Figure 11.5

Grilles d'Hermann (1870) : des carrés gris sont générés par illusion perceptive entre les cases noires ou inversement entre les cases blanches.

Illusions visuelles

De nombreux exemples démontrent que la perception d'une image n'est pas seulement l'enregistrement d'une image bidimensionnelle formée de luminance variable.

C'est le cas du contraste simultané que nous venons de détailler mais c'est aussi celui de nombreux exemples montrant que l'évaluation des longueurs ou des formes géométriques dépendent de leur environnement. En fonction de leur environnement, deux formes géométriques de taille identique peuvent être perçues comme de taille différentes, une droite peut apparaître courbe, un nodule identique peut paraître de taille différente en fonction du grossissement de l'image...

Ces *illusions* sont à distinguer des *artefacts* : les premières correspondent à la mauvaise perception d'une information exacte, tandis que les artefacts sont au contraire la présence d'une information fautive sur l'image liée à des problèmes lors de la réalisation de l'examen. Les illusions d'optique peuvent entraîner des erreurs d'interprétation par mauvaise perception des images, en particulier en ce qui concerne la taille des objets ou leur intensité de signal.

Figures ambiguës

Une autre démonstration de la nature interprétative de la vision vient de l'existence d'images pouvant donner lieu à plusieurs perceptions différentes. C'est le cas de l'ambiguïté visage/vase (cas classique du « Vase de Rubin »). Il faut noter que ces deux perceptions sont mutuellement exclusives et qu'elles sont en compétition dans l'interprétation que nous en faisons, ce qui exprime le fait que la perception implique la construction d'un modèle d'interprétation.

Remplissage perceptif

Lorsque plusieurs figures géométriques se cachent les unes derrière les autres, l'observateur a tendance à en reconstruire la partie cachée en fonction d'un modèle géométrique dont il fait plus ou moins inconsciemment l'hypothèse plus ou moins juste.

Objets « impossibles »

Certaines images bidimensionnelles formées de lignes très simples ne peuvent être décrites de manière synthétique. En effet, la forme ainsi construite ne peut être construite physiquement, ce qui en rend la perception impossible et ce qui prouve que la vision humaine comprend l'image rétinienne associée à une étape de modélisation qui repose sur une connaissance préalable des objets.

Limitations de perception visuelle liées au vieillissement physiologique ou à des maladies de l'observateur

Les anomalies pouvant toucher le système visuel sont très nombreuses. On peut citer (de manière non exhaustive !) : les troubles de la réfraction ou de la convergence, les dyschromatopsies⁷ qui touchent un homme sur dix mais pratiquement pas les femmes, les réductions du champ visuel, les rétinopathies, les atteintes des voies visuelles, du cortex visuel primaire ou du cortex associatif. La perception de l'image va donc varier considérablement en fonction des individus. Tous ces éléments doivent donc être pris en compte dans la visualisation des examens. L'analyse d'une série de 24 images/s sur un moniteur d'ordinateur sera plus spontanée pour un sujet jeune ayant une vision parfaite que pour un sujet plus âgé présentant une presbytie et un début de cataracte !

⁷ Anomalies congénitales de la vision des couleurs.

Conséquences pour l'analyse des images

Précautions dans la visualisation des images

Les modalités de visualisation de l'image peuvent exercer à l'insu de l'observateur un certain traitement de l'image. Ainsi un examen imprimé sur un papier ou présenté sur un écran de mauvaise qualité sera plus difficilement interprétable et fera courir le risque de passer à côté de lésions de petite taille ou présentant un faible contraste.

La perception du contraste est également influencée par les conditions d'éclairage de l'environnement. L'interprétation requiert des tâches cognitives complexes qui seront influencées par la concentration du lecteur mais aussi par ses connaissances acquises (cf. « Erreurs en imagerie médicale »). La lecture d'un examen dans une salle d'interprétation sombre, au calme, sur un moniteur de catégorie médicale de luminosité et de gamme colorimétrique bien calibrées n'aura pas grand-chose à voir avec la visualisation de ce même examen dans une salle bruyante, ensoleillée, sur un écran de petite taille non dédié et non calibré.

Compréhension des traitements d'images « involontaires »

Un certain nombre de manipulations d'images sont susceptibles, à l'insu du médecin, de modifier le contraste et la résolution des images. Parmi les situations correspondantes, citons un écran de résolution insuffisante, des images transmises après compression entraînant des pertes en résolution. L'utilisation de filtres destinés à améliorer la qualité visuelle de l'image (soit filtres lissants comme les filtres « gaussiens », soit filtres renforçant les bords) présente un certain danger de suppression d'une information pertinente ou de création d'artefacts et d'illusions d'optique. Ils sont donc à manier avec prudence.

Une lésion plus petite que la résolution de l'appareillage utilisé pourra ne pas être détectée à un stade précoce. En revanche, une lésion de très petite dimension sera identifiable si son métabolisme permet une imagerie fonctionnelle et génère une intensité élevée.

Adaptation de la présentation des images aux performances visuelles de l'imageur

La présentation des images doit être adaptée aux performances visuelles de l'imageur. L'exemple le plus convaincant est celui du fenêtrage que nous avons vu plus haut. L'œil étant incapable de percevoir l'ensemble des niveaux de luminance d'un examen en une seule image, il est nécessaire d'utiliser les 30 niveaux de gris que nous pouvons distinguer en plusieurs fois afin de bien détailler toute l'échelle des niveaux de gris. En matière de résolution, l'utilisation de zoom est souvent utile.

Importance de la confrontation à une base de connaissance solide de l'imageur

Il faut insister sur le fait que l'interprétation de l'image ne peut se faire de manière adéquate que par référence à la base de connaissance dont dispose l'imageur. Par exemple, un nodule pulmonaire ne sera pas vu de la même manière chez un jeune patient atteint d'une sarcoïdose que chez un sujet plus âgé et gros fumeur ou bien une lésion osseuse qui peut avoir de multiples origines (fracture, infection, inflammation, arthrose, tumeur, etc.) ne pourra pas être analysée correctement si le type d'examen pratiqué ou les reconstructions d'images réalisées ne sont pas adaptées au mécanisme causal. Le mode de présentation de l'image est également important comme nous l'avons vu précédemment.



Pour aller plus loin

« *Have you seen the dancing gorilla ?* » : il s'agit d'une expérience célèbre réalisée par Daniel Simons et Christopher Chabris des départements de radiologie et de psychologie de Harvard Medical School. Une courte vidéo est projetée, durant laquelle deux groupes de joueurs, certains habillés en blanc

d'autres en noir se font des passes de basket. Il est demandé aux participants de compter le nombre de fois où les joueurs habillés en blanc se passent la balle. Dans le même temps, un septième personnage, déguisé en gorille traverse la scène en effectuant quelques pas de danse. La moitié des participants ne remarque pas la présence du gorille.

Ce phénomène est appelé cécité d'inattention, c'est-à-dire le fait de ne pas percevoir un stimulus visuel parfaitement visible car l'attention est captée par une autre tâche. L'implication en imagerie médicale est évidente et a été vérifiée par une équipe de radiologues de la même université. Si on recherche une lésion particulière (par exemple une tumeur) on peut ne pas remarquer une autre pathologie, pourtant bien visible (par exemple : accident vasculaire cérébral, embolie pulmonaire, etc.).

Conclusion

Recueillir, traiter et interpréter des images sont les actions à la base de nombreux diagnostics médicaux. Les caractéristiques du contraste et de la résolution de ces images doivent être adaptées de manière optimale, à la fois selon le procédé d'acquisition utilisé et selon les capacités de perception visuelle des imageurs concernés. Les possibilités de traitement de l'image par les ordinateurs modernes sont très performantes, mais leurs procédés d'affichage doivent être régulièrement contrôlés afin de maintenir la sûreté de leur usage dans l'intérêt des patients. Parallèlement, les imageurs doivent toujours être conscients des limites de la vision humaine lors de leur interprétation des images.

Référence

- [1] Palmer SE. Vision Science. Photons to phenomenology. Cambridge MA : The MIT Press Third printing ; 2002.

Chapitre 12 Erreurs en imagerie médicale

L. Arrivé

Plan du chapitre

- Introduction 136
 - Erreurs procédurales 136
 - Erreurs de détection 136
 - Erreurs d'interprétation 137
 - Erreurs de communication 137
 - Solutions d'amélioration 137
-

Introduction

La médecine n'est pas une science exacte. Il existe une intervention humaine qui implique la possibilité toujours présente d'une erreur qui peut avoir des conséquences plus ou moins graves. Évidemment, l'imagerie médicale n'échappe pas à cette règle. Dans la majorité des cas et c'est sa particularité, l'erreur est vérifiable *a posteriori* puisqu'elle est attestée par un support physique qui peut être réanalysé *a posteriori*. Elle est en cela différente d'autres erreurs médicales. Il est par exemple beaucoup plus difficile d'analyser l'imputabilité à une erreur médicale pour une complication chirurgicale.

- En imagerie médicale, on peut résumer le processus de l'examen d'imagerie en plusieurs étapes : la demande d'examen par un médecin clinicien (le « demandeur ») qui doit ainsi poser une question ;
- la prescription de l'examen par un spécialiste d'imagerie, radiologue ou médecin nucléaire (le « prescripteur ») ;
- la réalisation de l'examen, le plus souvent par un paramédical, le manipulateur en électroradiologie (sauf pour l'échographie, directement réalisée par un médecin) ;
- la détection d'une anomalie potentiellement présente ;
- l'interprétation de cette anomalie ;
- la communication des résultats de l'examen (le prescripteur tente de répondre à la question du demandeur, ce dernier interprète lui-même la réponse).

L'ensemble de ces étapes expose par nature aux risques d'erreurs.

Erreurs procédurales

Ce type d'erreurs concerne la réalisation de l'examen, qu'il s'agisse d'un examen dont l'indication n'est pas pertinente, d'un examen pour lequel la technique de réalisation a été insuffisante ou inappropriée (par exemple, absence d'injection de produit de contraste alors que cette dernière était nécessaire) ou d'un examen pour lequel une erreur physique a été réalisée (erreur sur la région à examiner, épaule droite pour épaule gauche par exemple, voire erreur concernant l'identité du patient).

L'indication d'un examen d'imagerie médicale constitue un des piliers garant d'un résultat adéquat. Tout examen d'imagerie médicale est réalisé à la suite d'une demande d'examen. Elle permet au radiologue ou au médecin nucléaire de choisir l'examen le plus adapté à la demande médicale et le protocole de l'examen à réaliser, mais également une interprétation des images en fonction des renseignements cliniques fournis par le médecin demandeur.

Pour optimiser sa prescription, le médecin peut s'appuyer sur des référentiels de recommandations de pratique clinique, réalisés par les différentes sociétés savantes (la Société française de radiologie, la SFMN), ou l'association de plusieurs d'entre elles (on prendra le seul exemple du *Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale*).

Ainsi, le choix du bon examen et de la bonne procédure de réalisation est fonction de ce qui est recherché. Par exemple, pour détecter un pneumopéritoine secondaire à la perforation d'un ulcère, il n'est pas raisonnable aujourd'hui de prescrire et de réaliser un cliché radiographique d'abdomen sans préparation dont on sait qu'il est très largement inférieur à la tomodensitométrie (TDM) qui permettra de visualiser un pneumopéritoine de petite abondance (cf. « Imagerie de l'abdomen »).

Toujours dans le cadre des erreurs procédurales, et il s'agit là de la responsabilité du médecin spécialiste d'imagerie, il faut adapter la technique d'imagerie à la question clinique posée. Par exemple, si l'objectif est de chercher un pneumopéritoine, on peut parfaitement réaliser une TDM sans injection de produit de contraste. Au contraire, si l'on cherche une lésion d'un organe plein, il est généralement utile d'injecter un produit de contraste par voie veineuse pour sensibiliser la recherche des anomalies.

Erreurs de détection

On considère ici comme erreur de détection ou erreur de perception, une anomalie non détectée alors qu'elle était présente, mais non vue par l'observateur. L'erreur de détection est effectivement différente de l'erreur procédurale. Il s'agit donc ici d'une erreur visuelle, c'est-à-dire de la non-détection d'une anomalie visible *a posteriori*, erreur visuelle soumise aux lois de la vision humaine et de la perception. Ces erreurs doivent être évitées autant que possible, mais elles peuvent toucher même les médecins les plus expérimentés. Elles dépendent en partie du niveau de compétence et de la formation du médecin spécialiste d'imagerie, mais également de facteurs conjoncturels, comme le manque d'informations cliniques pertinentes, des conditions de travail mal adaptées et du degré de fatigue ou de stress de l'observateur. Cependant, même dans les meilleures conditions, ces erreurs de détection sont inévitables de façon sporadique.

Erreurs d'interprétation

Il s'agit, dans ce cas, de l'interprétation inadéquate d'une anomalie supposée qui a été détectée. Elle peut entraîner un diagnostic faussement positif, quand par exemple une variante anatomique de la normale est considérée à tort comme une anomalie ou, *a contrario*, une interprétation faussement négative si une véritable anomalie, qui nécessiterait une prise en charge spécifique, est considérée comme une variante de la normale.

L'analyse rétrospective de larges séries d'erreurs en imagerie médicale a montré que les erreurs de détection sont beaucoup plus fréquentes que les erreurs d'interprétation ou cognitives avec un rapport d'environ 5 pour 1.

Erreurs de communication

On peut classer ici l'ensemble des erreurs qui découlent d'une mauvaise communication entre le médecin spécialiste d'imagerie qui a interprété l'examen, et le médecin demandeur. Il peut s'agir d'une absence physique d'information. C'est, par exemple, dans le cadre de la découverte d'une anomalie potentiellement grave mais non attendue, du non-respect du devoir d'information du médecin spécialiste d'imagerie au médecin demandeur. Par exemple, la découverte inattendue d'une embolie pulmonaire observée à l'occasion d'une TDM réalisée pour une autre raison implique, de la part du radiologue, l'obligation de s'assurer que l'information va directement et rapidement être communiquée au médecin demandeur. Plus généralement, les erreurs de communication peuvent découler de malentendus quant à la lecture d'un compte-rendu qui, par exemple, pourrait être jugé rassurant par le médecin demandeur, alors qu'il était simplement mal énoncé par le médecin spécialiste d'imagerie. Nous prendrons le seul exemple de l'interprétation du terme « compatible » qui peut être très différente (soit plutôt négatif, soit plutôt positif) selon les interlocuteurs.

Solutions d'amélioration

- La double lecture : interprétation systématique des examens par deux médecins de manière indépendante. Cette approche est appliquée dans le cadre des mammographies réalisées pour le dépistage du cancer du sein, afin de diminuer le risque d'interprétation faussement négative (cf. « Imagerie des seins et du pelvis féminin »). En revanche, cette double lecture expose au danger d'augmenter le risque d'interprétation faussement positive.
- La recherche d'un avis d'expert peut se faire dans le cadre d'un exercice en groupe, mais également aujourd'hui assez simplement dans le cadre des activités de télé-expertise propres à la télé-radiologie qui fait appel au concours d'un spécialiste à distance consulté grâce aux techniques modernes de diffusion et de communication des informations.
- Comme dans l'ensemble des exercices humains, il a été montré qu'une des techniques les plus efficaces pour réduire le risque d'erreur médicale était d'effectuer une analyse rétrospective des erreurs effectuées, afin de comprendre leurs mécanismes de survenue et de mettre en place des mesures de prévention pour éviter leur récurrence.

Chapitre 13 Demande et compte-rendu des examens d'imagerie

G. Marzolf

Plan du chapitre

- Introduction 142
 - Rédaction de la demande d'examen 142
 - Lecture d'un compte-rendu d'imagerie 142
-



Objectifs

- Connaître les principaux éléments d'une demande d'examen d'imagerie.
 - Connaître les principaux éléments d'un compte-rendu d'examen d'imagerie.
-

Introduction

Les notions de justification, optimisation et responsabilité pour la réalisation des actes d'imagerie utilisant les rayonnements ionisants ont été abordées dans le chapitre sur la radioprotection (cf. « Radioprotection »). Elles peuvent théoriquement être étendues à l'ensemble des actes d'imagerie (échographie et IRM) car elles permettent, dans un souci d'efficience, de structurer la prise en charge des malades.

La demande d'examen est un document écrit qui constitue la base de la relation entre médecin demandeur et médecin prescripteur (radiologue ou médecin nucléaire).

Elle permet au médecin demandeur de justifier la réalisation de l'examen en indiquant le contexte clinique et les éléments paracliniques, en explicitant les hypothèses diagnostiques. La demande d'examen doit poser une question à laquelle l'examen d'imagerie doit essayer de répondre. Cette demande rend l'examen légitime, et les résultats doivent avoir un impact sur la prise en charge du patient, en modifiant par exemple la thérapeutique.

La demande d'examen doit également apporter au médecin prescripteur les éléments nécessaires à la réalisation dans des conditions optimales de l'examen demandé. Le médecin prescripteur (c'est-à-dire le radiologue ou le médecin nucléaire) pourra ainsi juger des éventuelles contre-indications absolues ou relatives à la réalisation de l'examen ou à l'injection d'un produit de contraste. Les renseignements apportés dans la demande lui permettront également d'adapter au mieux l'examen réalisé, en proposant parfois un autre examen, ou en adaptant le protocole de réalisation de l'examen à la maladie recherchée.

Rédaction de la demande d'examen

Une demande d'examen d'imagerie doit comporter les éléments suivants :

Demande d'examen type

Type d'examen demandé :

Identification du patient :

Nom

Prénom

Date de naissance

Résumé clinique

- **Le tableau clinique** du patient, sa date d'installation, son mode de début brutal ou progressif, son mode évolutif.
- **Les antécédents du patient, les affections associées et les traitements en cours :**
- **hypothèses diagnostiques :** les hypothèses diagnostiques et la question à laquelle l'examen doit répondre ;
- **contre-indications :** les contre-indications éventuelles à la réalisation de l'examen ou à l'injection d'un produit de contraste. Exemples : grossesse, allaitement, présence d'un pacemaker en IRM, réaction allergique lors d'une injection antérieure d'un produit de contraste ou altération de la fonction rénale, etc. ;
- **état clinique du patient :** la coopération prévisible du patient pour les examens nécessitant une immobilité parfaite ; la nécessité de réaliser l'examen au lit (pour une radiographie ou une échographie) ; patient ambulancier ou nécessité de prévoir un brancardage.

Nom du médecin demandeur, numéro de téléphone, signature.

Lecture d'un compte-rendu d'imagerie

Le compte-rendu de radiologie ou de médecine nucléaire fait partie intégrante de l'acte d'imagerie, il est indispensable et obligatoire. Il est une trace médico-légale de la consultation en radiologie ou en médecine nucléaire.

Un compte-rendu est structuré en différentes parties :

Compte-rendu

Type d'acte réalisé

Identification du patient

Date de réalisation de l'examen :

Nom du médecin demandeur :

Indication : résume le contexte et la question clinique.

Technique et protocole

Données techniques de la machine utilisée, date d'installation.

Principes techniques de réalisation de l'examen d'imagerie : zones anatomiques explorées, modalités d'acquisition.

Si une injection a été nécessaire, avec quel agent diagnostique et à quel temps l'acquisition a été réalisée (artériel, veineux ou parenchymateux).

Dosimétrie : pour les examens utilisant les rayonnements ionisants.

Dates des examens comparatifs.

Résultats

Description de l'ensemble des constatations faites par le radiologue ou le médecin nucléaire avec la description des signes positifs, c'est-à-dire les éléments pathologiques, et des signes négatifs pertinents ou les variantes du normal.

Les anomalies sont décrites en fonction de leur localisation anatomique et avec des termes de séméiologie d'imagerie.

Conclusion

Résume les points majeurs de la description des résultats et donne une conclusion clinique qui répond à la question posée par le demandeur en proposant des hypothèses diagnostiques.

Le médecin peut suggérer des explorations complémentaires.

Nom du médecin radiologue ou nucléaire, signature.

Chapitre 14 Coûts des examens d'imagerie en France

V. Hazebroucq

- Quatre-vingt millions d'actes d'imagerie sont réalisés en France chaque année pour des patients ambulatoires (c'est-à-dire non hospitalisés), pour un coût total d'environ 6 milliards d'euros. Le prix moyen d'un examen, toutes techniques confondues est d'environ 57 euros par acte, et varie selon la technique d'imagerie, ainsi que le mode de tarification : pour une majeure partie des examens, le tarif de prise en charge par l'assurance maladie⁸ des actes définis à la classification commune des actes médicaux (CCAM) englobe la rémunération « intellectuelle » du médecin et l'ensemble des « coûts de la pratique » c'est-à-dire la rémunération des personnels techniques et de secrétariat, les frais d'acquisition, d'entretien et de fonctionnement des appareillages et des locaux, les consommables, le chauffage, l'électricité, le système d'information et d'archivage, la téléphonie, l'assurance du cabinet et de responsabilité civile professionnelle, etc. ;
- pour la tomodensitométrie (TDM), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie par émission de positons (TEP), un double système de prise en charge a été établi, distinguant un « forfait intellectuel » versé au médecin – ou à l'employeur du médecin en cas de salariat – pour rémunérer l'acte médical et un « forfait technique » versé à l'exploitant de l'appareil pour financer l'ensemble des frais engagés pour la réalisation de l'examen ;

La **figure 14.1** résume les *coûts moyens* des examens par technique, en distinguant, le cas échéant, les tarifs des actes intellectuels de ceux des forfaits techniques [1].

Figure 14.1

Coûts moyens des examens d'imagerie par technique (données de janvier 2017).

Le **tableau 1** indique, pour information, le tarif réel « opposable » de la prise en charge de quelques actes d'imagerie parmi les plus fréquents (hors suppléments d'honoraires).

Tableau 14.1

Tarifs opposables d'une sélection d'actes d'imagerie diagnostique en France

Nature de l'examen	Coût de l'acte ou de l'acte intellectuel
Radiographie thorax simple	21 €
Radiographie thorax - gril costal	45 €
Radiographie mains / poignets	20 €
Radiographie genou	23 €
Radiographie bassin et coxo-fémorales	31 €
Radiographie rachis cervical (3 incidences ou plus)	41 €
Radiographie rachis lombaire	46 €
Mammographie bilatérale	66 €
Échographie mammaire	42 €
Échographie thyroïdienne	35 €
Échographie abdominale ou pelvienne	52 €
Échographie abdomino-pelvienne	76 €
TDM 1 territoire anatomique (cervical, thoracique, face, encéphale, rachis...)	25 €
TDM 2 territoires anatomiques : p. ex.	51 €

8 Ces tarifs peuvent être consultés en ligne sur le site Ameli.fr à la page : <http://www.ameli.fr/accueil-de-la-ccam/index.php>. Les tarifs des forfaits techniques restent fixés par des dispositions rattachées à l'ancienne Nomenclature générale professionnelle des actes médicaux (NGAP), et sont régulièrement révisés à la baisse. La NGAP est accessible à l'adresse suivante : <http://www.ameli.fr/professionnels-de-sante/medecins/exercer-au-quotidien/nomenclatures-et-codage/ngap.php>.

abdominopelvien, sans et/ou avec contraste) TDM 3 territoires anat. ou plus, uniquement pour la cancérologie	76 €
IRM quel que soit le territoire anatomique, hors membres : (cérébrale, thorax, cou, cœur, sein, abdomen ou abdominopelvien, rachis...)	69 €
IRM d'un segment de membre, sup. ou inf.	55 €
Scintigraphie myocardique	470 €
Scintigraphie pulmonaire	360 €
Scintigraphie osseuse	170 €
Scintigraphie thyroïdienne	110 €
TEP au ¹⁸ F-FDG	90 € + forfait technique (550 ou 1000 €)

(Données CCAM de Janvier 2017 : il s'agit d'exemples de tarifs de base, variables en fonction des détails techniques de réalisation et de l'application possible de divers modificateurs ; ils sont arrondis à l'euro le plus proche.) Pour conclure, il n'est sans doute pas indifférent de relever, avec l'économiste Frédéric Bizard [2], que les tarifs unitaires des examens d'imagerie sont en France nettement inférieurs à ceux pratiqués en Suisse, ou en Belgique ainsi qu'à la moyenne européenne, bien qu'assez comparables à ceux de l'Allemagne.

Ces différences tarifaires contribuent à expliquer le nombre plus élevé d'actes par appareil, ou par milliers d'habitants par rapport aux pays cités ci-dessus, et posent de réelles questions de fond sur la pertinence et la qualité de ces actes, ainsi que sur la qualité de vie au travail des professionnels.

Comprendre la nécessité de régulation et de contrôle des flux des demandes d'examens d'imagerie fait partie aujourd'hui de la formation des futurs médecins. Les efforts portent sur l'enseignement des indications des examens d'imagerie dans le but avoué de privilégier la qualité et l'efficacité sur le volume.

Références

[1] L'imagerie médicale en France, un atout pour la santé, un atout pour l'économie. Livre blanc du Conseil professionnel de la radiologie française (G4 Rx), Paris novembre 2016, disponible sur : <http://www.livreblancimagerie.fr/>

[2] Bizard F. *L'imagerie médicale dans huit pays européens*. Brochure éditée par la Fédération nationale des médecins radiologues (FNMR).

Chapitre 15 Processus tumoraux

F. Cachin and L. Fournier

Plan du chapitre

- Définition et rôle de l'imagerie : détection et caractérisation 152
- Imagerie du syndrome tumoral 152
- Bilan d'extension 156
- Suivi des traitements 157



Objectifs

- Connaître le rôle de l'imagerie dans le syndrome tumoral.
 - Connaître les signes séméiologiques permettant de reconnaître un syndrome tumoral.
 - Connaître les traceurs utilisés en médecine nucléaire dans l'exploration des tumeurs.
-

Définition et rôle de l'imagerie : détection et caractérisation

Le syndrome tumoral est constitué d'un ensemble d'éléments cliniques ou paracliniques qui traduisent le développement d'une lésion tumorale, quelle qu'en soit la nature, entraînant progressivement le refoulement ou la compression des structures voisines.

Ce syndrome tumoral peut être en rapport avec une tumeur, bénigne ou maligne, mais certains diagnostics différentiels peuvent entraîner les mêmes signes tels que les processus infectieux ou inflammatoires.

L'imagerie a deux rôles dans le cadre du syndrome tumoral : la détection et la caractérisation.

La **détection** représente la capacité de déceler la présence d'une tumeur. Un examen d'imagerie sera d'autant plus performant pour détecter une tumeur qu'il aura une *sensibilité* élevée. Une circonstance particulière de la détection en imagerie est le dépistage, qui consiste à rechercher chez une personne en bonne santé apparente des signes d'une maladie avant qu'elle ne se déclare. En France, la mammographie est l'examen d'imagerie proposé en dépistage du cancer du sein chez des patientes sans symptôme et sans antécédent. Lorsqu'un examen d'imagerie est proposé pour explorer les causes d'un symptôme amenant le patient à consulter, on parle d'un examen de diagnostic (et non de dépistage).

La **caractérisation** représente la capacité de différencier une tumeur bénigne d'une tumeur maligne, voire de caractériser le type tumoral pour certaines tumeurs, ou de différencier une tumeur d'un autre diagnostic. Un examen d'imagerie sera d'autant plus performant pour caractériser une tumeur qu'il aura une *spécificité* élevée.

Imagerie du syndrome tumoral

CC Le syndrome tumoral sera diagnostiqué en imagerie devant : des **signes directs**, c'est-à-dire la visualisation de la tumeur grâce à une **différence** de signal entre la tumeur et son environnement ;

DD des **signes indirects**, tels que le **syndrome de masse** refoulant les structures avoisinantes, ou le **syndrome obstructif** entraînant une dilatation d'amont (organes creux comme le côlon et structures canalaies comme les voies biliaires).

Signes directs du syndrome tumoral : contraste en signal

La tumeur sera d'autant mieux visualisée qu'elle présente un signal différent de son environnement ([figure 15.1](#)), soit d'opacité en radiographie, d'échogénicité en échographie, de densité en scanner,

d'intensité en IRM, de captation en médecine nucléaire. Ces différences sont en rapport avec les différences de propriétés physiques entre la tumeur et les tissus, par exemple une différence d'absorption des rayons X en radiographie ou en scanner. En IRM, différentes propriétés physiques des tissus sont responsables des différences de signal : la densité en protons, l'environnement moléculaire des protons, la restriction de la diffusion de l'eau (pour la séquence pondérée en diffusion). En médecine nucléaire, ce sont les caractéristiques biologiques ou métaboliques des tumeurs qui sont utilisées pour leur détection, telles que par exemple l'hyperconsommation de glucose ou l'hyperexpression de certains récepteurs par les cellules tumorales.

Figure 15.1

Visualisation directe de tumeurs.

A. Radiographie thoracique. De multiples nodules (flèches) sont visibles dans les deux poumons sous la forme d'opacités bien limitées de tailles variables. Ces nodules d'opacité hydrique (tissulaire) sont visibles au sein du poumon car ils contrastent avec la clarté aérique du poumon normal. Il s'agit d'une image en « lâcher de ballons » évocatrice de métastases pulmonaires.

B. Coupe transverse en échographie mode B du segment VI du foie (F) au sein duquel on visualise deux lésions suspectes de métastases (flèches) dont l'échogénicité contraste avec l'échogénicité environnante du foie. La lésion supérieure est hypoéchogène homogène. La lésion inférieure présente l'aspect typique « en cible » avec un centre hypoéchogène une couronne isoéchogène au parenchyme hépatique et une limite périphérique hypoéchogène.

-
- Les tumeurs pourront se présenter sous la forme de **nodule** ou de **masse** (figure 15.2). Le terme de *nodule* sera utilisé en général pour une lésion de petite taille, ronde et bien limitée. Le terme de *masse* sera utilisé plutôt pour une lésion plus volumineuse, à contours irréguliers. La limite en taille entre un nodule et une masse est variable, mais on pourra citer l'exemple des lésions pulmonaires définies par la société Fleischner [1] : un *micronodule* est une lésion globalement sphérique de moins de 7 mm ;
 - un *nodule* est une lésion mesurant entre 8 mm et 3 cm ;
 - une *masse* est une lésion mesurant au moins 3 cm.

Figure 15.2

Nodules et masses pulmonaires en TDM.

A. Coupe axiale en TDM, image zoomée sur le lobe inférieur droit. Un nodule (cercle noir) est visible sous la forme d'une hyperdensité ronde au sein du poumon aéré hypodense.

B. Coupe axiale en TDM au niveau des apex. Une masse du lobe supérieur droit mesurant 6 cm (cercle noir) est visible sous la forme d'une hyperdensité à bords spiculés au sein du poumon.

L'injection de produit de contraste par voie veineuse permet de sensibiliser l'examen en exploitant des caractéristiques vasculaires, tissulaires ou cellulaires différenciant la tumeur des tissus avoisinants. En radiologie, les agents de contraste utilisés en routine clinique exploitent essentiellement la différence de vascularisation des tumeurs. Le changement de signal après injection de l'agent de contraste par voie veineuse, appelée *rehaussement*, permet de mieux détecter la tumeur mais aussi de la caractériser. L'échographie, le scanner et l'IRM peuvent être réalisés avec injection d'agent de contraste. En imagerie hépatique par exemple, la dynamique de rehaussement d'une lésion permettra parfois de prédire s'il s'agit d'une tumeur bénigne (angiome, par exemple) ou d'une tumeur maligne (carcinome hépatocellulaire, par exemple). La séméiologie radiologique de ces lésions dans ces deux cas particuliers est suffisamment typique pour pouvoir se dispenser d'une preuve histologique, contrairement à la majorité des tumeurs qui nécessiteront un prélèvement afin d'affirmer le diagnostic.

En médecine nucléaire, la diversité des MRP permet d'interroger un grand nombre de processus physiopathologiques tumoraux. Dans la majorité des cas, une analyse de la biodistribution du traceur « corps entier » (**scintigraphie** corps entier) a pour double objectif la détection et la caractérisation du syndrome tumoral, sur la base d'anomalies de fixation à type **d'hyperfixation** ou **d'hypofixation** respectivement lors d'une augmentation ou d'une diminution de la fixation par rapport à une fixation dite « normale » (physiologique) (**figure 15.3**). L'analyse porte sur la tumeur elle-même (caractérisation) et sur les sites métastatiques potentiels (bilan d'extension). L'intensité des anomalies de fixation est fonction de la nature du traceur et du type histologique de la tumeur.

Figure 15.3

Acquisition multimodale. TEP/TDM (coupes transverses).

TEP au ^{18}F -FDG (A), TDM (B), fusion TDM-TEP (C) et projection 3D de la biodistribution du ^{18}F -FDG (D). Caractérisation d'une masse tumorale pulmonaire lobaire inférieure droite. Hyperfixation très intense du ^{18}F -FDG (A, flèche noire) (C, flèche blanche) en regard de la lésion tumorale pulmonaire orientant vers un carcinome. L'analyse de la biodistribution du ^{18}F -FDG sur l'ensemble de l'acquisition (D) permet de réaliser le bilan d'extension. Noter les hyperfixations localisées sur la tumeur primitive (1) et sur l'adénopathie médiastinale rétrocarénaire (3), la tête humérale gauche (2) et la 10^e côte gauche témoignant respectivement d'une atteinte locorégionale lymphatique et d'une atteinte osseuse. La biopsie de la lésion pulmonaire montrera l'existence d'un adénocarcinome pulmonaire.

Plusieurs MRP sont disponibles et sont choisis en fonction de la question clinique posée et des recommandations publiées. Tous explorent une perturbation du métabolisme ou d'une fonction cellulaire impliqués directement ou indirectement dans les mécanismes physiopathologiques de la cancérogenèse. Plusieurs classifications ont été proposées, les unes en fonction de la nature du traceur (acides aminés, anticorps, etc.), les autres relatives à la cible ou au métabolisme explorés (récepteurs à la somatostatine, métabolisme glucidique ou lipidique, hypoxie, etc.). Nous listons dans le **tableau 15.1** les principaux MRP ayant obtenu une AMM (autorisation de mise sur le marché) et utilisés en oncologie.

Tableau 15.1

MRP utilisables en oncologie ayant obtenu une AMM (autorisation de mise sur le marché).

Nom du MRP	Technique scintigraphique	Phénomène biologique ciblé	Principales indications
^{18}F -FDG ¹	TEP	Métabolisme glucidique (expression de transporteurs GLUT-1, activité hexokinase)	La plupart des tumeurs solides et lymphomes (à l'exception de certaines tumeurs très bien différenciées ne présentant pas ou peu de modifications du métabolisme glucidique)
^{18}F -FCH (fluorocholine)	TEP	Synthèse des lipides membranaires (activité choline kinase)	Cancers de la prostate, cancers primitifs du foie
^{18}F -F-Dopa	TEP	Transport d'acides aminés	Tumeurs cérébrales, tumeurs neuroendocrines,

			tumeurs du système <i>amine precursor uptake decarboxylation</i> (APUD) (phéochromocytomes, neuroblastomes, carcinoïdes, cancer médullaire de la thyroïde)
¹⁸ F-FNa	TEP	Remodelage osseux (incorporé dans les cristaux d'hydroxyapatite de la matrice osseuse)	Tous les cancers ostéotropes (recherche de métastases osseuses)
^{99m} Tc phosphonates	Scintigraphie conventionnelle	Remodelage osseux (incorporé dans les cristaux d'hydroxyapatite de la matrice osseuse)	Tous les cancers ostéotropes (recherche de métastases osseuses)
¹²³ I-MIBG	Scintigraphie conventionnelle	Recapture et stockage de la noradrénaline	Tumeurs du système APUD (phéochromocytomes, neuroblastomes, carcinoïdes, cancer médullaire de la thyroïde)
¹¹¹ In-octréotide (OctreoScan®)	Scintigraphie conventionnelle	Expression de récepteurs de la somatostatine	Tumeurs neuroendocrines
⁶⁸ Ga-DOTA-(Tyr ³)-octréotate	TEP	Expression de récepteurs de la somatostatine	Tumeurs neuroendocrines
¹⁸ F-FES (¹⁸ F-fluoro-estradiol)	TEP	Expression de récepteurs des estrogènes	Cancers du sein hormonodépendants, cancers de l'endomètre
⁶⁸ Ga-PSMA-ligand	TEP	Expression de PSMA	Cancers de la prostate

1 Cf. « Médecine nucléaire ». PSMA : Prostate-specific membrane antigen.

Signes indirects : syndrome de masse et syndrome obstructif

L'effet de masse ou le **syndrome de masse** est l'effet de la croissance d'une lésion, qui se traduit par des effets pathologiques indésirables, lié au déplacement ou la compression du tissu environnant. Ces effets peuvent correspondre au refoulement des organes ([figure 15.4](#)), ou à la compression d'organes creux ou de structures canalaire. Dans ce dernier cas, un **syndrome obstructif** ([figure 15.5](#)) apparaît et deux types d'images sémiologiques sont observées : des images de **sténose**, avec une réduction du calibre du canal ou de l'organe creux à l'endroit de la pathologie, et des images de **dilatation** de l'organe creux ou des structures canalaire en amont de la compression.

Figure 15.5

Signes directs (A) et indirects (B) d'une tumeur.

A. Coupe axiale en IRM en pondération T2 centrée sur le col utérin. Un cancer du col est visible sous la forme d'une lésion en signal intermédiaire (C) envahissant le paramètre gauche (P). V : vessie.

B. Coupe coronale en IRM en pondération T2 centrée sur le bassin. L'uretère gauche (U) est sténosé (flèche) à hauteur du paramètre gauche car envahi par le cancer du col (C), et dilaté en amont de la compression, visible sous la forme d'un canal à contenu liquidien en hypersignal T2 franc.

Figure 15.4

Signes indirects d'une tumeur : syndrome de masse.

A. Coupe axiale en TDM cérébrale. Une masse cérébrale prenant le contraste (flèche) entraîne un œdème en doigt de gant (E) responsable d'un syndrome de masse sur le ventricule latéral homolatéral et effaçant les sillons corticaux. Seul le ventricule controlatéral (V) est visible.

B. Coupe axiale en TDM de l'abdomen. Le patient est porteur d'une tumeur péritonéale qui entraîne un effet de masse (flèches noires), refoulant le bord latéral du foie (F) et élargissant le ligament falciforme (flèches en pointillé). E : estomac, R : rate.

Lésions tumorales osseuses

Dans le cas des **lésions tumorales osseuses**, l'anomalie visualisée correspond le plus souvent à la réaction de l'os au contact de la lésion sous-jacente parfois non visible directement. Deux types de lésions sont décrites : les *lésions lytiques* entraînant une lyse de la trame osseuse et les lésions condensantes (ou sclérosantes) entraînant une condensation de la trame osseuse ([figure 15.6](#)).

Typiquement, les lésions de myélome et certaines métastases osseuses sont lytiques (par exemple dans les cancers du poumon), alors que d'autres lésions métastatiques sont condensantes (par exemple dans les cancers de la prostate). Chez un même patient, la coexistence des lésions osseuses sclérosantes, de lésions ostéolytiques ou de lésions mixtes est possible.

Figure 15.6

A. Métastases osseuses lytiques du bassin chez un patient porteur d'un cancer du rein. Les lésions (flèches) apparaissent sous la forme de lacunes (hypodensité) de la trame osseuse.

B. Métastase osseuse du corps vertébral de L2 chez un patient porteur d'un cancer de la prostate. La lésion (flèche) apparaît sous la forme d'une condensation focale (hyperdensité) de la trame osseuse.

Bilan d'extension

Un rôle important de l'imagerie dans les syndromes tumoraux est le **bilan d'extension** d'un cancer.

Trois niveaux d'extension seront analysés : **l'extension locale**, avec en particulier l'envahissement possible des organes de voisinage ; **l'extension locorégionale** et en particulier lymphatique ; et **l'extension à distance** avec l'existence de métastases dans d'autres organes.

En fonction des cancers, **l'extension locale** est parfois réalisée en IRM, qui offre un contraste tissulaire plus performant que le scanner. On pourra citer à titre d'exemple les cancers du rectum ou utérins ([figure 15.5](#)).

Le diagnostic de **l'atteinte lymphatique** en TDM et IRM est fondé essentiellement sur des critères de taille. Un nœud lymphatique sera considéré comme suspect si son petit diamètre est supérieur ou égal à 10 mm lorsqu'il est de topographie « proximale » (le long des gros vaisseaux), et supérieur ou égal à 5 mm lorsqu'il est de topographie « distale » (dans le mésorectum par exemple). Cependant, ce critère de taille est peu spécifique, puisqu'il peut exister des nœuds lymphatiques métastatiques de petite taille et,

inversement, des adénopathies réactionnelles augmentées de taille. L'imagerie métabolique, telles que la TEP au ^{18}F -FDG permet de caractériser spécifiquement l'atteinte lymphatique en montrant une hyperfixation des nœuds lymphatiques cancéreux.

Enfin, l'imagerie peut aider à guider la décision de réaliser un curage lymphatique lors de la chirurgie d'exérèse d'un cancer grâce à la technique du *nœud lymphatique sentinelle* – appelée technique du « **ganglion sentinelle** » en pratique clinique courante (Cf. « Imagerie des seins et du pelvis féminin »). Un nœud lymphatique sentinelle est défini comme le premier relais lymphatique vers lequel les cellules cancéreuses sont les plus susceptibles de se propager à partir d'une tumeur primaire. Le médecin nucléaire ou parfois le chirurgien injecte une substance radioactive, un colorant bleu, ou les deux à proximité de la tumeur plusieurs heures avant la procédure chirurgicale. Lors de la chirurgie, le chirurgien utilise une sonde-compteur afin de détecter dans quel nœud lymphatique la substance radioactive a diffusé, le résèque et l'envoie à l'anatomopathologiste. Si le nœud lymphatique ne contient aucune cellule cancéreuse, le risque que le cancer se soit propagé aux autres nœuds lymphatiques situés en aval du nœud lymphatique sentinelle est très faible. Si l'analyse histologique montre la présence de cellules cancéreuses, un curage ganglionnaire sera réalisé afin de s'assurer que la chirurgie est carcinologique et que l'ensemble de la maladie a été réséquée.

Enfin, le **bilan d'extension à distance** est réalisé par TDM (figure 15.7) ou TEP (figure 15.3), en fonction des indications. Ces deux types d'imagerie permettent d'analyser les sites métastatiques les plus fréquents : poumon, foie, os, etc. Dans certaines indications, l'IRM corps entier peut être réalisée pour le bilan de la maladie (les myélomes, par exemple). Ces mêmes techniques permettront également de réaliser le **suivi de la maladie**, afin de déterminer si le cancer répond au traitement en cas de maladie métastatique traitée par thérapie systémique (chimiothérapie, thérapie ciblée, etc.).

Figure 15.7

Coupes axiales en TDM du thorax en fenêtres médiastinale (A) et pulmonaire (B) de l'abdomen, en fenêtre tissu mou (C) et du bassin en fenêtre osseuse (D) montrant les multiples métastases disséminées chez une patiente porteur d'un cancer du sein (cercles et flèches).

Suivi des traitements

L'imagerie joue un rôle majeur dans l'évaluation des traitements en cancérologie, car elle permet une mesure objective et une traçabilité des résultats.

Après un traitement curatif, elle permet de rechercher l'apparition secondaire de nouvelles lésions (rechute ou récurrence).

Lors des traitements palliatifs (chimiothérapie ou thérapies ciblées, par exemple), elle permet de déterminer si le traitement proposé est efficace, résultant en une diminution, voire une disparition des lésions, ou si, au contraire, la thérapeutique est inefficace et que la maladie progresse malgré le traitement.

La plupart des méthodes d'évaluation des traitements en radiologie sont fondées sur la mesure de la taille des lésions, et des critères internationaux sont proposés pour standardiser l'évaluation de la réponse aux thérapies antitumorales (par exemple *Response Evaluation Criteria In Solid Tumors* [RECIST]). En médecine nucléaire, une diminution ou la disparition complète de la captation des MRP permet de définir une réponse métabolique complète ou partielle, alors qu'à l'inverse une augmentation du métabolisme ou l'apparition de nouvelles lésions métaboliques définissent une progression de la maladie. L'utilité de la médecine nucléaire pour l'évaluation de la réponse thérapeutique a été particulièrement bien démontrée avec la TEP au ^{18}F -FDG. Cet examen est en effet devenu incontournable pour le suivi thérapeutique de certains lymphomes. La disparition précoce, dès la première ou deuxième cure de chimiothérapie, des anomalies de fixation tumorale est alors une information pronostique importante. La seule diminution de la fixation sans disparition complète est

considérée comme insuffisante et pourrait imposer un changement thérapeutique. Cette stratégie est en cours de validation pour d'autres tumeurs.

L'imagerie est utilisée pour suivre l'efficacité des traitements de radiologie interventionnelle comme la radio-chimio-embolisation ou l'ablation thermique, qui requièrent l'utilisation de critères spécifiques d'efficacité.

Enfin, l'imagerie peut aider au diagnostic de certaines toxicités des traitements anticancéreux, comme les pneumopathies iatrogènes, la radionécrose ou l'insuffisance cardiaque.



Essentiel à retenir

- Le syndrome tumoral est l'ensemble des éléments cliniques ou paracliniques traduisant le développement d'une tumeur, entraînant le refoulement ou la compression des structures voisines.
- Le signe direct est la visualisation de la tumeur grâce à une différence de signal entre la tumeur et son environnement.
- Les signes indirects sont le syndrome de masse refoulant les structures avoisinantes, ou le syndrome obstructif entraînant une dilatation d'amont dans les organes creux ou structures canalaies.
- L'imagerie a pour objectif de détecter le syndrome tumoral, de le caractériser (tumeur bénigne ou maligne), d'en faire le bilan d'extension et d'en assurer le suivi sous traitement.

Entraînement 15.1 QCM

QCM 1

- Concernant le rôle de l'imagerie, quelle(s) est (sont) la (les) propositions exactes ? La détection correspond à la capacité de différencier une image bénigne d'une image maligne
- La caractérisation correspond à la capacité de différencier une image bénigne d'une image maligne
- La capacité de détection d'un examen est représentée par sa sensibilité
- La capacité de caractérisation d'un examen est représentée par sa sensibilité
- Le dépistage en imagerie est réalisé chez des patients présentant des symptômes inquiétants

QCM 2

- Concernant le syndrome tumoral, quelle est la proposition exacte ? Le syndrome tumoral peut se manifester par un syndrome de masse comprimant les organes de voisinage
- Le syndrome tumoral peut se manifester par un syndrome obstructif sur des organes creux
- Il peut y avoir une sténose à l'endroit de la tumeur
- En amont d'un syndrome obstructif, il existe une dilatation
- Toutes les propositions sont exactes

QCM 3

- En ce qui concerne le bilan d'extension d'un patient chez qui est diagnostiqué un cancer : Pour établir le bilan d'extension, il n'est pas utile de réaliser un examen clinique complet
- L'imagerie constitue un élément important du bilan d'extension
- Le bilan d'extension est toujours le même quel que soit le cancer
- L'atteinte lymphatique est parfois évaluée par TEP/TDM
- Des scanners sont rarement réalisés dans le cadre du bilan d'extension

QCM 4

- En médecine nucléaire, indiquez la (les) réponse(s) juste(s) : Les hyperfixations osseuses visualisées avec les traceurs du remodelage osseux traduisent l'activité ostéoblastique des lésions secondaires sclérotiques
 - Les hypofixations osseuses visualisées avec les traceurs du remodelage osseux traduisent l'activité ostéoclastique des lésions secondaires lytiques
 - Un MRP est un produit de contraste injecté lors de la réalisation de l'examen tomodensitométrique
 - Un MRP utilisé en oncologie explore une perturbation du métabolisme ou d'une fonction cellulaire impliquées dans les mécanismes physiopathologiques de la cancérogenèse
 - Les TEP utilisant le ^{18}F -FDG sont systématiquement réalisées lors du bilan d'extension des cancers
-

Référence

- [1] Hansell DM, Bankier AA, MacMahon H, et al. Fleischner Society : glossary of terms for thoracic imaging. Radiology 2008 ; 246(3) : 697-722.

Chapitre 16 Processus inflammatoires

G. Bierry , C. Blondet and F. Besson

Plan du chapitre

- Physiopathologie de l'inflammation 160
 - Phase initiale : œdème 160
 - Phase séquellaire : fibrose 162
 - Médecine nucléaire 164
-



Objectifs

- Comprendre les bases physiopathologiques des modifications inflammatoires visibles en imagerie médicale.
 - Connaître les différents aspects d'une lésion inflammatoire en radiographie conventionnelle, tomodensitométrie (TDM), imagerie par résonance magnétique (IRM), échographie.
 - Connaître les médicaments radiopharmaceutiques (MRP) utilisés en médecine nucléaire, notamment en tomographie par émission de positons (TEP) dans l'exploration de l'inflammation.
 - Connaître les avantages et limites des différentes modalités d'imagerie pour l'exploration des anomalies inflammatoires.
-

Physiopathologie de l'inflammation

L'inflammation est la réponse physiologique d'un tissu vivant vascularisé à une agression (infection, traumatisme, corps étranger, allergie, auto-immunité, etc.) dans le but de limiter l'agression et de permettre la réparation tissulaire.

Ce processus comprend des phénomènes généraux (syndrome inflammatoire biologique, fièvre, altération de l'état général) et des phénomènes locaux.

Au niveau local, la réaction inflammatoire est un processus dynamique combinant des modifications de l'espace extracellulaire et une infiltration cellulaire.

Le flux sanguin artériolaire locorégional et la perméabilité capillaire augmentent, ce qui entraîne une extravasation de plasma depuis l'espace intravasculaire vers l'espace extracellulaire : c'est l'**œdème tissulaire**. Cliniquement, cet œdème se manifeste par une augmentation de taille, un aspect rougeâtre en superficie, une augmentation de la chaleur locale et une douleur (*tumor, rubor, calor, dolor*).

Parallèlement, des cellules sont recrutées et/ou activées sur le site inflammatoire. Dans les premières heures, les polynucléaires neutrophiles sont les leucocytes prépondérants, relayés ensuite par les monocytes et lymphocytes pour circonscrire l'agression. Les cellules sont extraites de la lumière vasculaire pour pénétrer dans les tissus par diapédèse. Ensuite, les tissus sont nettoyés par les polynucléaires et surtout les macrophages pour permettre la cicatrisation *ad integrum*.

En cas de réparation incomplète ou insuffisante, la réaction inflammatoire peut devenir chronique. Parfois, quand la réparation *ad integrum* n'est pas possible, le tissu original est remplacé par de la **fibrose**.

Pour détecter des zones inflammatoires, l'imagerie médicale non isotopique (radiographie, TDM, IRM ou échographie) va chercher à mettre en évidence les modifications extracellulaires, et surtout l'œdème

tissulaire et l'hypermétabolisme. La médecine nucléaire va plutôt chercher à révéler la présence et la distribution des cellules inflammatoires.

Phase initiale : œdème

Avec la douleur, l'œdème est la première manifestation cliniquement évidente de l'inflammation. Le but de l'imagerie est de détecter cet œdème, signe de l'inflammation, soit pour confirmer la suspicion clinique (dans la majorité des cas), soit pour le mettre en évidence avant l'apparition des signes cliniques ou dans des zones d'exploration difficiles ou profondes (cavité abdominale par exemple). Plus une technique d'imagerie est capable de détecter précocement l'œdème, et donc de révéler les phases initiales d'une atteinte inflammatoire, plus elle est sensible.

Par ordre décroissant de sensibilité, on retrouve l'IRM (très sensible), la TDM et l'échographie (moyennement sensibles) et les radiographies standard (peu sensibles).

Radiographies

- Les radiographies révèlent les différences de densité des tissus mais ne peuvent les différencier visuellement qu'en quatre grandes familles de densité : aérique (air, tissu pulmonaire) ;
- graisseuse ;
- hydrique (eau, épanchement, organes pleins, muscles, etc.) ;
- osseuse (ou calcifiée).

Les interfaces entre des tissus de densité différente forment des lignes visibles sur les radiographies (exemple : la corticale osseuse limitée par la densité hydrique des parties molles, ou le rebord du cœur limité par la densité aérique des poumons).

L'œdème (eau extracellulaire) est visible soit par modification de la densité du tissu inflammatoire, soit par déplacement des tissus adjacents qui ont une autre densité.

L'œdème a, par définition, une densité hydrique : sa présence est plus facile à détecter dans les tissus ayant une densité de base non hydrique (poumon, os) que ceux ayant une densité spontanée proche de l'eau (muscles, foie, rein, etc.).

Par ailleurs, le tissu inflammatoire augmente de volume et va déplacer les tissus environnants : les lignes créées par les interfaces (hydriques/graisse ; hydrique/air, etc.) sont déplacées.

Inflammation des tissus mous et des organes pleins

Comme cela a été décrit plus haut, les radiographies sont relativement peu sensibles pour la détection de l'œdème dans les tissus mous (muscles, peau) et les organes pleins (foie, rein, etc.) qui ont une densité radiographique de base « hydrique ».

Il faut plutôt rechercher une augmentation de la taille du tissu/organe atteint, souvent seulement détectable par le déplacement des interfaces avec les tissus environnants (s'ils ont des densités différentes) (figure 16.1).

Figure 16.1

Radiographie conventionnelle de la main montrant un élargissement des tissus mous (flèche) chez une patiente ayant une atteinte inflammatoire (polyarthrite rhumatoïde) de l'articulation métacarpophalangienne de l'index.

Inflammation osseuse

L'augmentation de l'eau extracellulaire dans les os va faire diminuer leur densité (on passe d'une densité osseuse à une densité plus hydrique). Les os apparaissent moins denses, on parle de **déminéralisation** (figure 16.2).

Figure 16.2

Radiographie conventionnelle du poignet montrant une déminéralisation inflammatoire (dite « en bande ») (flèches) chez une patiente ayant une atteinte inflammatoire (polyarthrite rhumatoïde) du carpe.

Ces modifications sont cependant très tardives, très en retard sur la clinique : les radiographies sont ainsi peu sensibles pour la détection des inflammations osseuses débutantes, l'IRM est préférable.

Inflammation pulmonaire

L'inflammation du tissu pulmonaire entraîne, dans la majorité des cas, la formation d'un transsudat/exsudat (œdème pulmonaire) dans les alvéoles pulmonaires.

Dans les poumons, l'œdème est relativement aisé à voir en radiographie car la densité du poumon est très basse (aérique, c'est-à-dire celle de l'air). L'œdème va remplacer la densité aérique par une densité hydrique, et comme la différence entre les deux densités est importante, l'œdème sera relativement aisé à reconnaître. Une augmentation de la densité dans le poumon est appelée « **une opacité** ».

Séreuses

Les atteintes inflammatoires des séreuses (plèvre, péricarde, péritoine, synoviale) se manifestent précocement par un épanchement, sous la forme d'une formation de tonalité hydrique.

TDM

Comme les radiographies, la TDM utilise des rayons X comme source de rayonnement : le raisonnement sur les densités est ainsi le même que pour les radiographies.

La TDM réalise cependant des acquisitions en coupes et non en projection, elle est ainsi plus sensible que la radiographie et peut détecter des modifications inflammatoires plus précoces et/ou difficiles à voir.

La TDM est notamment plus performante que la radiographie pour démontrer l'œdème dans les tissus ayant une densité naturelle de type hydrique (organes pleins, muscles, tissus mous, etc.). Dans ces tissus, l'œdème forme une zone de moindre densité : on parle d'une zone « **hypodense** » ou d'« **hypodensité** ». Les épanchements sont en hypodensité, identique à celle de l'eau.

L'injection de produit de contraste iodé par voie intravasculaire entraîne une augmentation du contraste (hyperdensité dans le tissu inflammatoire) en raison des modifications vasculaires (angiogenèse, modifications de perméabilité) : on parle de « **prise de contraste** » ou de « **rehaussement** ».

Un autre signe très important et souvent plus évident à repérer est la modification du contraste habituel du tissu graisseux. À l'état normal, la graisse apparaît « propre » en TDM : noire, homogène, bien limitée. L'inflammation induit un aspect flou et une augmentation hétérogène de sa densité (figure 16.3).

Figure 16.3

TDM abdominale avec injection de produit de contraste chez un jeune patient ayant une atteinte inflammatoire colique (maladie de Crohn) montrant un épaississement et une prise de contraste de la paroi colique (tête de flèche) et une infiltration de la graisse périphérique (flèches).

IRM

L'IRM est l'examen d'imagerie non isotopique de référence pour la détection des modifications de quantité et de distribution de l'eau.

Elle est donc très sensible pour la détection de l'œdème : c'est l'examen d'imagerie médicale non isotopique le plus performant pour détecter les phases précoces d'une réaction inflammatoire (figure 16.4).

Figure 16.4

IRM de la colonne vertébrale (séquences sagittales T1, T2 et T1 avec injection d'agent de contraste) montrant une atteinte inflammatoire des vertèbres T11 et T12 (flèches) chez un patient ayant une atteinte inflammatoire de type spondylarthrite ankylosante : aspect caractéristique de l'inflammation en hyposignal T1, hypersignal T2 avec un rehaussement en T1 après injection d'agent de contraste.

- Un tissu œdématié a un signal IRM qui se rapproche de celui de l'eau : plus noir en T1 : on parle d'**hyposignal** ou d'**hypo-intensité** ;
- plus blanc en T2 : on parle d'**hypersignal** ou d'**hyperintensité**.

L'injection par voie intraveineuse de produit de contraste à base de gadolinium produit une augmentation du contraste (hypersignal) sur la séquence T1 du tissu inflammatoire : comme en TDM, il s'agit d'une « **prise de contraste** » ou « **rehaussement** » (figure 16.4).

Échographie

L'échographie est un examen très performant pour détecter les atteintes inflammatoires dans les zones explorables (tissus superficiels, zone abdominopelvienne chez les sujets minces ou les enfants).

L'accumulation d'eau extracellulaire dans le tissu œdématié réduit son échogénicité, il apparaît plus **hypoéchogène** (plus noir) que le tissu normal. Un épanchement dans une séreuse apparaît en échographie comme une formation fortement hypoéchogène, identique à l'eau : on parle d'aspect **anéchoïque** (figure 16.5).

Figure 16.5

Échographie montrant un épanchement (anéchoïque) dans l'articulation du genou (flèche) dans le contexte d'une inflammation de la synoviale.

Un autre avantage important de l'échographie est la possibilité d'une étude fonctionnelle directe par application de la technique Doppler (échodoppler). Elle met directement en évidence l'hypervascularisation tissulaire de la réaction inflammatoire (**hypersignal Doppler**) (figure 16.6).

Figure 16.6

Échographie avec Doppler montrant une hypervascularisation (flèche) de la synoviale du poignet chez un patient ayant une atteinte inflammatoire (polyarthrite rhumatoïde) du carpe.

Phase séquellaire : fibrose

La fibrose (ou sclérose) est une cicatrice, développée en remplacement du tissu original s'il n'a pas pu être régénéré ou a été détruit après la réaction inflammatoire.

La fibrose est, grossièrement, un dépôt excessif de tissu conjonctif fibreux qui modifie l'architecture et parfois la fonction de l'organe atteint. La zone fibrotique est plus dense, plus compacte que le tissu original, et plus pauvre en eau avec un espace extracellulaire réduit suite à des adhérences. Des distorsions architecturales par rétraction sont fréquentes, avec une perte de l'élasticité normale.

Radiographie et TDM

En radiographie et TDM, la fibrose apparaît souvent plus dense que le tissu original, dans une zone plus ou moins étendue et épaisse en fonction du tissu lésé.

Les adhérences cicatricielles forment des bandes, qu'on peut comparer à des zones de tissus compactés, « collés », peu élastiques, qui souvent déforment la structure et/ou limitent son expansion (figure 16.7).

Figure 16.7

TDM thoracique (fenêtre parenchymateuse) montrant des adhérences fibrotiques cicatricielles (flèches)

IRM

Les plages de fibrose apparaissent en hyposignal par rapport aux tissus sains aussi bien sur les séquences T1 que T2, à cause de la réduction du volume de l'espace extracellulaire (moins d'eau donc moins de signal) et d'une diminution de la vascularisation.

Les tissus fibreux peuvent se rehausser après injection de produit de contraste, mais de façon tardive (quelques minutes), à l'opposé des tissus inflammatoires qui sont rehaussés de façon précoce (quelques secondes).

Médecine nucléaire

L'inflammation étant par définition un processus physiologique non spécifique, l'objectif de l'imagerie nucléaire n'est pas d'établir un diagnostic étiologique mais de détecter et de localiser d'éventuels foyers inflammatoires. L'identification de ces foyers accumulant le MRP permet, dans un second temps, d'orienter des biopsies ciblées à visée diagnostique lorsqu'elles sont nécessaires ou de suivre sous traitement ces foyers dans un objectif d'évaluation thérapeutique.

- Deux MRP sont particulièrement intéressants : le gallium 67 (^{67}Ga), sous forme de citrate, utilisé historiquement en scintigraphie conventionnelle ;
- le ^{18}F -FDG utilisé en TEP, actuel MRP de référence en pathologie inflammatoire.

Scintigraphie au ^{67}Ga

Le ^{67}Ga est un analogue de l'ion ferrique Fe^{3+} qui se fixe sur diverses protéines plasmatiques (ferritine, transferrine, lactoferrine). Au cours d'une réaction inflammatoire, les leucocytes recrutés au niveau du site lésionnel libèrent localement de grandes quantités de lactoferrine. Le ^{67}Ga préalablement injecté par voie intraveineuse s'accumule donc préférentiellement au niveau du site inflammatoire, riche en lactoferrine.

TEP au ^{18}F -FDG

Analogue du glucose marqué au fluor 18 (^{18}F), le ^{18}F -FDG est un MRP qui reflète le métabolisme glucidique des cellules. Les cellules médiatrices de l'inflammation activées présentent un métabolisme accru et ont donc tendance à accumuler le ^{18}F -FDG. Par conséquent, la TEP au ^{18}F -FDG est un examen d'une très grande sensibilité pour détecter les phénomènes inflammatoires actifs. Les lésions

séquellaires pures n'étant pas métaboliquement actives, elles ne présentent pas de traduction métabolique. Il est par conséquent possible de discriminer des lésions inflammatoires chroniques en phase « active » de séquelles inflammatoires cicatricielles (c'est-à-dire métaboliquement inactives), de morphologie parfois similaire.

Ce MRP ne présente aucun effet indésirable. Les images sont réalisées entre 1 heure et 1 heure et 30 minutes après l'injection intraveineuse du radiotracer, chez des patients nécessairement à jeun avec une glycémie inférieure à 10 mmol/L pour ne pas fausser la biodistribution du radiotracer.

Incontournable en oncologie (bilan initial et suivi des cancers), l'intérêt du ^{18}F -FDG en pathologie inflammatoire est plus récent et quelques grandes indications sont actuellement définies : sarcoïdose (figure 16.8), vascularites des gros troncs artériels (figure 16.9), maladies auto-immunes, pathologie inflammatoire ostéoarticulaire mais aussi fièvres au long cours.

Figure 16.9

Maladie de Takayasu (vascularite des gros vaisseaux)/stade inflammatoire actif (TEP-TDM au ^{18}F -FDG en coupe axiale de l'artère pulmonaire).

Hypermétabolisme des parois de l'aorte ascendante et du tronc artériel pulmonaire (flèches), témoignant de l'inflammation active des parois artérielles.

Figure 16.8

Sarcoïdose avec atteinte pulmonaire chronique.

A. Image volumique TEP-FDG (3D-MIP) montrant de multiples foyers hypermétaboliques lymphatiques sus- et sous-diaphragmatiques (en noir).

B. TDM thoracique du même sujet (coupe axiale) montrant une fibrose pulmonaire, avec distorsions bronchiques par rétraction du parenchyme pulmonaire (flèches).

C. Le ^{18}F FDG (TEP-TDM en coupe axiale) confirme le caractère hypermétabolique de la fibrose pulmonaire (flèches), témoignant d'un processus inflammatoire encore actif.



Essentiel à retenir

- Dans les processus inflammatoires à la phase initiale, l'imagerie non isotopique (radiographie, TDM, IRM, échographie) permet de mettre en évidence l'œdème.
 - Les zones inflammatoires œdématiées ont un aspect se rapprochant de celui de l'eau (hypodense en TDM, hyperintense en T2 en IRM, etc).
 - Les lésions actives ont un signal augmenté précocement après injection de produit de contraste (on parle de prise de contraste, ou de rehaussement).
 - Les lésions cicatricielles sont en revanche peu hydratées, avec peu de prise de contraste ou une prise de contraste retardée avec de fréquentes déformations architecturales.
 - L'imagerie nucléaire est sensible pour la détection des processus inflammatoires : vascularites, fièvres au long cours, sarcoïdose.
 - La scintigraphie au ^{67}Ga est aujourd'hui supplantée par la TEP au ^{18}F -FDG.
-

Entraînement 16.1 QCM

QCM 1

- Quels sont les tissus où la radiographie standard présente le plus d'intérêt en pathologie inflammatoire ? Os

- Rein
- Poumon
- Foie
- Cerveau

QCM 2

- Quel est le premier signe d'une atteinte inflammatoire osseuse en radiographie ?
Déméralisation
- Condensation
- Pincement articulaire
- Ankylose
- Luxation

QCM 3

- Comment se présente en TDM un tissu inflammatoire en phase aiguë ? Isodense
- Hyperdense
- Hypodense
- Rehaussé après injection de produit de contraste
- Non rehaussé après injection de produit de contraste

QCM 4

- Quels sont les signes indirects révélateurs d'une inflammation aiguë d'un organe en radiographie et/ou TDM ? Élargissement
- Infiltration de la graisse périphérique
- Refoulement des interfaces alentour
- Déviation des bords habituels des organes
- Rétraction

QCM 5

- Comment se présente en IRM un tissu inflammatoire en phase aiguë ? Hyposignal T1
- Hyposignal T2
- Hypersignal T1
- Hypersignal T2
- Prise de contraste rapide en T1

QCM 6

- EE Comment se présente une fibrose séquellaire en IRM ? Hyposignal T1
- FF Hyposignal T2
- GG Hypersignal T1
- HH Hypersignal T2
- II Possible prise de contraste retardée en T1

QCM 7

- Comment se présente un tissu inflammatoire en échographie ? Hypoéchogène
- Hyperéchogène
- Anéchogène
- Avec un hypersignal Doppler
- Sans hypersignal Doppler

QCM 8

- Comment se présente un épanchement dans une séreuse en échographie ?Hypoéchogène
- Hyperéchogène
- Anéchogène
- Avec un hypersignal Doppler
- Sans hypersignal Doppler

QCM 9

- Quel est actuellement le MRP de référence pour l'imagerie de l'inflammation ?Citrate de ^{67}Ga
- ^{18}F -FDG
- Leucocytes marqués
- Anticorps antigranulocytaires
- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DMSA

QCM 10

- Quelles sont les principales informations recueillies par la TEP au ^{18}F -FDG dans le bilan initial des atteintes inflammatoires systémiques ?Établir le diagnostic
 - Établir le bilan lésionnel corps entier de la maladie
 - Guider d'éventuelles biopsies pour confirmation diagnostique
 - Évaluer l'aspect morphologique des lésions
 - Évaluer le niveau d'activité des lésions
-

Chapitre 17 Processus infectieux

C. Blondet and G. Bierry

Plan du chapitre

- Introduction 168
 - Phase initiale : œdème 168
 - Phase d'état : abcès 169
 - Phase séquellaire : modifications structurelles 171
 - Médecine nucléaire 171
-



Objectifs

- Connaître les différents aspects d'une infection débutante en radiographie, TDM, IRM et échographie.
 - Connaître les avantages et limites des différentes modalités d'imagerie en pathologie infectieuse.
 - Connaître la séméiologie de l'œdème et de l'abcès avec les différentes modalités d'imagerie.
 - Connaître les MRP utilisés en médecine nucléaire dans l'exploration de l'infection.
-

Introduction

L'infection entraîne d'abord des modifications inflammatoires non spécifiques avec augmentation de l'eau extracellulaire (œdème) et infiltration de cellules inflammatoires, puis des altérations structurelles du tissu atteint.

- L'imagerie médicale n'est pas encore capable en routine de démontrer directement la présence des agents pathogènes, mais peut montrer des signes indirects : un œdème (phase initiale), présent dans toute réaction inflammatoire, et non spécifique de l'infection ;
- un abcès formé par les tissus lésés et les cellules dégradées (phase d'état) ;
- des modifications structurelles (phase séquellaire).

Ou bien elle va révéler l'infiltration des cellules inflammatoires (leucocytes) grâce à des traceurs en médecine nucléaire.

Phase initiale : œdème

L'œdème peut se résumer à une augmentation de la quantité de l'eau extracellulaire dans les tissus. C'est la première manifestation de l'infection, sans être toutefois spécifique. Plus une technique d'imagerie est efficace pour montrer cet œdème, plus elle est capable de révéler les phases initiales d'infection. On parle de sensibilité : certaines techniques comme l'IRM sont très sensibles pour montrer l'œdème, alors que les radiographies le sont moins.

Radiographies

Les radiographies sont capables de différencier les tissus en les classant selon quatre grandes familles de densité : hydrique (eau, organes pleins, muscles), aérique (air, tissu pulmonaire), grasseuse, et osseuse (ou calcifiée) (voir chapitre Radiographie).

Comme l'eau extracellulaire a par définition une densité hydrique, son augmentation est donc plus facile à détecter dans les tissus ayant une densité de base non hydrique (poumon, os) que dans ceux ayant une densité spontanée proche de l'eau (muscles, foie, rein, etc.). De même, l'eau extracellulaire peut prendre la place du tissu grasseux, qui, s'il n'est pas lui-même un organe à proprement parler, enveloppe et ainsi délimite les autres organes. Le remplacement de la densité de la graisse par celle de l'eau est donc un reflet de la présence d'un œdème dans l'organe adjacent.

Parallèlement, l'œdème entraîne un gonflement des structures atteintes, dont la taille va augmenter.

Ainsi, même si les modifications de densité sont discrètes, cette augmentation de taille peut révéler la présence d'un œdème dans le tissu concerné.

Infections des tissus mous et des organes pleins

Les radiographies sont peu sensibles pour la détection de l'œdème dans les tissus mous (muscles, peau) et les organes pleins (foie, rein, etc.). Ainsi, le signe le plus intéressant et le plus facile à détecter est une augmentation de la taille, notamment de l'épaisseur du tissu atteint. Le deuxième signe est l'effacement du tissu grasseux entourant les organes et tissus du fait de la densité hydrique de l'eau extracellulaire.

Infection osseuse

Les radiographies montrent une diminution de la densité des os : on parle de **déminéralisation** (figure 17.1). Cependant, cette déminéralisation apparaît tardivement par rapport au début des manifestations cliniques. Les radiographies sont ainsi peu sensibles pour la détection des infections débutantes.

Figure 17.1

Déminéralisation infectieuse du médio-pied en radiographie.

Radiographie oblique du pied droit chez un patient avec une arthrite septique montrant une diminution diffuse de la densité du médio-pied par rapport aux métatarses (flèches) et une mauvaise visualisation des contours des os (perte de définition de l'os cortical).

Infection des tissus pulmonaires

L'infection pulmonaire est de toutes les infections, celle qui est la mieux visible en radiographie car la densité du poumon normal est très basse (aérique, c'est-à-dire proche de celle de l'air). L'œdème et l'infiltrat fibrino-leucocytaire vont remplacer la densité aérique par une densité hydrique, et comme la différence entre les deux densités est importante, l'œdème sera relativement aisé à reconnaître sous forme d'une **opacité** (figure 17.2).

Figure 17.2

Pneumopathie infectieuse droite.

Radiographie de face (A) et TDM thoracique en coupe axiale (B) montrant des opacités parenchymateuses liées au remplissage des alvéoles par l'œdème (flèches). Le contraste spontané entre air et œdème (densité hydrique) permet la visualisation directe des anomalies pulmonaires aussi bien en radiographie qu'en TDM.

TDM

La TDM repose sur le même principe que la radiographie, mais elle est plus sensible car il s'agit d'une acquisition en coupes et non en projection : elle peut détecter des modifications de densité plus faibles. La TDM est notamment supérieure pour voir l'œdème dans les tissus ayant une densité naturelle de type hydrique (organes pleins, muscles, tissus mou, etc.) : l'œdème apparaît alors **hypodense** (figure 17.3).

Figure 17.3

Appendicite en TDM.

TDM abdominale avec injection de produit de contraste montrant un appendice œdématié, élargi (flèche) avec une infiltration de la graisse adjacente, qui apparaît floue et mal limitée (tête de flèche).

Dans le poumon, l'œdème apparaît sous forme d'une zone de densité supérieure au parenchyme adjacent mal limitée (figure 17.2). Dans les os, l'œdème entraîne une déminéralisation, c'est-à-dire une densité inférieure à celle de l'os adjacent.

IRM

L'IRM est l'examen d'imagerie médicale de référence pour la détection des modifications de quantité et de distribution de l'eau. Comme l'IRM est très sensible pour la détection de l'œdème, c'est l'examen non isotopique qui montrera le premier les signes débutants de l'infection (figure 17.4). Un tissu œdématié a un signal IRM se rapprochant de celui de l'eau (hyposignal T1, hypersignal T2).

Figure 17.4

Infection discovertébrale (spondylodiscite infectieuse) L3/L4.

IRM en coupe sagittale en séquence T1 (A) et T2 (B). L'œdème vertébral leur donne un hyposignal en T1 et un hypersignal T2 (flèches). L'atteinte de deux corps vertébraux adjacents d'un disque avec la présence d'érosions est évocatrice de spondylodiscite infectieuse.

Échographie

Le tissu œdématié apparaît hypoéchogène (cf. « Processus inflammatoires »). Par ailleurs, l'échographie permet une analyse fonctionnelle directe : l'augmentation de la vascularisation associée à la réaction inflammatoire peut être mise en évidence par le Doppler.

Phase d'état : abcès

Un abcès est une poche liquidienne néoformée dans un tissu infecté, composée d'agents pathogènes et de leucocytes détruits. L'apparition d'un abcès est la confirmation de la nature infectieuse d'un processus pathologique.

Radiographies

Les radiographies sont limitées à la détection des abcès pulmonaires où ils apparaissent comme des opacités dans le parenchyme pulmonaire.

TDM

La TDM montre une formation généralement arrondie, de densité liquidienne. L'abcès est limité par une couronne inflammatoire. L'injection de produit de contraste rehausse cette couronne très vascularisée alors que le centre liquidien reste inchangé : prise de contraste (ou rehaussement) annulaire ou périphérique, caractéristique de l'abcès.

Échographie

L'abcès des parties molles est reconnu en échographie (s'il n'est pas trop profond) comme une formation arrondie hypoéchogène (noir).

IRM

L'abcès apparaît sous forme d'une lésion arrondie en hyposignal T1 et hypersignal T2 (figure 17.5). Comme en TDM, l'injection de produit de contraste permet de sensibiliser sa détection : sur une séquence T1 après injection, le centre liquidien reste en hyposignal, alors qu'il existe un rehaussement périphérique.

Figure 17.5

Abcès dans l'espace épidual suite à une spondylodiscite infectieuse en IRM. Coupe IRM axiale en séquence T1 avec injection de produit de contraste montrant une formation nodulaire avec un centre en hyposignal (cavité liquidienne) et une prise de contraste périphérique en anneau (flèches) typique d'un abcès ; un autre abcès est visible en paravertébral à gauche.

Phase séquellaire : modifications structurelles

Les modifications structurelles sont des altérations des organes liées à l'action destructrice des agents pathogènes, survenant après ou simultanément à l'œdème. Ces modifications sont plus ou moins irréversibles, selon les capacités de récupération des tissus. Les modifications des tissus mous sont ainsi le plus souvent transitoires et d'aggravation progressive (œdème simple puis formation d'un abcès). Elles peuvent néanmoins être définitives dans les tissus à faible capacité de récupération comme les tissus osseux ou cartilagineux. Ainsi ces modifications structurelles sont souvent des séquelles définitives.

Radiographies et TDM

Les modifications structurelles ont le même aspect en radiographie et en TDM, cette dernière est cependant plus performante.

Atteintes osseuses

Les modifications structurelles les plus fréquemment observées en radiographie sont les atteintes osseuses.

Les os infectés apparaissent initialement déminéralisés puis détruits sur une plage plus ou moins grande, on parle d'**ostéolyse**. Ces modifications sont non spécifiques de l'infection et peuvent se voir également dans les atteintes inflammatoires non infectieuses.

Des zones d'os mortifiés sont visibles sur le site infectieux sous la forme de fragments osseux très denses, on parle de « séquestres ».

Dans les infections articulaires, la destruction du cartilage se manifeste par un pincement de l'interligne articulaire. Les ostéolyses autour des interlignes articulaires s'appellent des **érosions**, qui sont des zones de résorption secondaire à une atteinte articulaire (par exemple une arthrite septique) (figure 17.6).

Figure 17.6

Érosions osseuses en TDM. TDM du poignet (coupe axiale) montrant des ostéolyses focales (flèches) chez un patient avec une arthrite septique.

Atteintes pulmonaires

Après une infection, il est fréquent que le poumon ne récupère pas un volume normal. Des adhérences se sont formées dans les lobes et empêchent l'ampliation complète. Des plages de poumon collabé forment ainsi des bandes cicatricielles (**atélectasies** cicatricielles). Des calcifications cicatricielles peuvent être présentes.

Atteinte des tissus mous

Les tissus mous, mieux vascularisés, ont une meilleure capacité de récupération que les os et les poumons. Les principales séquelles sont des atrophies parenchymateuses focales ou diffuses, ou des rétractions ou oblitérations de canaux (voies biliaires, tube digestif, etc.). Des calcifications cicatricielles peuvent également être présentes.

IRM

- Les modifications structurelles visibles en IRM sont de deux types : zones d'atrophie et/ou d'adhérence ;
- fibrose (ou sclérose) tissulaire en hyposignal T1 et T2 car la zone séquellaire est déshydratée.

Médecine nucléaire

Parmi les MRP disponibles, certains sont généralistes et montrent la distribution de cellules impliquées dans la composante inflammatoire des processus infectieux : le gallium 67 (^{67}Ga), historique, le ^{18}F -FDG, les leucocytes autologues marqués au $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ou au ^{111}In et les anticorps antigranulocytaires marqués ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sulesomab ou $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -besilesomab). Quand sa demi-vie le permet (marquage au $^{99\text{m}}\text{Tc}$ et au ^{111}In en particulier), le recueil de la distribution tardive (24 heures) d'un traceur généraliste reflète plus spécifiquement un processus infectieux évolutif qu'une inflammation non septique : les leucocytes s'accumulent durablement dans un site infecté alors qu'ils ne sont recrutés que transitoirement à l'occasion d'un processus inflammatoire.

D'autres MRP ont une forte spécificité tissulaire et sont utilisés afin de caractériser les conséquences de l'infection sur un tissu : c'est le cas du $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMDP, traceur osseux et du $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DMSA, traceur du cortex rénal.

MRP généralistes (^{18}F -FDG, leucocytes marqués, ^{67}Ga)

- Communs avec l'exploration de l'inflammation, les MRP non spécifiques ont les caractéristiques suivantes : le ^{18}F -FDG traduit l'hypermétabolisme glucosé des cellules impliquées dans les phénomènes inflammatoires ou infectieux ;
- les leucocytes marqués (soit *in vitro*, soit *in vivo* par des anticorps) se distribuent dans les sites de recrutement des cellules de la lignée blanche ;
- le citrate de ^{67}Ga s'accumule principalement dans les macrophages.

En cas de suspicion clinique ou biologique d'infection évolutive, ces MRP décèlent la mobilisation cellulaire en rapport (**figure 17.7**).

Figure 17.7

MRP généralistes.

A et B. TEP TDM au ^{18}F -FDG. Enfant aux antécédents d'ostéomyélite bifocale avec suspicion de reprise évolutive infectieuse osseuse. Intense consommation de glucose en périphérie de la lacune osseuse au sein de la métaphyse tibiale supérieure gauche (entourée coupe frontale), signant l'évolutivité de l'ostéomyélite.

En revanche, en controlatéral (B), dans le tiers inférieur de la diaphyse fibulaire droite, absence de reprise évolutive dans une lacune osseuse séquellaire (entourée, coupe frontale).

C et D. Scintigraphie aux leucocytes marqués (oxinate d'¹¹¹In) chez un autre patient : suspicion d'infection sur prothèse totale de genou gauche. Accumulation de leucocytes marqués en périphérie de la pièce tibiale de la prothèse (flèche, vue antérieure), témoin de l'infection sur matériel.

MRP à spécificité tissulaire

Ces MRP sont particulièrement utilisés dans la recherche d'infections en pédiatrie.

Traceur ostéotrope : ^{99m}Tc-HMDP

L'acquisition précoce (cinq minutes après injection) révèle l'hyperhémie des régions infectées, liée à l'inflammation inhérente.

L'acquisition tardive (trois à cinq heures après injection) révèle l'augmentation d'activité des ostéoblastes liée à la reconstruction osseuse qui accompagne la destruction induite par l'infection et caractérise par exemple une ostéomyélite (figure 17.8A) ou le descellement septique d'une prothèse ostéoarticulaire. Chez l'enfant, l'infection osseuse, d'origine hématogène, touche préférentiellement la métaphyse, très vascularisée.

Figure 17.8

MRP spécifiques.

A. Scintigraphie osseuse au ^{99m}Tc-HMDP. Ostéomyélite tibiale chez un enfant : hyperfixation relative sur la métaphyse tibiale supérieure gauche (entourée, vue antérieure). À noter : la fixation du traceur osseux est également accentuée physiologiquement dans l'ensemble des cartilages de conjugaison.

B. Scintigraphie rénale au ^{99m}Tc-DMSA. Séquelle fonctionnelle de pyélonéphrite : lacune corticale supéro-externe du rein gauche (flèche, vue postérieure).

Traceur du cortex rénal : ^{99m}Tc-DMSA

Trois à six heures après injection de ^{99m}Tc-DMSA, seul le cortex rénal fonctionnel fixe le traceur. Une lacune corticale de fixation suggère donc une infection aiguë ou une séquelle fonctionnelle de pyélonéphrite (figure 17.8B).



Essentiel à retenir

- L'imagerie est peu spécifique et il est parfois difficile de distinguer une infection d'une inflammation non infectieuse.
 - À la phase précoce, les signes indirects sont l'œdème et un épanchement, libre ou dans une cavité séreuse, identifié selon la localisation anatomique par IRM, radiographie, TDM ou échographie.
 - L'abcès est une manifestation plus spécifique de l'infection avec un centre liquidien et une couronne vascularisée, prenant le contraste aussi bien en IRM qu'en TDM.
 - À la phase tardive, des modifications séquellaires sont présentes avec altérations permanentes de la forme et de la structure du tissu atteint.
 - Quelle que soit la phase, la médecine nucléaire utilise des MRP permettant de montrer la présence de cellules impliquées dans l'infection (leucocytes) ou des MRP révélateurs du fonctionnement du tissu atteint.
-
-

Entraînement 17.1 QCM

QCM 1

- Dans quel tissu les radiographies permettent-elles de détecter l'œdème le plus facilement ? Os
- Rein
- Poumon
- Foie
- Muscle

QCM 2

- Dans quel tissu les radiographies montrent-elles le plus facilement les lésions structurelles ? Os
- Rein
- Poumon
- Foie
- Muscle

QCM 3

- Quelle est la technique d'imagerie la plus performante pour la détection de l'œdème ?
Radiographies
- TDM
- Échographie
- IRM
- TDM avec injection

QCM 4

- Quels sont les MRP de l'infection généraliste (non spécifiques d'organe) ? Citrate de ^{67}Ga
- ^{18}F -FDG
- Leucocytes marqués
- Anticorps antigranulocytaires
- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DMSA

QCM 5

- Comment se présente un œdème en IRM (deux réponses justes) ? Hyposignal T1
- Hyposignal T2
- Hypersignal T1
- Hypersignal T2
- Isosignal T2

QCM 6

- JJ Comment se présente un abcès en IRM (deux réponses justes) ? Centre en hyposignal T1 avec prise de contraste périphérique
- KK Centre en hyposignal T2
- LL Centre en hypersignal T1
- MM Centre en hypersignal T2
- NN Centre en hypersignal T1 avec prise de contraste périphérique

QCM 7

- Un tissu œdématié apparaît en échographie : Hyperéchogène

- Hyperdense
- Hypo-intense
- Hypoéchogène
- Hyperintense

QCM 8

- Quel est, parmi les suivants, le premier signe d'infection osseuse en radiographie ?
 - Condensation
 - Déminéralisation
 - Érosions
 - Pincement de l'interligne
 - Fracture

QCM 9

- Dans quel tissu est-il le plus simple de détecter un abcès ?
 - Os
 - Muscle
 - Foie
 - Rein
 - Poumon

QCM 10

- L'œdème peut se manifester sous la forme de :
 - Hypersignal T2 en IRM
 - Condensation en radiographie
 - Opacité en TDM
 - Déminéralisation en radiographie
 - Hyperéchogénicité en échographie
-

Chapitre 18 Processus ischémiques

P.-M. Walker and A. Redheuil

Plan du chapitre

- Ischémie : définition et mécanismes 176
 - Imagerie des processus ischémiques 176
-



Objectifs

- OO Connaître les différents tableaux liés aux processus ischémiques en radiographie, scanner, IRM, échographie et médecine nucléaire.
 - PP Connaître les avantages et limites des différentes modalités d'imagerie pour l'exploration des processus ischémiques.
 - QQ Connaître la séméiologie de l'ischémie dans les différentes modalités d'imagerie.
 - RR Connaître les produits de contraste et les MRP (médicaments radiopharmaceutiques) utilisés en imagerie dans l'exploration de l'ischémie.
-

Ischémie : définition et mécanismes

L'ischémie est secondaire à un déficit d'oxygénation d'un tissu par inadéquation entre les apports et les besoins en oxygène. Elle résulte de l'interruption de tout ou partie de la circulation artérielle d'un organe ou d'une région le plus souvent par complication locale d'une plaque d'athérome (sténose serrée, thrombose, embolie ou dissection), dans un contexte favorisant l'athérosclérose (vieillesse, hypertension artérielle [HTA], diabète, dyslipidémie, tabagisme).

L'ischémie peut également survenir lors de l'occlusion d'une veine (thrombophlébite cérébrale par exemple), dont il peut résulter une congestion, une hémorragie et un infarctus veineux. Les facteurs de risque des thromboses veineuses sont les états d'hypercoagulabilité (contexte postopératoire, allongement prolongé, grossesse ou post-partum, thrombophilie).

Quand l'ischémie est temporaire ou rapidement prise en charge, les dégâts sur l'organe ne sont pas permanents et les cellules ne sont pas détruites totalement. En revanche, en cas d'ischémie prolongée, les dommages sur l'organe sont irréversibles. La diminution de l'apport de sang artériel dans un organe ou un tissu entraîne, en effet, une baisse de son oxygénation et la perturbation, voire l'arrêt de sa fonction. Ainsi, dans l'ischémie aiguë myocardique, l'accumulation de lactate dans le myocarde entraîne une diminution de ses capacités de contraction et de relaxation. Si elle est suffisamment grave et prolongée, l'ischémie peut conduire à un infarctus du myocarde, qui désigne la mort cellulaire.

Le phénomène ischémique est ubiquitaire, c'est-à-dire qu'il peut se produire dans tous les organes (tube digestif, rein, poumon et membres, en particulier inférieurs), toutefois, les ischémies aiguës les plus fréquentes intéressent le cerveau et le cœur.

Pour aller plus loin

Physiopathologie de l'ischémie cérébrale

Le cerveau, dépourvu de réserves d'oxygène et de glucose, est fortement dépendant des apports extérieurs en substrats énergétiques et, par conséquent, fortement dépendant du débit sanguin. Chez l'adulte, le débit sanguin cérébral normal est en moyenne de 50 mL/min/100 g de tissu cérébral. L'autorégulation permet de maintenir constant le débit sanguin cérébral pour les pressions de perfusion entre 50 et 150 mmHg. En dehors de ces valeurs, le débit sanguin cérébral est directement proportionnel à cette pression. En dépit de la mise en jeu de moyens de protection, une altération fonctionnelle du métabolisme cellulaire apparaît dès que le débit sanguin cérébral est inférieur à environ 20 mL/min/100 g de cerveau. En cas d'occlusion artérielle, on distingue un centre d'ischémie dense au sein duquel le débit sanguin est inférieur à 10 mL/min/100 g et, au pourtour, une zone de tissu avec un débit intermédiaire entre 10 et 20 mL/min/100 g. Cette zone, désignée sous le terme de pénombre ischémique, correspond à la partie du tissu cérébral ischémié où le débit sanguin est insuffisant pour maintenir un fonctionnement cellulaire normal, la survie cellulaire y demeurant cependant assurée dans un premier temps (figure 18.1). En deçà de 10 mL/min/100 g de cerveau, la zone d'oligémie maximale tolérable est atteinte. Si cet état d'oligémie se prolonge plus de quelques minutes, l'évolution se fait vers une mort cellulaire.

Figure 18.1

Représentation schématique de l'ischémie cérébrale montrant les phases d'apparition de l'oligémie, de la pénombre (ischémie réversible) et de la nécrose.

Imagerie des processus ischémiques

Il faut distinguer l'insuffisance artérielle chronique de l'insuffisance artérielle aiguë. Dans le cas de l'insuffisance artérielle chronique, la réduction du calibre artériel (induite le plus souvent par une plaque d'athérome) est à l'origine d'une inadéquation entre les besoins métaboliques de l'organe et l'apport artériel, le plus souvent asymptomatique en dehors de l'effort, dont l'expression est l'angor pour les coronaires, la claudication intermittente des membres inférieurs pour les artères des membres inférieurs ou la « claudication du grêle » pour l'artère mésentérique supérieure. Cette insuffisance artérielle est mise en évidence en imagerie ou en électrophysiologie lors d'épreuves d'effort ou de stress. Elle est parfois compensée par le développement d'une circulation collatérale si le processus sténosant apparaît progressivement. Cette collatéralité peut être mise en évidence en imagerie. Dans le cas d'une occlusion artérielle aiguë, la symptomatologie est d'apparition brutale. Elle traduit : soit une hypoperfusion d'organe, dont les conséquences sur la morphologie ou la fonction d'un organe sont généralement réversibles, soit une nécrose (infarctus constitué), qui est irréversible (cf. encadré : « Pour aller plus loin »). Le délai d'apparition des lésions irréversibles en cas d'ischémie aiguë varie en fonction de l'organe atteint et de la présence d'éventuelles voies de suppléance si l'épisode aigu survient dans un contexte d'insuffisance artérielle chronique. Ce délai est de l'ordre de trois à six heures en fonction des organes atteints. La mise en œuvre des examens d'imagerie doit être rapide et, si elle oriente la prise en charge thérapeutique, elle ne doit pas la retarder.

- L'imagerie a trois rôles principaux dans l'exploration d'un processus ischémique : **affirmer l'existence d'une souffrance ischémique aiguë, évaluer sa sévérité, son extension, sa cause et, la dater** (comme en cas d'AVC ischémique) devant un tableau clinique évocateur,

d'installation aiguë (douleur thoracique, abdominale, déficit neurologique brutal et un terrain à risque) ;

- **après un événement ischémique : faire le bilan de la sévérité des séquelles d'infarctus** (zone d'ischémie irréversible, tissu non viable) ;
- **prévenir la survenue de l'ischémie et de ses complications** : essentiellement le rôle des techniques d'imagerie vasculaire et des techniques fonctionnelles permettant de démasquer une insuffisance artérielle chronique.

L'imagerie permet d'évaluer, d'une part la perfusion tissulaire, et d'autre part les vaisseaux par des techniques distinctes (figure 18.2). L'exploration d'un processus ischémique est par conséquent souvent multimodale. Par exemple, lorsqu'un patient souffre d'un AVC, l'extension des lésions ischémiques du parenchyme cérébral est explorée préférentiellement en IRM, les anomalies vasculaires causales (thrombus, sténose) sont explorées par échographie ou angiographie non invasive (TDM ou IRM). Enfin, si un traitement endovasculaire est possible, une angiographie invasive par rayons X permet, en fonction de la cause et du site de l'occlusion, de recanaliser le vaisseau occlus par thrombectomie, thrombolyse, angioplastie ou mise en place d'une endoprothèse (*stent*).

Figure 18.2

Illustration à partir de quatre exemples de l'exploration multimodale en imagerie des processus ischémiques.

En fonction des organes atteints et du degré d'urgence, l'une ou l'autre des techniques est privilégiée pour évaluer l'anatomie vasculaire d'une part, et le retentissement sur l'organe d'autre part.

Dessins : Cyrille Martinet

Radiographie standard

La radiographie standard est très peu utile pour l'imagerie de l'ischémie. Une radiographie de thorax peut montrer une complication d'un infarctus du myocarde aigu sévère en mettant en évidence des signes d'œdème pulmonaire aigu, que sont l'augmentation du contenu veineux pulmonaire (redistribution vasculaire vers les sommets), la diffusion du liquide dans l'interstitium pulmonaire (syndrome interstitiel), voire une diffusion du liquide dans les alvéoles (syndrome alvéolaire). Cette technique d'imagerie n'a pas de place dans la visualisation directe de l'ischémie.

Angiographie X

Les techniques angiographiques utilisant les rayons X selon différents plans de l'espace sont en revanche très utiles pour explorer les artères grâce à l'injection intra-artérielle de produits de contraste iodés. Elles sont surtout utilisées à la phase aiguë des formes sévères d'ischémie ou en préalable à une intervention thérapeutique endovasculaire (revascularisation avec angioplastie et pose d'endoprothèse). L'opacification des artères permet d'identifier une occlusion artérielle, une sténose, une dissection ou maladie artérielle sous-jacente comme un anévrisme. Une occlusion artérielle apparaît comme une interruption brutale de la progression du produit de contraste (exemple en figure 18.3). Des rétrécissements transitoires de l'artère appelés « spasmes » peuvent également être visualisés. En cas d'occlusion artérielle, l'angiographie peut également mettre en évidence l'existence de branches artérielles collatérales permettant de compenser l'hypoperfusion.

Figure 18.3

Occlusion d'une artère coronaire en angiographie.

A. Coronarographie sélective de l'artère coronaire gauche montrant une occlusion brutale de l'artère interventriculaire antérieure par un thrombus.

B. Procédure de revascularisation coronaire par déploiement intrac coronaire d'un *stent* monté sur ballon.

C. Cet aspect était visible sur le coroscanner.

D. Résultat final après désobstruction coronaire et mise en place d'un *stent* sur l'artère interventriculaire antérieure proximale.

TDM

La TDM permet à la fois de visualiser avec une grande précision les vaisseaux, mais aussi la perfusion des organes cibles. C'est un examen accessible en urgence et largement utilisé.

Une acquisition à un temps artériel précoce après l'injection de produit de contraste permet un rehaussement très intense des structures vasculaires, et donc leur évaluation précise (figure 18.4). Ainsi, l'angio-TDM des troncs supra-aortiques permet d'estimer le degré de sténose d'une artère chez un patient asymptomatique présentant des facteurs de risque vasculaire. En ce qui concerne l'exploration des coronaires en TDM, une synchronisation de l'acquisition avec l'ECG est nécessaire (cf. « Imagerie cardiovasculaire ») : le coroscanner permet, de façon non invasive, d'analyser les sténoses, l'anatomie des coronaires, mais ne permet pas de geste endovasculaire contrairement à la coronographie.

Figure 18.4

Aspects en angio-TDM des principaux types d'occlusion artérielle.

TDM réalisée après injection de produit de contraste au temps artériel avec reconstructions en mode MIP montrant la lumière artérielle (hyperdense) partiellement ou complètement oblitérée par une structure hypodense.

A. Sténose carotidienne sévère (85 %) sur athérome (flèche noire) circonférentiel partiellement calcifié (tête de flèche).

B. Thrombose complète de la carotide interne (flèches noires en pointillés).

C. Embolie pulmonaire avec présence de thrombi hypodenses dans la lumière de l'artère pulmonaire gauche en vue sagittale (flèches blanches).

D. Dissection d'une artère vertébrale avec visibilité du flap intimal dans la lumière artérielle (flèches blanches pointillées)

Une acquisition à un temps plus tardif, parenchymateux, (au cours d'un même examen, sans injonction supplémentaire) permet d'étudier la perfusion tissulaire de certains organes. Ainsi, en cas d'ischémie mésentérique, la TDM abdominopelvienne montre l'occlusion artérielle et l'état de la paroi des anses digestives du territoire artériel occlus qui peut aller d'un œdème, le plus souvent réversible (figure 18.5), à des lésions irréversibles comme l'absence de rehaussement de la paroi des anses digestives (figure 18.6) ou une nécrose des anses avec présence d'une pneumatose pariétale (présence d'air dans la paroi digestive).

Figure 18.6

Homme de 58 ans. Douleurs abdominales intenses motivant la réalisation d'un scanner abdominal.

A. Images sagittales MIP au temps artériel précoce objectivant une occlusion complète de l'artère mésentérique supérieure (flèche).

B,C. Les coupes axiales au temps portal montrent des anses jéjunales à paroi fine avec un défaut de rehaussement (flèches), comparé aux anses normales dans le flanc droit (flèches pointillées). Il n'existe pas de signe de complication, mais le taux de lactates sériques était à deux fois la valeur supérieure de la normale. Le tout correspond donc à une ischémie mésentérique aiguë d'origine artérielle embolique au stade tardif.

Remerciements au Dr Maxime Ronot.

Figure 18.5

Homme de 74 ans, contexte de cholangiocarcinome intrahépatique. Douleurs abdominales intenses motivant la réalisation d'un scanner abdominal.

A. Images sagittales MIP au temps artériel précoce objectivant une occlusion complète de l'artère mésentérique supérieure (flèche).

B,C. Les coupes axiales au temps portal montrent des anses jéjunales à paroi épaisse et hypodense (flèches), avec une prise de contraste persistante de la muqueuse. Il n'existe pas de signe de complication. Le taux de lactates sériques était normal, et le patient ne présentait pas de défaillance d'organe. Le tout correspond donc à une ischémie mésentérique aiguë d'origine artérielle embolique au stade précoce.

Remerciements au Dr Maxime Ronot.

Une TDM avec injection permet également de détecter la présence d'un réseau de vaisseaux collatéraux en cas de sténose chronique.

IRM

L'IRM est un examen d'imagerie médicale non invasif de référence pour la mise en évidence des processus ischémiques cérébraux et myocardiques. Elle fournit un bon contraste tissulaire spontané et en association avec les produits de contraste gadolinés, des informations précieuses sur la perméabilité microvasculaire (souvent appelée perfusion) peuvent être récoltées.

L'exploration des conséquences sur le myocarde d'une sténose ou d'une occlusion coronaire en IRM se fait soit par l'étude de l'altération de la fonction contractile segmentaire du myocarde lors d'un stress pharmacologique inotrope (injection de dobutamine), soit par la mise en évidence d'une hypoperfusion relative dans le territoire d'une artère coronaire lors d'un stress pharmacologique vasodilatateur (adénosine ou dipyridamole). L'imagerie de l'infarctus du myocarde aigu (nécrose) ou chronique (séquelle fibreuse irréversible) se fait grâce à la mise en évidence d'un hypersignal tardif par rétention anormale du produit de contraste dans les zones concernées (sous-endocardique ou transmurale) (figure 18.7). Par ailleurs, l'IRM est la technique de référence pour l'étude de la fonction systolique cardiaque et permet d'évaluer les conséquences fonctionnelles de l'ischémie ou de l'IDM (hypokinésie, akinésie ou dyskinésie segmentaires) et d'évaluer la fonction globale par le calcul de la fraction d'éjection des ventricules droit et gauche. En revanche, l'analyse directe de la perméabilité des artères coronaires est insuffisante aujourd'hui en IRM.

Figure 18.7

Séquences IRM de « rehaussement tardif » réalisées 10 minutes après injection d'un agent de contraste, montrant une séquelle de nécrose latérale sous-endocardique (A) (flèches blanches) et une séquelle de nécrose antéro-septale transmurale (B) (flèches noires).

Remerciements au Pr Alexandre Cochet

L'IRM est également une des modalités de choix pour la mise en évidence de l'ischémie cérébrale, car elle est capable de différencier les phases critiques telles que l'apparition de l'œdème cytotoxique, de l'œdème vasogénique et de la cavité porencéphalique. L'IRM de diffusion et de perfusion permet la distinction entre la pénombre et la nécrose. L'angio-IRM (réalisée sans injection de produit de contraste) apporte des renseignements sur la perméabilité des artères cérébrales (figure 18.8). Enfin, l'IRM cérébrale permet de mettre en évidence des thromboses des sinus veineux cérébraux (ou thrombophlébite cérébrale) grâce également à des séquences d'angio-IRM veineuse et d'apprécier le retentissement sur le parenchyme cérébral d'un éventuel infarctus veineux.

Figure 18.8

IRM cérébrale à 2 heures de l'apparition d'un déficit hémicorporel gauche.

Une cartographie du coefficient apparent de diffusion (A) et une image native de diffusion (B) montrent une zone d'ischémie limitée au territoire cérébral moyen (sylvien) profond (flèches blanches). L'image morphologique en pondération *fluid attenuated inversion recovery* (FLAIR) dans le plan axial (C) au même niveau ne montre pas d'anomalie. l'angio-IRM (D) sans injection (3D-*time of flight* [TOF] en reconstruction MIP) montre une occlusion de l'artère cérébrale moyenne droite (flèche en pointillés).
Remerciements au Pr Kremer

Échographie

L'échographie-Doppler est fondée sur l'étude du retour d'une onde ultrasonore modifiée après passage à travers les tissus explorés. Elle n'est pas irradiante, est facilement disponible au lit du malade, mais peut être non exhaustive chez certains patients peu échogènes. Elle représente l'examen de première ligne indispensable dans les explorations cardiaques et vasculaires périphériques. Dans la pathologie ischémique cardiaque, l'échographie montre les anomalies de contraction segmentaires (figure 18.9) et évalue la fonction cardiaque globale par le calcul de la fraction d'éjection. Toutefois, on n'analyse pas directement les artères coronaires ni la perfusion myocardique (en dehors du tronc coronaire commun en échographie transœsophagienne). Elle permet de détecter des complications de l'ischémie telles qu'une communication interventriculaire ou un épanchement péricardique.

Figure 18.9

Échographie du cœur dans le plan 4 cavités montrant un segment du septum interventriculaire apical dont l'épaississement en systole est insuffisant, définissant une hypokinésie à ce niveau.

Il s'agit de la conséquence fonctionnelle ici d'un infarctus du myocarde antéro-septo-apical incomplet.

L'échographie-Doppler des vaisseaux périphériques permet de visualiser directement la sténose ou le thrombus, que ce soit à la phase aiguë ou à un stade asymptotique. Elle est réalisable pour l'exploration des artères des membres inférieurs et supérieurs, des troncs supra-aortiques au niveau cervical et des artères rénales. Le Doppler pulsé permet d'évaluer le degré de sévérité d'une sténose artérielle en fonction du retentissement hémodynamique en aval de l'obstruction.

L'utilisation de produit de contraste ultrasonore (microbulles) peut permettre de mettre en évidence une zone d'hypoperfusion parenchymateuse en cas d'occlusion artérielle du territoire correspondant.

Médecine nucléaire

- Deux approches sont possibles en médecine nucléaire pour explorer l'ischémie : utilisation des traceurs ou MRP permettant d'évaluer la perfusion d'un organe ou d'un tissu, sachant qu'une diminution de la perfusion est le plus souvent la cause de l'ischémie ;
- évaluation les conséquences de la survenue d'une ischémie, comme l'hypoxie cellulaire, ou certaines modifications métaboliques.

Exploration de la perfusion tissulaire

Le traceur « idéal » pour l'étude de la perfusion tissulaire est l'eau marquée à l'oxygène-15 ($H_2^{15}O$) qui, comme l'eau non marquée, diffuse librement dans tous les compartiments de l'organisme proportionnellement aux débits sanguins locaux. L' $H_2^{15}O$ étant un émetteur de positons, il est donc possible de réaliser une imagerie et de quantifier la distribution de ce traceur avec un TEP. Cependant, la période radioactive très courte de l' $H_2^{15}O$ (2 min) rend son utilisation très difficile (injection et acquisition réalisées simultanément, nécessité d'un cyclotron à proximité) ; ce traceur n'est donc pas utilisé en routine.

D'autres MRP plus simples d'utilisation ont été développés ; ils sont en revanche spécifiques d'un organe : pour le cœur, il s'agit le plus souvent de cations lipophiles (^{99m}Tc -téetrofosmine et ^{99m}Tc -sestamibi) qui vont s'accumuler et rester piégés dans les cardiomyocytes, il est donc possible d'acquérir les images à distance de l'injection. On réalise le plus souvent les acquisitions d'images au repos et après un effort afin d'appréhender les éventuelles différences de perfusion myocardique entre l'effort (ou le stress) et le repos (figure 18.10) ;

pour le cerveau, il s'agit également de molécules lipophiles qui vont traverser la membrane hématoencéphalique et s'accumuler dans les neurones : le ^{99m}Tc -éthylène cystéine dimère (ECD) et le ^{99m}Tc -HMPAO. Une fois dans le cytoplasme ils sont convertis en composés hydrophiles et restent donc piégés (cf. « Imagerie du système nerveux central »).

Figure 18.10

Images TEMP au ^{99m}Tc -sestamibi montrant un cas d'ischémie myocardique aux phases d'effort (ou stress) (A) et de repos (B).

L'accumulation de ces MRP est relativement proportionnelle aux débits sanguins régionaux. Ils sont utilisés en scintigraphie conventionnelle et il n'est donc pas possible de quantifier précisément leur fixation, mais seulement de manière relative (cf. « Médecine nucléaire »). Cependant, du fait de leur disponibilité et de leur facilité d'usage, ils sont très utilisés en routine.

Exploration des conséquences de l'ischémie : l'hypoxie cellulaire

Certains traceurs comme le ^{18}F -FMISO (fluoromisonidazole) s'accumulent spécifiquement dans le cytoplasme des cellules hypoxiques. Il peut être utilisé par exemple pour mettre en évidence des zones de pénombre en cas d'AVC ou en oncologie pour mettre en évidence des zones ischémiques dans les tumeurs, qui sont généralement plus résistantes à certains traitements. Mais son utilisation en routine reste encore à préciser.

L'ischémie entraîne également des désordres métaboliques comme dans les cardiomyocytes avec le passage d'un métabolisme aérobie (bêta-oxydation des acides gras) à une prédominance de la glycolyse anaérobie. Ce basculement métabolique peut être utilisé avec la TEP au ^{18}F -FDG, un analogue du glucose qui va donc s'accumuler préférentiellement dans le myocarde ischémique par rapport au myocarde normal.



Essentiel à retenir

- L'imagerie permet d'affirmer l'existence d'une souffrance ischémique aiguë et d'établir une cartographie des tissus infarctés, c'est-à-dire non viables et des tissus ayant un potentiel de récupération si une reperfusion est envisageable.
- La prise en charge en imagerie d'un processus ischémique est le plus souvent multimodale, en fonction des organes atteints. Elle repose essentiellement sur les techniques angiographiques en angio-TDM, angio-IRM et en angiographie X pour visualiser l'obstruction vasculaire et sur l'IRM, la TDM et la scintigraphie pour l'évaluation du retentissement sur le parenchyme.
- En médecine nucléaire, il est possible d'évaluer la perfusion d'un organe ou d'un tissu ainsi que l'hypoxie cellulaire, ou certaines modifications métaboliques.

QCM 1

- Quelles techniques d'imagerie parmi les suivantes permettent de mettre en évidence une sténose carotidienne ? La radiographie cervicale
- L'angiographie X
- L'angio-TDM
- L'échographie
- La TDM abdominopelvienne

QCM 2

- Parmi ces propositions concernant la collatéralité, lesquelles sont exactes ? L'angiographie X permet de mettre en évidence le développement de vaisseaux collatéraux
- La présence d'une collatéralité est le signe d'un processus ischémique aigu
- Les épreuves d'effort ou de stress permettent de démasquer une ischémie chronique liée à une sténose artérielle hémodynamiquement significative
- Elle permet de prévenir tout risque d'ischémie aiguë
- La TDM ne permet pas de visualiser les vaisseaux collatéraux

QCM 3

- Les sténoses des artères coronaires sont mieux visualisées avec quelles techniques parmi ces propositions ? Échographie
- TDM des coronaires
- Radiographie thoracique
- Coronarographie
- IRM cardiaque

QCM 4

- Parmi ces propositions au sujet de l'angiographie X, laquelle est fautive ? Elle est invasive
 - Elle permet de retirer le thrombus
 - Elle permet d'évaluer l'état du parenchyme
 - Elle permet de guider la pose d'un *stent*
 - Elle permet de lyser le thrombus
-

Chapitre 19 Processus hémorragiques

P. Pottecher and R. Loffroy

Plan du chapitre

- Introduction 186
 - Imagerie des processus hémorragiques 186
 - Conclusion 190
-



Objectifs

- Connaître la séméiologie des hématomes selon les différentes modalités d'imagerie : radiographie, échographie, TDM et IRM.
 - Connaître le rôle essentiel et croissant des embolisations percutanées sous contrôle radiologique dans la prise en charge des hémorragies.
 - Connaître les examens d'imagerie à demander en fonction du siège de l'hématome.
-

Introduction

Une hémorragie correspond à une issue de sang hors des vaisseaux. Les processus hémorragiques sont fréquemment explorés en imagerie, qu'ils soient extériorisés (épistaxis, hématomèse ou hémoptysie), collectés dans un espace (hémothorax, hématome sous-dural, hémopéritoine) ou intratissulaires (hématome cutané, ecchymose, purpura).

Cette issue de sang, en fonction de sa quantité et de son siège, se traduit différemment sur le plan clinique, allant du simple hématome superficiel des tissus mous à l'hémorragie cérébrale, voire au choc hypovolémique.

SS Au sein des hémorragies collectées ou intratissulaires, il existe trois phases évolutives au cours desquelles les produits de dégradation du sang ont des propriétés différentes en imagerie : phase aiguë : l'hématome est constitué de globules rouges intacts contenant de la déoxyhémoglobine ;

TT phase subaiguë : transformation de la déoxyhémoglobine en méthémoglobine ;

UU phase chronique : détersion complète ou incomplète de l'hématome. Dans ce dernier cas, il existe une coque fibreuse tatouée éventuellement de pigments d'hémosidérine, parfois calcifiée, entourant un liquide citrin correspondant à du sang dégradé.

L'imagerie permet de préciser si le saignement collecté ou intratissulaire est à une phase aiguë ou tardive car la séméiologie en imagerie des saignements est différente en fonction de leur ancienneté.

- L'exploration en imagerie d'une hémorragie, qu'elle soit extériorisée, collectée ou intratissulaire, a deux objectifs essentiels : diagnostique : affirmer le saignement, le localiser, évaluer son importance, son ancienneté, son potentiel évolutif ;
- thérapeutique : prise en charge de l'étiologie vasculaire par des techniques d'embolisation avec des gestes mini-invasifs percutanés.

Imagerie des processus hémorragiques

Radiographies

Les radiographies, fondées sur les rayons X et leur atténuation par les tissus qu'ils traversent, sont souvent l'examen de première intention dans l'exploration des traumatismes ostéoarticulaires. Elles ne permettent cependant pas de caractériser ou de localiser précisément les hématomes. En effet, à la phase aiguë ou subaiguë, les hématomes ont une densité de tonalité hydrique, non spécifique, qui se confond avec celle des structures musculoligamentaires adjacentes. Il existe une exception qui est celle des épanchements dans une articulation à la phase aiguë d'un traumatisme. L'hémarthrose se traduit par un comblement radio-opaque intra-articulaire avec remplacement du contingent graisseux synovial par du liquide (figure 19.1). Si la densité d'un épanchement sanglant n'est pas différente de celle d'un épanchement liquidien citrin ou purulent, on considère que lorsque l'épanchement survient à la phase aiguë du traumatisme, il s'agit plus probablement d'une hémarthrose.

Figure 19.1

Traumatisme du genou droit chez une femme de 35 ans lors d'une chute. La radiographie standard du genou droit de profil montre un comblement radio-opaque du récessus sous-quadricepsal (A) (flèches) correspondant à l'hémarthrose. Après traitement (B) (astérisque), cette image a disparu. L'hémarthrose est le signe indirect d'une fracture du plateau tibial latéral, visualisée en TDM (C) (flèche).

À la phase chronique, si les parois de l'hématome sont calcifiées, elles apparaîtront sous la forme de lignes radio-opaques en radiographie.

Échographie

L'échographie joue également un rôle dans la détection des hémorragies ou hématomes.

- En échographie, l'aspect d'un hématome évolue dans le temps (figure 19.2) : les premiers jours, la composante liquidienne (sang fluide) est majeure : l'absorption des ultrasons est minimale avec peu de réflexion, la quasi-totalité des ultrasons traverse l'hématome. L'hématome est anéchogène, c'est-à-dire noir, avec un renforcement postérieur des ultrasons ;
- après 15 jours d'évolution, en phase subaiguë, l'hématome va coaguler et avoir une composante fibreuse « pseudotissulaire » : l'absorption des ultrasons augmente avec une augmentation de leur réflexion. L'hématome devient échogène.

Figure 19.2

Aspect échographique à J 1 et à J 20 d'un hématome musculaire du mollet.

À J1 (A), l'hématome est anéchogène sous la forme d'une bande noire entre les muscles gastrocnémien (GM) et soléaire.

À J20 (B), l'hématome est échogène (entre les flèches) avec une atténuation plus importante des ultrasons et une augmentation de leur réflexion.

-
- Il existe trois indications principales de l'échographie dans les processus hémorragiques : dans la prise en charge du polytraumatisé avec instabilité hémodynamique : « FAST » écho pour la recherche d'une hémorragie dans une cavité séreuse : hémopéritoine ou hémothorax. Lorsque le patient est trop instable pour faire un bilan lésionnel précis par TDM, chez les accidentés de la route par exemple, une exploration échographique de la cavité thoracique et abdominale à la recherche de sang est réalisée au lit du malade. Ce repérage peut alors conditionner son transfert

au bloc opératoire pour exploration chirurgicale en vue d'un geste d'hémostase en urgence extrême ;

- dans la prise en charge des lésions musculaires pour la recherche d'hématome (figure 19.2) ;
- dans la détection des saignements profonds comme les kystes ovariens hémorragiques.

TDM

La TDM joue un rôle fondamental dans le diagnostic des hématomes profonds.

- L'exploration en TDM d'une hémorragie requiert la réalisation d'un protocole en deux temps sans puis avec injection de produit de contraste de façon à objectiver les éléments suivants : au temps sans injection, la TDM permet d'affirmer l'hémorragie ;
- après injection de produit de contraste iodé, la TDM permet de rechercher la cause : une malformation vasculaire (anévrisme), une plaie vasculaire.

TDM sans injection

Fondée sur l'atténuation d'un faisceau de rayons X par les tissus qu'ils traversent, la TDM fournit une image en niveaux de gris. Cette atténuation, propre à chaque tissu, a permis d'établir une échelle de densité en UH (figure 19.3). Le coefficient d'atténuation du sang à la phase aiguë est compris entre 50 et 70 UH ; la plupart des tissus (cerveau, foie, rate, tube digestif, muscles) ayant une densité spontanée située entre 20 et 50 UH. Ainsi, la présence de sang frais se traduit en TDM par des collections ou épanchements spontanément denses sur une TDM sans injection, c'est-à-dire de densité supérieure aux tissus voisins.

Figure 19.3

Échelle de densité des tissus selon Hounsfield allant de -1000 UH à + 1000 UH. Le sang (caillot, hématomes récents) est compris entre + 50 et + 70 UH.

À titre d'exemple, devant une forte suspicion d'hémorragie sous-arachnoïdienne en cas de céphalées intenses, le temps sans injection de la TDM cérébrale permet de mettre en évidence une hyperdensité spontanée des espaces sous-arachnoïdiens (figure 19.4).

Figure 19.4

Céphalée brutale en coup de tonnerre chez une femme de 46 ans.

Réalisation d'une TDM sans injection montrant une hémorragie sous arachnoïdienne massive : hyperdensité spontanée (étoile) des espaces sous-arachnoïdiens et intraventriculaire (flèche).

TDM avec injection

L'hémorragie ou l'hématome ayant été identifié sur le temps sans injection, l'injection de produit de contraste aide à identifier et à localiser la cause de l'hémorragie lorsqu'elle est abondante et ainsi à optimiser la prise en charge thérapeutique.

On réalise le plus souvent une seule injection de produit de contraste iodé avec deux acquisitions : l'une précoce au temps artériel et une plus tardive au temps veineux.

Diverses causes peuvent ainsi être mises en évidence : à l'étage cérébral : un anévrisme intracrânien (figure 19.5), une malformation artérioveineuse, une thrombophlébite cérébrale ;

à l'étage abdominopelvien : un hématome, une plaie vasculaire (figure 19.6) (traumatique ou chirurgicale).

Figure 19.5

Cas de la [figure 19.4](#) avec TDM sans injection (A) et angio-TDM du polygone de Willis (B), révélant un anévrisme intracrânien (flèche noire).

L'angio-TDM est une étude au temps artériel des vaisseaux intracrâniens. L'anévrisme apparaît comme une image d'addition sacciforme.

Figure 19.6

Femme de 80 ans admise aux urgences pour violentes douleurs abdominales après une chute sur le flanc gauche avec instabilité tensionnelle.

La TDM sans injection (A) montre un volumineux hématome du muscle psoas gauche (hyperdensité spontanée) (astérisque). Après injection de produit de contraste au temps artériel (B), mise en évidence d'une fuite active de produit de contraste (flèche), cette fuite active apparaît sous la forme d'une flammèche de produit de contraste hyperdense (de la même densité que l'aorte abdominale). La patiente a été prise en charge immédiatement en radiologie interventionnelle pour embolisation.

Dans les cas de plaie vasculaire, l'injection de produit de contraste permet de rechercher le site actif de l'hémorragie (ou fuite active ou extravasation). On ne visualise pas directement la brèche vasculaire, mais en regard de la plaie vasculaire apparaît une flammèche de produit de contraste très hyperdense au sein de l'hématome ([figure 19.6](#)).

Lorsqu'il existe une fuite active ou extravasation de produit de contraste, un traitement doit être entrepris en urgence : celui-ci sera soit chirurgical, soit radiologique avec embolisation. Cette dernière option est percutanée, par conséquent moins invasive pour le patient.

Artériographie

La prise en charge thérapeutique des hémorragies repose actuellement en grande partie sur les techniques d'embolisation sous contrôle de l'imagerie. Ces procédures sont réalisées par les radiologues qui jouent désormais un rôle fondamental.

L'abord se fait par voie percutanée avec ponction d'une artère fémorale ou radiale. Il s'agit d'une technique mini-invasive.

Par un arsenal thérapeutique, fait de sondes vasculaires par lesquelles progressent les cathéters, le radiologue sous contrôle radiographique peut accéder au site du saignement ou de l'anévrisme et peut procéder à l'embolisation. Les dispositifs d'embolisation sont variés : *coils* (spires métalliques), *stents* et matériel visqueux.

Les principales indications sont l'hémorragie digestive haute avec ulcère hémorragique et échec du traitement endoscopique par le gastro-entérologue, l'hémorragie de la délivrance et l'hémorragie intracrânienne sur rupture d'anévrisme.

IRM

L'IRM a un rôle fondamental dans le diagnostic positif des hématomes avec un avantage par rapport aux autres techniques d'imagerie : la datation approximative du début du processus hémorragique.

- En effet, le signal de l'hématome varie en fonction du délai écoulé entre sa formation et la réalisation de l'IRM ([figure 19.7](#)) : hyperaigu (quelques heures) : hyposignal T1 et hypersignal T2 liés au contenu en oxyhémoglobine ;
 - aigu (J1-J3) : iso- ou hyposignaux T1 et T2 liés au contenu en déoxyhémoglobine ;
 - subaigu précoce (J3-J7) : hypersignal T1 et hyposignal T2 liés au contenu en méthémoglobine ;
 - subaigu tardif (J7-J14) : hypersignal T1 et hypersignal T2 au centre de l'hématome. Couronne en hyposignal périphérique T1 et T2 (hémosidérine et tissu fibreux) ;
 - chronique (après J14) : hyposignaux T1 et T2 liés à l'hémosidérine et au tissu fibreux.
-

Figure 19.7

Deux exemples d'hématome intraparenchymateux en IRM.

A. Coupe axiale en pondération T1 : hématome en phase subaiguë précoce en hypersignal T1.

B. Coupe coronale en pondération T2 écho de gradient en phase subaiguë tardive avec centre en hypersignal T2 et périphérie d'hemosidérine en hyposignal T2.

Cette finesse sémiologique est intéressante notamment en neuroradiologie où les patients sont parfois vus à distance de l'épisode initial. Ainsi en cas d'AVC hémorragique avec hématome intraparenchymateux, il est possible d'apprécier de façon approximative l'ancienneté du saignement.

Scintigraphie aux hématies marquées au ^{99m}Tc

La scintigraphie aux hématies marquées peut être utile en cas de saignement digestif occulte, lorsque les méthodes artériographiques et endoscopiques sont négatives, et en dehors d'un contexte d'urgence thérapeutique. Le principe est d'utiliser comme traceur les globules rouges du patient marqués au ^{99m}Tc . Ces globules rouges marqués s'accumulent au niveau du site de saignement, à une vitesse dépendant de l'importance du saignement (de quelques secondes à plusieurs heures).

Les techniques scintigraphiques peuvent également permettre de détecter un diverticule de Meckel, cause classique de saignement digestif chez l'enfant (cf. « Imagerie pédiatrique »).

Conclusion

L'exploration des processus hémorragiques en imagerie est multimodale : hématomes musculaires en échographie, hématomes profonds en TDM, évolution des hématomes intracérébraux en IRM et prise en charge thérapeutique en artériographie.

La TDM joue un rôle clé dans leur prise en charge diagnostique dans le cadre de l'urgence avec la mise en évidence d'une hyperdensité spontanée au temps sans injection. En l'absence de contre-indications, l'examen doit être complété par l'injection de produit de contraste à la recherche d'une fuite active ou d'une malformation vasculaire qui conditionnera la prise en charge thérapeutique.



Essentiel à retenir

- Les hémorragies ont une présentation spécifique dans chacune des modalités d'imagerie.
- Dans le contexte d'urgence, l'examen de première intention est le plus souvent l'échographie, suivi par la TDM.
- L'imagerie a un double rôle essentiel dans la prise en charge des hémorragies : 1. diagnostique : affirmer le saignement, le localiser, évaluer son importance, son ancienneté, son potentiel évolutif ; 2. thérapeutique : prise en charge de la cause du saignement par des techniques d'embolisation par des gestes mini-invasifs percutanés.

Entraînement 19.1 QCM

QCM 1

- Quelle est la technique d'imagerie la plus performante pour la détection d'une extravasation de produit de contraste ? Radiographie
- Échographie
- IRM
- TDM
- Artériographie

QCM 2

- Comment se présente un hématome en IRM à la phase hyperaiguë ?Hypersignal T1 et hypersignal T2
- Hyposignal T1 et hypersignal T2
- Hyposignal T1 et hyposignal T2
- Hypersignal T1 et hyposignal T2
- Isosignal T1 et isosignal T2

QCM 3

- Quelle est la densité spontanée du sang sur une TDM sans injection ?50–70 UH
- 100–150 UH
- 20–30 UH
- 0–10 UH
- 1000–1200 UH

QCM 4

- Quel est l'aspect échographique d'un hématome des parties molles à la phase liquidienne ?
Anéchogène
 - Isoéchogène
 - Hyperéchogène
 - Hydense
 - Hyposignal
-

Chapitre 20 Imagerie ostéoarticulaire

E. Rust and G. Bierry

Plan du chapitre

Connaître les principaux avantages, limites et indications des examens d'imagerie 194

Reconnaître les principales anomalies en imagerie 198



Objectifs

Connaître

- Les avantages, limites et principales indications : des radiographies ;
- de la TDM ;
- de l'IRM ;
- de l'échographie ;
- de la scintigraphie et de la tomoscintigraphie ;
- de la TEP.

Savoir reconnaître

- Une fracture/une luxation ;
 - Une anomalie de l'interligne/cavité articulaire ;
 - Un syndrome tumoral ;
 - Une augmentation/diminution de densité en radiographies/TDM ;
 - Une anomalie de l'os médullaire.
-

Connaître les principaux avantages, limites et indications des examens d'imagerie

Radiographies : principales indications, aspects normaux et pathologiques

Indications des radiographies en pathologie ostéoarticulaire

Les radiographies sont indiquées en première intention dans toutes les affections de l'appareil locomoteur. Une exception notable est cependant le patient polytraumatisé pour laquelle une TDM sera réalisée en première intention.

Aspects normaux

Les os sont limités par l'os cortical qui apparaît d'un blanc très dense en radiographie (comme en TDM).

La cavité médullaire est remplie par les travées de l'os spongieux (trabéculaire), servant de support à la moelle hématopoïétique : sa densité est inférieure à celle de l'os cortical. Chez le patient non ostéoporotique, les travées sont généralement clairement discernables.

Les tissus musculosquelettiques non calcifiés (muscles, tendons, ligaments, cartilages, ménisques) ne sont pas discernables les uns des autres en radiographie : ils présentent tous un aspect gris intermédiaire (ou tonalité hydrique) (figure 20.1).

Figure 20.1

Aspect comparatif d'une articulation (genou) en radiographie (A), coupe frontale TDM (B) et coupe frontale IRM en pondération T1 (C).

L'os cortical (flèche blanche) apparaît blanc en radiographie et TDM mais noir en IRM. La moelle osseuse (astérisque) est analysable en IRM. En radiographie et TDM, c'est l'os spongieux « trabéculaire » qui est analysable. Seule la hauteur de l'interligne articulaire (crochet) est analysable en TDM et en radiographie. En revanche, l'IRM permet d'analyser les ménisques (têtes de flèche), les ligaments (flèches larges) et les cartilages (#).

Anomalies osseuses

Les modifications des os détectables par les radiographies sont de trois types : de position : luxation ; de forme : fracture, tumeur (figure 20.2) ;

de densité : augmentation (ostéocondensation/sclérose) ou diminution (déminéralisation/ostéolyse).
Figure 20.2

Radiographie de face du poignet droit montrant une fracture de l'extrémité distale du radius (flèches). Les radiographies sont parfaitement adaptées pour reconnaître des modifications des formes et contours des os (tumeurs, fractures) ou des modifications de rapport entre les os (luxations) car le contraste entre les os et les tissus adjacents (muscles, tendons, graisse) est suffisant.

- Les radiographies sont également très efficaces pour détecter une augmentation de densité osseuse, par exemple : condensation de l'os sous-chondral (c'est-à-dire sous le cartilage articulaire) dans l'arthrose ;
- cal fracturaire ;
- tumeur formant de l'os ;
- dysplasie osseuse condensante.

Les radiographies sont en revanche moins performantes pour détecter une diminution de la densité osseuse : on estime que les anomalies ne sont visibles que quand 40 % de la charge calcique a disparu.

Anomalies des tissus musculosquelettiques non calcifiés (tendons, ligaments, muscles, ménisques)

Les radiographies ne permettent pas de montrer directement des anomalies des tissus musculosquelettiques non osseux (cartilage, tendons, ligaments, muscles) (figure 20.1).

Par exemple, une rupture ligamentaire est impossible à voir directement en radiographie : l'œdème lésionnel ayant la même densité que le tissu lésé (hydrique/hydrique), il n'existe pas de contraste radiologique permettant de les différencier.

- Deux anomalies sont en revanche détectables : une calcification ou une ossification des parties molles (contraste « calcique » versus « hydrique ») ;
- un épaissement des tissus mous ayant une interface avec de l'air (gonflement d'une articulation après entorse par exemple) (contraste hydrique/aérique) ou la graisse sous-cutanée (contraste hydrique/graisseux).

Cas particulier du cartilage

Le cartilage est un tissu de tonalité hydrique évalué en routine par des radiographies, mais de façon indirecte. Le cartilage recouvre les surfaces articulaires des os et est donc responsable de l'épaisseur de l'interligne articulaire (l'espace entre les os).

Quand le cartilage est endommagé, comme dans l'arthrose, il s'amincit, et l'épaisseur de l'interligne diminue (on parle de « pincement » de l'interligne). L'atteinte du cartilage peut ainsi être évaluée indirectement par l'étude de l'épaisseur de l'interligne. Attention, néanmoins, il faut que la destruction

du cartilage soit déjà avancée pour voir un pincement significatif, et les radiographies restent donc relativement peu sensibles pour son analyse.

TDM : principales indications et analyse séméiologique

Indications

La TDM peut être indiquée en pathologie ostéoarticulaire, notamment : en traumatologie, lorsqu'un bilan plus précis que les radiographies est nécessaire (préopératoire par exemple) (figure 20.3) ;

en pathologie infectieuse ou tumorale pour préciser une atteinte de l'os cortical ou trabéculaire.

Figure 20.3

TDM (reconstruction sagittale en fenêtre osseuse) montrant une fracture du corps vertébral de T12 (flèche).

Analyse des tissus

Comme la base physique est la même, la séméiologie de la TDM est identique à celle des radiographies : on distingue des anomalies condensantes ou déminéralisantes/lytiques.

IRM : principales indications, aspects normaux et pathologiques

Généralités

À l'opposé des radiographies et de la TDM, l'IRM est capable de discriminer des tissus « hydriques » dès lors qu'ils présentent des T1 et T2 suffisamment différents. En raison de ces temps T1 et T2 très différents, l'IRM est l'examen d'imagerie le plus performant pour l'analyse des tissus musculosquelettiques.

Aspects normaux

L'os cortical est pauvre en protons, il a surtout un temps de relaxation T2 extrêmement court. Il apparaît donc noir en T1 et en T2.

La moelle osseuse est principalement grasseuse : la médullaire est donc en hypersignal T1 et en iso-/hypersignal en T2. Les travées osseuses (os trabéculaire) sont peu visibles (en hyposignal sur toutes les séquences).

Les tendons, les ligaments et les ménisques sont en hyposignal T1 et T2 ; ils sont clairement analysables car discernables des autres structures environnantes.

Les muscles très hydratés présentent, en revanche, un signal intermédiaire (plus ou moins gris) en T1 et T2. Ils sont ainsi faciles à distinguer des tendons et ligaments.

Le cartilage articulaire, très hydraté lui aussi, se traduit également par une couche de signal gris intermédiaire recouvrant l'épiphyse.

Indications

- Les indications de l'IRM en pathologie ostéoarticulaire sont vastes, avec une supériorité par rapport aux autres modalités pour l'analyse : de l'os médullaire : recherche d'œdème ou d'infiltration tumorale ;
- des muscles : recherche de traumatisme, tumeur, infection, etc. ;
- des tendons, ménisques, ligaments : recherche de rupture, fissure.

Analyse

Les processus pathologiques, quelle que soit leur nature (infection, tumeur, traumatisme, dégénératif, ischémique, inflammatoire), s'accompagnent souvent d'un œdème qui modifie le signal IRM des tissus atteints ; ils apparaissent alors en hyposignal T1 et hypersignal T2. Cependant certaines modifications structurales de l'os, en particulier cortical, sont analysables uniquement en radiographie, ce qui explique qu'une radiographie reste indispensable avant une IRM.

Échographie

Généralités

L'échographie est fondée sur l'émission et la réception d'ondes ultrasonores. Elle renseigne sur l'échogénicité du tissu étudié. Son application en imagerie ostéoarticulaire est limitée à l'exploration des structures superficielles, et elle est particulièrement efficace pour la détection d'un épanchement intra-articulaire.

Aspects normaux

- Les tissus étudiés en échographie sont décrits comme : hyperéchogène (blanc) ;
- hypoéchogène ou anéchogène (noir, équivalent à l'eau) ;
- isoéchogène (gris).

Les muscles sont globalement isoéchogènes. Les tendons et ligaments sont hyperéchogènes, avec un aspect fibrillaire. Les os ne peuvent être analysés que pour leur surface corticale qui est hyperechogène avec un cône d'ombre postérieur du fait du caractère très réfléchissant de l'interface os-tissus mous. Les liquides, notamment articulaires, sont anéchogènes.

Indications

- Les principales indications de l'échographie pour l'appareil locomoteur sont la recherche : d'épanchement intra-articulaire ;
- de lésions ligamentaires ou tendineuses ;
- de lésions musculaires ;
- de tumeurs des tissus mous.

Analyse

Un épanchement intra-articulaire est relativement facile à détecter par la mise en évidence du liquide anéchogène (donc noir) dans la cavité articulaire.

Les lésions musculaires, tendineuses ou ligamentaires peuvent se manifester comme des interruptions de la continuité des fibres, et/ou des zones hypoéchogènes ou hétérogènes correspondant à des zones hémorragiques ou d'œdème (donc d'eau) locales.

Scintigraphie osseuse : avantages, limites et principales indications

Généralités, avantages et limites

Le squelette est un tissu vivant en remodelage permanent avec un équilibre entre activité ostéoblastique (accrétion) et ostéoclastique (résorption). En cas d'agression (fracture, métastase, infection, etc.), l'os réagit de manière univoque en augmentant sa perfusion (pour multiplier les échanges) et son remodelage osseux.

Grâce à l'injection au patient par voie veineuse d'un MRP à tropisme osseux (bisphosphonates marqués au ^{99m}Tc , intégrés à l'os lors du processus d'accrétion), la scintigraphie permet la réalisation d'une cartographie fonctionnelle de l'activité ostéoblastique du corps entier.

Les images sont généralement acquises deux à quatre heures après injection du MRP, délai nécessaire pour que celui-ci se fixe au squelette. Des images précoces sont parfois également réalisées : le MRP est alors encore dans les compartiments vasculaire et interstitiel, ce qui permet de donner une information inflammatoire. Le MRP non fixé à l'os est éliminé par les urines.

On réalise à la fois des images de projection (dites « planaires ») et des tomoscintigraphies, souvent associées à une TDM de repérage. Ainsi, on s'affranchit des contraintes de superposition et on localise très précisément les hyperfixations osseuses. De plus, les anomalies de fixation peuvent être confrontées au contexte anatomique et aux données TDM, afin d'augmenter la spécificité. Il est ainsi par exemple possible d'identifier, au sein d'une scintigraphie osseuse, les hyperfixations articulaires liées à des processus arthrosiques bénins actifs.

Le principal avantage de la scintigraphie est sa sensibilité très élevée : presque toute agression augmente l'activité ostéoblastique et induit une **hyperfixation**. On fait l'image de la réaction et non pas de la lésion. Cette hyperfixation peut être focale (exemple : fissure), régionale (exemple : algodystrophie, infection), multifocale (exemple : métastases), ou générale (exemple : ostéopathie métabolique).

En outre, la scintigraphie montre parfois des processus osseux sans traduction radiographique (exemple : fissure, métastase) ; elle est aussi très utile quand l'évaluation radiologique est délicate (exemple : prothèses articulaires, arthrodèse rachidienne).

Les limites de la scintigraphie sont de deux ordres : **superposition des pièces osseuses pour la scintigraphie planaire « conventionnelle », et également superposition de l'élimination urinaire du MRP**. Il est parfois difficile de déterminer à quelle structure osseuse se rattache une hyperfixation, notamment pour le rachis et les pieds. Cette limite est résolue par l'emploi de la tomoscintigraphie (figure 20.14) ;

spécificité limitée : même si le contexte clinique et la distribution des anomalies de fixation permettent souvent d'arriver à un diagnostic, l'évaluation du remodelage osseux fourni par la scintigraphie est une information en tant que telle peu spécifique. En effet, de nombreux processus osseux sont susceptibles d'augmenter l'activité ostéoblastique et peuvent donc se manifester par une hyperfixation à la scintigraphie. Cette limite est réduite par la tomoscintigraphie.

Figure 20.4

Radiographies de face de l'épaule gauche montrant des rapports normaux de l'articulation gléno-humérale (à gauche) et une luxation gléno-humérale antéro-inférieure avec perte des rapports anatomiques normaux (à droite) (flèche).

L'augmentation de l'activité ostéoblastique ne permet intrinsèquement pas de distinguer un processus tumoral malin d'une atteinte bénigne (exemple : un tassement vertébral récent équivaut à une fracture et apparaîtra intensément hyperfixant en scintigraphie osseuse, qu'il soit de nature bénigne ostéoporotique ou maligne métastatique).

Certaines affections osseuses pourtant agressives n'induisent pas d'activité ostéoblastique et donc pas d'hyperfixation scintigraphique. Il s'agit par exemple de certaines métastases osseuses strictement ostéolytiques et rapidement progressives, ou des localisations de myélome.

On retiendra également comme limite de la scintigraphie la dose délivrée au patient, supérieure à celle des radiographies.

Aspect normal

La fixation du MRP sur le squelette doit être homogène et symétrique. L'interprétation doit cependant prendre en compte des altérations banales liées à l'âge (foyers arthrosiques hyperfixants chez le sujet âgé). Il existe une visualisation normale des reins, de la vessie et parfois même des uretères compte tenu de l'élimination urinaire du MRP. Chez l'enfant, il existe une hyperfixation physiologique des

cartilages de conjugaison (région métaphysaire) car ils sont hypervascularisés et surtout possèdent une activité ostéoblastique intense du fait de la croissance (cf. « Imagerie pédiatrique »).

Indications

- Exploration d'un syndrome douloureux local, généralement après un premier bilan d'imagerie incomplètement conclusif (exemple : mise en évidence d'une atteinte microtraumatique, d'une ostéonécrose, d'une algodystrophie).
- Exploration d'un syndrome douloureux général inexplicé (exemple : atteinte rhumatismale inflammatoire).
- Évaluation du squelette appareillé (exemple : prothèse articulaire douloureuse, arthrodeuse rachidienne instrumentée douloureuse).
- Bilan d'extension initial et suivi d'un cancer ostéophile condensant où la scintigraphie osseuse est souvent réalisée en première intention en raison de sa sensibilité élevée.
- Recherche d'un processus septique (exemple : ostéomyélite).
- Recherche et évaluation de tumeurs osseuses bénignes (exemple : ostéome ostéoïde, dysplasie fibreuse) et de tumeurs malignes de lignée osseuse (ostéosarcome).
- Exploration de désordres métaboliques osseux (exemple : ostéopathie métabolique, maladie de Paget).

La scintigraphie osseuse permet également l'évaluation d'une anomalie osseuse déjà connue : détermination du caractère ancien ou récent d'une lésion osseuse (exemple : identification de l'atteinte la plus récente chez un patient algique présentant des tassements vertébraux étagés) ; détermination du caractère métaboliquement actif ou non d'une lésion osseuse (exemple : découverte d'une ostéocondensation chez un patient aux antécédents oncologiques, doute sur un ostéome ostéoïde).

Principes d'interprétation de la tomoscintigraphie couplée à la TDM

Elle repose sur l'identification de toutes les anomalies de fixation qu'il convient alors d'explicitier en fonction de la topographie (exemple : articulaire, en pleine pièce osseuse, trajet linéaire fracturaire ?, etc) et des données de la TDM de repérage (exemple : anomalie de la trame osseuse congruente aux anomalies de fixation ? Diagnostic alternatif à celui de métastase débutante ?).

TEP au ¹⁸F-FDG

La TEP au ¹⁸F-FDG, qui explore le métabolisme glucidique, permet de mettre en évidence des processus osseux pathologiques, notamment en oncologie : contingents tumoraux hypermétaboliques infiltrant le squelette telles que les métastases osseuses de type ostéolytique ou mixte, et les infiltrations ostéomédullaires (comme le myélome par exemple).

Elle est par ailleurs plus performante que la scintigraphie osseuse dans l'évaluation de certaines tumeurs osseuses non ostéoïdes, notamment le sarcome d'Ewing.

Reconnaître les principales anomalies en imagerie

Fractures et luxations

Les fractures sont des interruptions de la continuité (« solutions de continuité ») de l'os. Elles concernent généralement l'os cortical et l'os spongieux (trabéculaire), mais peuvent également n'atteindre que l'os trabéculaire.

Une fracture se traduit par une interruption du contour de l'os, avec un déplacement possible des fragments l'un par rapport à l'autre. Si la fracture est uniquement trabéculaire, le contour n'est pas modifié.

Les radiographies sont généralement suffisantes pour mettre en évidence les fractures, avec la réalisation systématique de deux clichés orthogonaux (par exemple face et profil) pour limiter les superpositions. Néanmoins, dans certains cas, une TDM complémentaire peut être indiquée (fractures difficiles à analyser sur les radiographies, fractures complexes, etc.).

Les fractures n'atteignant que l'os spongieux ne sont en général détectables qu'en IRM ou en scintigraphie.

Les luxations sont des pertes permanentes de la relation normale des os dans une articulation ; les radiographies sont en général suffisantes pour le diagnostic initial (figure 20.4).

Cavité et interligne articulaire

Une articulation réunit des surfaces articulaires osseuses par une capsule et délimite ainsi une cavité articulaire.

La distance entre les os dans une articulation s'appelle l'interligne articulaire correspondant dans l'immense majorité des cas à l'épaisseur du cartilage recouvrant les épiphyses (surfaces articulaires osseuses).

Cet interligne peut s'amincir en cas de lésion cartilagineuse comme dans l'arthrose, on parle alors de pincement articulaire (figure 20.5).

Figure 20.5

Radiographie de face du genou gauche montrant un pincement de l'interligne fémoro-tibial médial (flèches) dans le cadre d'une arthrose. Noter la condensation sous-chondrale associée.

Le volume de la cavité articulaire peut augmenter en cas d'épanchement intra-articulaire, bien visible en échographie (liquide noir anéchogène) (figure 20.6), en TDM (liquide hypo- ou isodense), ou IRM (liquide hyperintense en T2). Il est parfois plus difficile à mettre en évidence en radiographie.

Figure 20.6

Échographie de la hanche d'un jeune enfant présentant une boiterie montrant un épanchement anéchogène (flèches) dans le cadre d'une synovite.

Syndrome tumoral

Une tumeur osseuse peut se développer aussi bien dans l'os cortical que dans l'os médullaire, voire dans le périoste. Elle peut ainsi naître dans une de ces parties et envahir les autres.

Si la tumeur reste dans l'os médullaire, aucune modification de taille et de contour (défini par l'os cortical) ne sera visible en radiographie. Une tumeur osseuse suffisamment grande déforme les contours de l'os réalisant un syndrome tumoral. Les modifications de contours peuvent être soit une expansion osseuse, soit une destruction (ou ostéolyse) (figure 20.7). Les tumeurs intramédullaires sont explorées par IRM.

Figure 20.7

Radiographie de face du genou montrant un processus tumoral (ostéosarcome) déformant les contours du fémur (flèches) et avec une plage d'ostéolyse (flèches sur les bords de l'ostéolyse).

Augmentation de densité radiologique

La densité radiologique peut être augmentée dans les os (ostéocondensation), ou dans les tissus non ossifiés (muscles, tendons, ligaments, etc.).

- Dans les os, l'augmentation de la densité est soit : un mécanisme de défense de l'os face à un processus peu agressif : arthrose avec condensation des surfaces articulaires ([figure 20.8](#)),
-

tumeur bénigne à croissance lente avec réaction condensante de l'os adjacent ;

- une production osseuse par une tumeur de lignée osseuse (ostéosarcome par exemple) ;
- une anomalie développementale ;
- une intoxication (fluor par exemple).

Figure 20.8

Radiographie de hanche gauche de face montrant une condensation de l'os sous-chondral (flèches) de part et d'autre de l'interligne coxo-fémoral pincé dans le cadre d'une arthrose coxo-fémorale.

Toute augmentation de la densité osseuse est liée à une activité ostéoblastique dont la scintigraphie osseuse peut déterminer le caractère actif ou non.

Dans les tissus mous, une augmentation de densité est généralement : une calcification dans la majorité des cas : dépôts de cristaux ([figure 20.9](#)) ;

un corps étranger.

Figure 20.9

Radiographie de face de l'épaule gauche montrant une grande calcification dans un tendon de la coiffe des rotateurs dans le cadre d'un rhumatisme à cristaux de phosphate de calcium basique (PCB).

Diminution de la densité radiologique

Une diminution de la densité radiologique d'un os est de deux types : soit focale : il s'agit d'une ostéolyse ;

soit diffuse : il s'agit d'une déminéralisation ([figures 20.10](#) et [20.11](#)).

Figure 20.11

TDM (reconstruction sagittale en fenêtre osseuse au singulier) montrant une déminéralisation diffuse des corps vertébraux (flèches) qui apparaissent moins denses que les disques intervertébraux et aplatis, traduisant des tassements vertébraux dans le cadre d'une ostéoporose.

Figure 20.10

Radiographie de la hanche gauche montrant une déminéralisation de la tête fémorale qui apparaît moins dense que le grand trochanter, avec une perte de visibilité de la corticale supérieure (flèches) dans le cadre d'une algodystrophie.

Les ostéolyses sont des zones limitées où la densité osseuse diminue, avec fréquemment une destruction associée de la trame osseuse.

Les principales causes d'ostéolyse sont : les tumeurs osseuses primitives ou secondaires ([figure 20.12](#)) ;

les infections osseuses.

Figure 20.12

TDM (coupe axiale) passant par L2 montrant des ostéolyses multiples (métastases) (astérisques) dont certaines interrompent la corticale (têtes de flèche).

La déminéralisation peut être secondaire à une affection générale du tissu osseux comme l'ostéoporose : elle atteint alors l'ensemble des os du corps.

- La déminéralisation peut également rester régionale (un membre, une articulation), les principales causes sont alors : une infection (arthrite septique débutante) ou un rhumatisme inflammatoire chronique (polyarthrite rhumatoïde par exemple) ;
- une immobilisation prolongée ;
- une algodystrophie (figure 20.10).

Anomalie de l'os médullaire

L'IRM est très sensible aux modifications de la quantité et de la distribution de l'eau. Tous les processus pathologiques entraînant une inflammation avec augmentation de l'eau extracellulaire vont pouvoir être détectés en IRM. Cette inflammation va produire une modification de signal non spécifique dans l'os médullaire se traduisant par un hyposignal en T1 et un hypersignal en T2 (figure 20.13). Il faut noter qu'une infiltration tumorale, quelle que soit la composante inflammatoire associée, va entraîner le même type de modifications.

Figure 20.13

Spondylodiscite infectieuse en IRM. Coupes IRM (plan sagittal) (T1 à gauche, T2 à droite) montrant un œdème vertébral en hyposignal T1 et hypersignal T2 (flèches).

La scintigraphie osseuse (figure 20.14 et 20.15) et la TEP-TDM sont également en mesure d'identifier des processus pathologiques intramédullaires à des phases très précoces, avant qu'ils ne deviennent visibles en radiographie ou en TDM.



Essentiel à retenir

- Les radiographies sont l'examen d'imagerie de première intention dans l'exploration des atteintes de l'appareil locomoteur. Elles permettent l'analyse rapide de l'ensemble d'un os ou d'une articulation mais sont peu sensibles pour l'exploration de l'os médullaire et les tissus non calcifiés (tendons, ligaments, cartilage, muscles).
- La TDM a la même séméiologie que les radiographies. Elle est plus sensible et évite les superpositions mais est plus irradiante et nécessite la revue de toutes les images pour avoir une analyse complète.
- L'IRM est l'examen de référence pour l'analyse des tissus non calcifiés et de l'os médullaire. Les anomalies apparaissent en IRM le plus souvent en hyposignal T1 et hypersignal T2 témoignant d'un œdème.
- L'échographie est un examen rapide et non irradiant, très performant pour la recherche d'un épanchement articulaire et l'étude des tissus non calcifiés superficiels.
- La scintigraphie osseuse est une imagerie fonctionnelle permettant une analyse « corps entier » pour une irradiation relativement limitée. Elle est très sensible mais assez peu spécifique, sa spécificité est améliorée par l'acquisition hybride tomoscintigraphique.

Entraînement 20.1 QCM

QCM 1

- Quel est l'examen de première intention pour l'exploration d'une articulation ? Échographie
- TDM

- Radiographie
- Scintigraphie
- IRM

QCM 2

- Pour la détection de quelles anomalies osseuses la radiographie est-elle performante ? Luxation
- Fracture
- Tumeur
- Déminéralisation osseuse
- Cal osseux

QCM 3

- Quels sont les tissus directement analysables en radiographie : Os cortical
- Os médullaire
- Cartilage
- Muscles
- Synoviale

QCM 4

- Dans les atteintes du cartilage, les radiographies montrent : Rien dans les phases initiales
- Un pincement
- Un élargissement
- Une augmentation de densité
- Une diminution de densité

QCM 5

- Dans l'œdème osseux, L'IRM montre : Un hyposignal T1
- Un hypersignal T1
- Un hyposignal T2
- Un hypersignal T2
- Un isosignal T2

QCM 6

VVL'IRM permet l'analyse : De l'os médullaire
 WW Du cartilage
 XX Des muscles
 YY Des ligaments
 ZZ Des tendons

QCM 7

- La scintigraphie osseuse : Utilise des traceurs des ostéoclastes
- Utilise des traceurs des ostéoblastes
- Utilise des traceurs des macrophages
- Est analysée 2 à 4 heures après l'injection du MRP
- Est analysée à 24 heures après injection du MRP

QCM 8

- Quels sont les sites de fixation normale du MRP en scintigraphie osseuse ?
Cartilage de croissance
 - Rein
 - Vessie
 - Diaphyse osseuse
 - Cartilage articulaire
-

Figure 20.15

Scintigraphie et tomoscintigraphie osseuse chez un patient de 63 ans aux antécédents d'adénocarcinome prostatique en rechute biologique.

Le balayage corps entier (images planaires, à gauche) retrouve de multiples hyperfixations vertébrales. La tomoscintigraphie (à droite, coupes axiales fusionnées avec la coupe TDM) permet d'identifier une hyperfixation intense bénigne en regard d'un processus ostéophytique en L2 (arthrose), une absence d'hyperfixation en regard d'une lésion condensante non métastatique du corps vertébral de L3 (îlot condensant bénin), et une hyperfixation intense du pédicule droit de L5 correspondant à une métastase débutante.

Figure 20.14

Scintigraphie et tomoscintigraphie osseuse montrant des fissures multifocales (flèches) du pied gauche chez une patiente ostéoporotique. La reconstruction 3D (à droite) permet une meilleure évaluation anatomique que le cliché planaire (à gauche) l'acquisition hybride avec TDM permet de plus la recherche d'anomalies morphologiques associées aux hyperfixations.

Chapitre 21 Imagerie du système nerveux central

S. Kremer and F. Le jeune

Plan du chapitre

- Radioanatomie [206](#)
 - Techniques d'exploration neurologique en radiologie et en médecine nucléaire [206](#)
 - Sémiologie normale et éléments de sémiologie pathologique [212](#)
 - Sémiologie pathologique élémentaire en fonction des principaux syndromes [215](#)
-



Objectifs

- Connaître les principales techniques d'imagerie utilisées dans l'exploration du système nerveux central.
 - Savoir reconnaître les éléments d'anatomie radiologique cérébrale et médullaire.
 - Connaître les éléments sémiologiques normaux en TDM et en IRM.
 - Connaître les éléments sémiologiques pathologiques élémentaires (sang, œdème vasogénique autour d'une lésion tumorale, œdème cytotoxique en cas d'ischémie) en TDM et IRM.
 - Connaître les mécanismes physiopathologiques explorés par la TEP et la scintigraphie dans les pathologies neurologiques.
 - Connaître les principaux MRP et le déroulement des examens.
-

Radioanatomie

Les méthodes d'exploration du système nerveux central en radiologie et en médecine nucléaire sont abordées dans ce chapitre. Elles sont morphologiques mais également fonctionnelles et moléculaires. Les coupes principales à connaître en imagerie du système nerveux central sont présentées dans les [figures 21.1 à figure 21.11](#). Elles font l'objet d'une sémiologie spécifique qui sera détaillée.

Figure 21.11

Coupe axiale pondérée en T2 de la colonne lombaire en L3.

1. corps vertébral de L3 ; 2. Lame ; 3. processus épineux ; 4. LCS ; 5. racines de la queue de cheval ; 6. nerf spinal L3 ; 7. foramen intervertébral L3-L4 ; 8. muscles paravertébraux. La figure de gauche permet de repérer la position de la coupe axiale sur une coupe sagittale T2.

Figure 21.10

Coupe axiale pondérée en T2 de la colonne cervicale par le disque intervertébral C7-T1.

1. disque intervertébral C7-T1 ; 2. Lame ; 3. processus épineux ; 4. LCS ; 5. dure-mère ; 6. moelle spinale ; 7. foramen intervertébral ; 8. nerf spinal C8 ; 9. artère vertébrale. La figure de gauche permet de repérer la position de la coupe axiale sur une coupe sagittale T2.

Figure 21.9

Coupes (A à C) coronale pondérée en T2 (A), sagittale médiane pondérée en T1 (B) et coronale pondérée en T1 après injection de gadolinium (C) de l'hypophyse.

1. Hypophyse ; a : lobe antérieur, b : lobe postérieur ; 2. infundibulum (tige) hypophysaire ; 3. selle turcique ; 4. hypothalamus ; 5. 3^e ventricule ; 6. sinus caverneux ; 7. carotide interne ; 8. chiasma optique (II) ; 9. sinus sphénoïdal ; 10. lobe temporal. La figure de gauche permet de repérer la position de la coupe axiale sur une coupe sagittale T1.

Figure 21.8

Angio-IRM par temps de vol des veines de l'encéphale, reconstructions par projection des pixels d'intensité maximale.

Vues latérale (A) et supérieure (B). 1. veine corticale ; 2. sinus sagittal (longitudinal) supérieur ; 3. sinus droit ; 4. sinus transverse (ou latéral) ; 5. sinus sigmoïde ; 6. veine jugulaire interne ; 7. torcular.

Figure 21.7

Angio-IRM par temps de vol des artères de l'encéphale, reconstructions par projection des pixels d'intensité maximale.

Vues supérieure (A) et antérieure (B). 1. artère carotide interne ; 2. artère vertébrale ; 3. artère basilaire ; 4. artère cérébrale moyenne (sylvienne) ; 5. artère cérébrale antérieure ; 6. artère cérébrale postérieure. Les pointillés entourent le cercle anastomotique de la base du crâne (polygone de Willis)

Figure 21.6

Vue médiale de l'hémisphère gauche.

Dessin : Cyrille Martinet

Figure 21.5

Vue latérale de l'hémisphère gauche : le sillon central sépare le lobe frontal en avant du lobe pariétal en arrière.

Le cortex moteur primaire est situé en avant du sillon central (gyrus précentral). Les aires de Broca (gyrus frontal inférieur) et de Wernicke (gyrus temporal supérieur) sont situées dans l'hémisphère gauche.

Dessin : Cyrille Martinet

Figure 21.4

Coupe coronale (ou frontale) pondérée en T2 du cerveau (Charcot).

1. lobe frontal ; 2. lobe temporal ; 3. noyau caudé ; 4. noyau lenticulaire (a : putamen, b : pallidum) ; 5. Thalamus ; 6. corps calleux ; 7. ventricule latéral ; 8. 3^e ventricule ; 9. espace sous-arachnoïdien de la base du crâne (citernes) ; 10. espaces sous-arachnoïdiens péricérébraux ; 11. scissure inter-hémisphérique. La figure de gauche permet de repérer la position de la coupe axiale sur une coupe sagittale T1.

Figure 21.3

Coupe axiale du cerveau pondérée en T1 avec injection de gadolinium (Flechsigs).

1. lobe frontal ; 2. lobe pariétal ; 3. lobe occipital. Ganglions de la base du crâne (noyaux gris centraux) : 4. noyau caudé ; 5. noyau lenticulaire ; 6. Thalamus. 7. capsule interne ; 8. ventricule latéral ; 9.

scissure inter-hémisphérique ; 10. scissure frontopariétale (de Sylvius) ; 11. corps calleux. La figure de gauche permet de repérer la position de la coupe axiale sur une coupe sagittale T1.

Figure 21.2

Coupe axiale pondérée en T2 de la fosse postérieure.

1. pont ; 2. pédoncule cérébelleux ; 3. vermis cérébelleux ; 4. hémisphère cérébelleux ; 5. lobe occipital ; 6: 4^e ventricule ; 7. espace sous-arachnoïdien de la base du crâne (ou citernes de la base) ; 8. oreille interne ; 9. artère basilaire. La figure de gauche permet de repérer la position de la coupe axiale sur une coupe sagittale T1.

Figure 21.1

Coupe sagittale médiane pondérée en T1 de l'encéphale.

Cerveau : 1. lobe frontal. 2. lobe pariétal ; 3. lobe occipital. 4. corps calleux. Tronc cérébral : 5. pédoncules cérébraux ; 6. pont ; 7. moelle allongée. 8. moelle spinale ; 9. vermis cérébelleux ; 10. 3^e ventricule ; 11. 4^e ventricule ; 12. hypophyse. Tirets : extrémité du sillon central à la face interne du cerveau séparant le lobe frontal du lobe pariétal. La figure de gauche permet de repérer la position de la coupe sagittale sur une coupe axiale T2.

Techniques d'exploration neurologique en radiologie et en médecine nucléaire

Explorations neurologiques en radiologie

La neuroradiologie étudie les affections des systèmes nerveux central et périphérique. En fonction des habitudes locales, l'imagerie oto-rhino-laryngologique (ORL) (cf. « Imagerie oto-rhino-laryngologique ») est réalisée en neuroradiologie, ou en radiologie générale. La neuroradiologie se partage entre la neuroradiologie diagnostique et la neuroradiologie interventionnelle.

Neuroradiologie diagnostique

La neuroradiologie diagnostique est fondée sur l'imagerie en coupes par TDM, ou par IRM.

La TDM est un examen facilement accessible, car de nombreux services d'urgences médicales et chirurgicales sont adossés en France à un service d'imagerie équipé d'une TDM. L'acquisition en TDM est rapide, réalisée en moins de 30 secondes pour l'exploration de l'encéphale ou du rachis. La TDM est irradiante et sa résolution en contraste est relativement faible. Son principal avantage est de permettre à la fois l'étude des structures osseuses de la voûte et de la base du crâne, des structures parenchymateuses intracérébrales et des espaces péricérébraux. La TDM a également l'avantage d'étudier les lésions thoraciques et abdominopelviennes dans le même temps d'examen en cas de polytraumatisme.

Ses principales indications sont donc les urgences traumatiques, mais également l'étude des structures osseuses (crâne, rachis).

L'IRM est plus difficile à mettre en œuvre, pour une raison pratique d'accès. En effet, en France, le nombre de machines d'IRM installées est nettement inférieur à celui des TDM. La durée d'examen est plus longue (environ 20 minutes pour une IRM cérébrale). C'est un examen non irradiant et sa résolution en contraste est élevée.

Ses principales indications sont les affections médicales neurologiques, les suspicions de compression médullaire et les bilans préthérapeutiques des tumeurs cérébrales.

Neuroradiologie interventionnelle

La neuroradiologie interventionnelle (ou thérapeutique) comporte le traitement endovasculaire des malformations vasculaires (malformations artérioveineuses, anévrismes) en angiographie conventionnelle (cf. « Processus hémorragiques ») et le traitement de certaines affections rachidiennes comme les tassements vertébraux par exemple sous contrôle tomodensitométrique ou en radiologie conventionnelle.

L'angiographie par cathétérisme est un examen invasif qui nécessite la ponction d'une artère périphérique (fémorale ou humérale) et irradiant car il utilise des rayons X. Les rayons X permettent de suivre la progression du cathéter (radio-opaque) lors de la navigation endovasculaire et de visualiser les lésions vasculaires à traiter. Pour cela, on injecte par le cathéter en intra-artériel un produit de contraste iodé. L'angiographie par cathétérisme n'est pratiquement plus utilisée pour le diagnostic, car elle a été remplacée par les techniques d'imagerie en coupes (angio-TDM, angio-IRM). Elle est donc quasiment exclusivement utilisée en neuroradiologie interventionnelle.

La neuroradiologie interventionnelle partage avec la neurochirurgie les indications de traitement des malformations vasculaires, en particulier les anévrismes (figure 21.12).

Figure 21.12

Angiographie conventionnelle par cathétérisme (A à C) : opacification de l'artère carotide par injection d'iode montrant un anévrisme de l'artère cérébrale antérieure gauche.

A. Mise en évidence de l'anévrisme avant embolisation (flèche blanche).

B. Pendant la mise en place par voie endovasculaire des coils au sein de l'anévrisme (flèche noire).

C. Après embolisation, on ne voit plus que le paquet de coils, l'anévrisme n'est plus opacifié par l'injection d'iode, il est donc exclu de la circulation artérielle (flèche blanche).

Explorations neurologiques en médecine nucléaire

L'étude scintigraphique des pathologies neurologiques bénéficie des explorations par tomoscintigraphie ou par TEP. Il s'agit d'une imagerie fondée sur des acquisitions volumiques qui permettent d'avoir un reflet de la distribution d'un MRP en 3D dans le cerveau et de reconstruire des coupes dans tous les plans de l'espace. Les premières utilisent des MRP émetteurs gamma comme le ^{99m}Tc ou l'iode 123 et les secondes des MRP émetteurs de positons comme le ^{18}F FDG. Selon le MRP injecté, on obtiendra des informations fonctionnelles (perfusion, métabolisme, etc.) ou moléculaires (expression d'un récepteur ou d'un transporteur, etc.) sur le cerveau. Ces informations sont le plus souvent complémentaires des informations obtenues avec la TDM, et plus encore l'IRM. Dans de nombreuses maladies, l'étude combinée des deux examens est nécessaire au bilan et seule la fusion des images de médecine nucléaire et d'IRM permet d'avancer dans le diagnostic. Cette approche « multimodalités » est particulièrement importante pour les explorations neurologiques et elle s'intègre dans le cadre d'un bilan multidisciplinaire.

Mécanismes physiopathologiques explorés par la TEP et la scintigraphie dans les maladies neurologiques

- Il existe plusieurs MRP disponibles en routine dans les services de médecine nucléaire qui permettent d'explorer différents mécanismes physiopathologiques au niveau cérébral : la perfusion cérébrale globale (débit sanguin cérébral) ;
- le métabolisme glucidique ;
- le versant présynaptique de la synapse dopaminergique ;
- le dépôt des plaques amyloïdes.

Les MRP utilisés pour l'étude de ces mécanismes traversent la barrière hématoencéphalique normale, contrairement aux produits de contraste dont le passage est le reflet de la rupture de cette barrière.

Principaux MRP et déroulement des examens

Étude de la perfusion et du métabolisme glucidique

Le débit sanguin cérébral et la consommation de glucose sont corrélés à l'activité neuronale. L'imagerie de perfusion ou du métabolisme permettra donc de détecter des modifications fonctionnelles locales dues à une perte synaptique ou à un dysfonctionnement synaptique. Le métabolisme neuronal et le débit sanguin sont étroitement couplés dans le temps et dans l'espace dans les maladies neurodégénératives. Le débit sanguin cérébral local est le reflet de la demande énergétique locale et donc de la densité de neurones présents. Il existe donc ce qu'on appelle un couplage métabolique-perfusionnel et les deux examens mettent en évidence des anomalies identiques.

La perfusion cérébrale est étudiée après injection intraveineuse d'un MRP marqué au ^{99m}Tc comme l'HMPAO : petite molécule lipophile diffusant facilement à travers la barrière hématoencéphalique, piégée au niveau cérébral après être transformée en molécule hydrophile. Son avantage majeur est qu'elle reflète la perfusion cérébrale au moment de l'injection puisque sa captation débute 10 à 15 secondes après l'injection. Il n'y a pas de contrainte à la réalisation de cet examen : le patient ne doit pas être à jeun et peut avoir pris ses médicaments. Un repos neurosensoriel est nécessaire pendant 15 à 30 minutes avant l'injection.

L'acquisition tomoscintigraphique débute environ 20 à 30 minutes après l'injection et dure environ 20 minutes.

L'étude du métabolisme cérébral se fait en TEP après injection de ^{18}F -FDG. La TEP au ^{18}F -FDG permet d'étudier la consommation importante de glucose par le cerveau normal. Après un repos neurosensoriel de 15 minutes, l'injection du traceur se fait par voie intraveineuse et l'acquisition débute environ 30 minutes après l'injection. La durée d'acquisition est de 10 à 20 minutes selon les protocoles.

Étude de la neurotransmission dopaminergique présynaptique

La synapse est constituée de trois parties : un versant présynaptique, la fente synaptique et le versant postsynaptique.

La dopamine est un neurotransmetteur appartenant à la famille des catécholamines. Au niveau cérébral, la dopamine joue un rôle important et complexe et intervient dans diverses fonctions telles que les fonctions motrices, la cognition, la motivation, les phénomènes de récompense, la mémoire et le sommeil. En imagerie métabolique, c'est surtout sa fonction motrice que l'on va étudier.

La synapse dopaminergique a été très étudiée en médecine nucléaire avec le développement de nombreux MRP au niveau pré- ou postsynaptique dont deux permettent aujourd'hui d'étudier le versant présynaptique : le FP-CIT marqué à l'iode 123 (DatSCAN®) en scintigraphie et la fluorodopa (^{18}F -DOPA) en TEP. Le versant postsynaptique n'est pas étudié en routine.

Le DatSCAN® est un substrat du transporteur présynaptique de la dopamine. L'acquisition débute généralement trois à six heures après l'injection et dure environ 30 minutes. Il n'est pas nécessaire d'arrêter les traitements antiparkinsoniens, agonistes ou antagonistes, puisque ceux-ci agissent au niveau postsynaptique.

La ^{18}F -DOPA est un marqueur de la synthèse de la dopamine et donc également un traceur du versant présynaptique de la synapse dopaminergique. Il est nécessaire d'arrêter les traitements antiparkinsoniens 12 heures avant l'examen. Les acquisitions débutent 90 minutes après l'injection et durent entre 10 et 20 minutes.

Sémiologie normale et éléments de sémiologie pathologique

TDM cérébrale

La substance blanche paraît moins dense (ou plus noire) que la substance grise (cortex et noyaux gris centraux). Le LCS paraît hypodense, alors que les structures osseuses (crâne, rachis) sont hyperdenses (figure 21.13).

Figure 21.13

TDM cérébrale sans (A, C) et après injection (B, D) : la substance blanche (croix blanche) est moins dense que la substance grise intrathalamique (croix noire).

Le LCS (flèche blanche) est hypodense. Après injection, les vaisseaux et les plexus choroïdes sont plus hyperdenses que sur la TDM sans injection (têtes de flèche noires). La graisse intraorbitaire est hypodense (triangles blancs). L'air au sein des cellules ethmoïdales est hypodense (têtes de flèche blanches).

L'eau, l'air et la graisse sont hypodenses (figure 21.14), les calcifications et le sang frais sont hyperdenses (figure 21.15).

Figure 21.15

TDM cérébrales sans injection : hyperdensités spontanées intracrâniennes (croix noire).

A. Calcifications des noyaux gris centraux.

B. Hématome extradural.

C. Hématome sous-dural aigu.

D. Hémorragie sous-arachnoïdienne.

E. Hématome intraparenchymateux.

Figure 21.14

TDM cérébrale sans injection : hypodensités (étoile).

A, B. Tumeur graisseuse extra-axiale temporale droite (méningiome lipomateux) (graisse).

C, D. Pneumocéphalie suite à une fracture de la base du crâne (air).

E à H. Hydrocéphalie à pression normale responsable d'une dilatation ventriculaire (liquide).

Après une acquisition sans injection, une injection intraveineuse de produit de contraste iodé peut être réalisée afin de rechercher des anomalies de rehaussement des vaisseaux ou des prises de contraste tissulaires (méninges, tumeur). Lorsqu'une structure est rehaussée, cela se traduit par une augmentation de la densité (ou hyperdensité) par rapport à la TDM réalisée sans injection. En pratique, on reconnaît le caractère injecté de la TDM par l'augmentation de la densité au sein des artères et des veines ainsi que des plexus choroïdes par rapport à la TDM sans injection (figure 21.13).

IRM cérébrale

Les séquences pondérées en T1 sont dites anatomiques : la substance blanche apparaît en hypersignal (plus blanche) que la substance grise, alors que la substance grise (cortex et noyaux gris centraux) apparaît en hyposignal. Le LCS est en hypersignal (figure 21.16).

Figure 21.16

IRM cérébrale en pondération T1 (A), T1 après injection de gadolinium (B), T2 (C), et FLAIR (D).

La substance blanche est en hypersignal T1 (croix blanche), en hyposignal T2 et FLAIR. La substance grise thalamique est en hyposignal T1, en hypersignal T2 et FLAIR (croix noire). Le LCS

intraventriculaire est en hyposignal T1, en hypersignal T2 et en hyposignal FLAIR (flèche blanche). La graisse intraorbitaire est en hypersignal T1, T2 et FLAIR (flèche noire). L'air est en hyposignal T1, T2 et FLAIR (tête de flèche blanche). Après injection de gadolinium, les structures vasculaires apparaissent plus hyperintenses qu'avant injection (tête de flèche noire).

Si l'on cherche une prise de contraste (au niveau des méninges, d'une tumeur bénigne ou maligne ou d'une lésion inflammatoire), on réalise une séquence en pondération T1 après injection intraveineuse de gadolinium. Les prises de contraste vont se traduire par une augmentation de l'intensité du signal (plus blanche) par rapport au T1 réalisé sans injection. Comme en TDM, on reconnaît le caractère injecté d'une image pondérée en T1 par l'augmentation du signal au sein des artères et des veines du fait de la présence intraveineuse de gadolinium (figure 21.16). Il est important de noter que le tissu cérébral normal ne prend pas le contraste car celui-ci ne traverse pas la barrière hématoencéphalique.

Pour visualiser les vaisseaux, il n'est pas toujours nécessaire d'injecter du produit de contraste, contrairement à la TDM. En effet, les séquences angiographiques sans injection permettent de reconstruire les vaisseaux en analysant les flux en leur sein. Elles sont le plus souvent suffisantes pour analyser les artères du polygone de Willis et les sinus veineux cérébraux. Le T2 est presque l'inverse d'un T1 : la substance blanche est en hyposignal par rapport à la substance grise (cortex et noyaux gris centraux) et le LCS est en hypersignal (figure 21.16). La graisse est en hypersignal en T1 et de signal variable en T2 et l'air et l'os sont noirs en T1 comme en T2.

La séquence FLAIR est une séquence pondérée en T2 sur laquelle le signal des liquides a été annulé. Comme sur une séquence T2, la substance blanche est toujours en hyposignal par rapport à la grise alors que la substance grise (cortex et noyaux gris centraux) paraît plus en hypersignal que la substance blanche. Le LCS apparaît en hyposignal (figure 21.16).

Une structure anormale en IRM est décrite selon la terminologie suivante : une structure en hyposignal ou hypo-intensité est de signal ou d'intensité inférieure au parenchyme cérébral normal. Une structure en hypersignal ou hyperintensité est de signal ou d'intensité supérieurs au parenchyme cérébral normal. Une structure en isosignal ou iso-intensité est de signal ou d'intensité similaires au parenchyme cérébral normal.

En cas d'hématome, le signal du sang varie en fonction du degré de dégradation de l'hémoglobine (figure 21.17) (cf. « Processus hémorragiques »).

Figure 21.17

IRM cérébrales en pondération T1 sans injection (A à C) : évolution du signal au cours du temps d'un hématome intraparenchymateux (croix noire) de l'isosignal vers l'hypersignal.

IRM hypophysaire

L'hypophyse est explorée uniquement en IRM et par des coupes fines en T1 avant et après injection de gadolinium et en T2 (figure 21.9).

L'antéhypophyse est en isosignal T1 et T2 alors que la posthypophyse présente généralement un hypersignal T1 spontané lié au stockage de l'hormone antidiurétique.

Après injection de produit de contraste, l'antéhypophyse saine se rehausse de manière homogène du fait de l'absence de barrière hématoencéphalique, ce qui permet le passage interstitiel du produit de contraste.

IRM médullaire

La moelle épinière, de petit diamètre, est uniquement explorée en IRM qui offre un meilleur contraste que la TDM (figure 21.10). La moelle épinière présente le même signal que le cerveau. En revanche, la substance grise est centrale et prend une forme de H, alors que la substance blanche est périphérique.

Médecine nucléaire

En scintigraphie de perfusion ou en TEP au ^{18}F -FDG, une image normale est caractérisée par une fixation homogène et symétrique du MRP sur l'ensemble du cortex et des noyaux gris centraux (figure 21.18A). Les images anormales sont asymétriques, ou d'aspect symétrique mais de densité inégale (figure 21.18B).

Figure 21.18

TEP au ^{18}F -FDG.

A. Images normales : la fixation du traceur est intense et homogène, symétrique sur l'ensemble du parenchyme cortical et sous-cortical, apparaissant en rouge uniforme sur cette échelle de couleur communément utilisée.

B. Images anormales : la fixation du traceur est diminuée sur l'ensemble du cortex (aspect en jaune) avec des régions cérébrales où l'examen met en évidence un hypométabolisme (aspect en vert) temporopariétal bilatéral et frontal droit. En fonction du contexte, cet aspect peut se rencontrer dans la démence de type Alzheimer. Attention, cet examen rentre dans le cadre d'un bilan spécialisé multidisciplinaire. Il faut toujours interpréter un examen d'imagerie métabolique de façon complémentaire aux données cliniques, neuropsychologiques et d'IRM.

En DatSCAN® ou ^{18}F -DOPA, les images normales montrent une fixation homogène du striatum (noyaux caudés et putamens), sous forme de deux aires symétriques en forme de croissant d'égale intensité (figure 21.19A).

Figure 21.19

Coupes axiales de tomoscintigraphie au DatSCAN®.

A. Images normales : la fixation du traceur s'effectue sur les structures profondes sous-corticales appelées striata constituées : en avant, des noyaux caudés ; en arrière, des putamens. La fixation est homogène et symétrique, avec un aspect en « croissant ».

B. Image anormale : le patient se présente avec une akinésie et hypertonie du membre supérieur gauche. La fixation est diminuée au niveau du putamen droit : atteinte de la synapse dopaminergique sur son versant présynaptique, en rapport avec un syndrome parkinsonien dégénératif.

Séméiologie pathologique élémentaire en fonction des principaux syndromes

Tumeurs cérébrales

Une tumeur cérébrale (figure 21.20), du fait de l'augmentation de l'eau libre, paraît généralement hypodense en TDM et en hyposignal T1, en hypersignal T2 et FLAIR en IRM. La présence d'une néoangiogenèse et d'une rupture de la barrière hématoencéphalique sont identifiées par une prise de contraste. Les lésions tumorales cérébrales sont souvent entourées d'un œdème vasogénique apparaissant hypodense en TDM, en hyposignal T1 et en hypersignal T2 et FLAIR en IRM. Cet œdème est en plage, mal limité, et atteint préférentiellement la substance blanche, contrairement à l'œdème ischémique, cytotoxique.

Figure 21.20

TDM cérébrale sans (A) et avec injection (B), IRM cérébrale en T1 sans injection (C), en T2 (D), en FLAIR (E) et T1 après injection de gadolinium (F).

lésion tumorale intraparenchymateuse (croix noire), hypodense en TDM (A), en hyposignal T1 (C), en hypersignal T2 (D) et FLAIR (E) et rehaussée après injection en TDM (B) et en IRM (F). La lésion est

entourée d'œdème vasogénique (croix blanche) hypodense en TDM, en hyposignal T1 et en hypersignal T2 et FLAIR en IRM.

Comme les tumeurs cérébrales surexpriment généralement les transporteurs du glucose, la TEP au ^{18}F -FDG peut également être utilisée dans certaines indications des bilans de tumeurs cérébrales, en particulier la recherche de récurrence tumorale de haut grade.

La lésion tumorale et l'œdème qui l'entoure occupent de l'espace au sein du parenchyme cérébral, dans le volume non extensible qu'est la boîte crânienne. La lésion et l'œdème sont responsables d'un effet de masse, c'est-à-dire un refoulement des structures anatomiques adjacentes. Cet effet de masse peut aboutir à un engagement, c'est-à-dire le refoulement de structures cérébrales à travers des orifices intracrâniens physiologiques généralement délimités par la dure-mère. On peut ainsi distinguer l'engagement sous-falcien, qui correspond au passage des structures de la ligne médiane sous la faux du cerveau, l'engagement temporal qui correspond à une hernie des structures temporales internes entre la tente du cervelet et le tronc cérébral, et l'engagement amygdalien qui correspond au passage des amygdales cérébelleuses au travers du foramen magnum (figure 21.21, figure 21.22).

Figure 21.22

IRM cérébrale en coupe coronale en T1 (A) et en coupes axiales FLAIR (B, C) : hématoxime intraparenchymateux responsable d'un engagement sous-falcien (croix blanche) et temporal (flèche).

Figure 21.21

IRM cérébrale en coupe sagittale T1 sans injection (A) et coupe coronale T1 après injection de gadolinium.

volumineuse lésion kystique cérébelleuse droite avec nodule mural prenant le contraste (astrocytome pilocytique) (croix blanche). Important effet de masse avec engagement bilatéral des amygdales cérébelleuses dans le foramen magnum (flèche blanche).

L'engagement va induire la compression de certaines structures cérébrales comme le bulbe, par exemple en cas d'engagement amygdalien, ce qui peut rapidement aboutir au décès du patient.

Ischémie cérébrale

L'ischémie cérébrale est induite par une occlusion artérielle, le plus souvent du fait de la présence d'un caillot au sein d'une artère (cf. « Processus ischémiques »). Elle se traduit par un œdème cytotoxique aboutissant à la nécrose du parenchyme cérébral au sein du territoire vascularisé par cette artère occluse. Cet œdème est typiquement bien limité à un territoire artériel et atteint plutôt la substance grise dans les premières heures. En TDM, cela se traduit par une hypodensité : très discrète à la phase précoce, puis de plus en plus marquée (figure 21.23).

Figure 21.23

TDM cérébrale sans injection : hypodensité frontale droite (flèche blanche) correspondant à un AVC ischémique dans le territoire de l'artère cérébrale moyenne (ou sylvien) à 12 et à 48 heures du début des symptômes neurologiques.

-
- L'IRM est plus sensible que la TDM à la phase précoce. Cela est particulièrement important car il existe maintenant des traitements de reperfusion de l'AVC ischémique de moins de six heures : l'injection intraveineuse d'un fibrinolytique, qui permet de détruire le caillot ;
 - la thrombectomie, qui consiste à aspirer le caillot par voie endovasculaire en neuroradiologie interventionnelle.

La séquence IRM essentielle au diagnostic précoce de l'ischémie est la séquence de diffusion (voir Imagerie par résonance magnétique) : la zone ischémisée est en hypersignal dès la première demi-heure après l'occlusion artérielle. Sur les autres séquences d'IRM (T2 et FLAIR), l'apparition de l'hypersignal est plus tardive: jusqu'à six heures après le début de l'ischémie ([figure 21.24](#)).

Figure 21.24

IRM cérébrale en coupes axiales diffusion (A), FLAIR (B) et angio-IRM du polygone de Willis (B). hypersignal en diffusion (croix blanche) correspondant à un AVC ischémique dans le territoire de l'artère cérébrale moyenne droite (ou sylvien droit). Celui-ci n'est pas encore visible en FLAIR, ce qui témoigne du caractère très récent (inférieur à 6 heures). L'angio-IRM montre une occlusion de l'artère cérébrale moyenne droite (flèche).

L'occlusion artérielle peut être mise en évidence par angio-TDM, ou par angio-IRM. Elle se traduit par la non-opacification ou la non-visualisation de l'artère occluse du fait de la présence du caillot ([figure 21.24C](#), [figure 21.25](#)).

Figure 21.25

Angio-TDM du polygone de Willis montrant l'absence de rehaussement de la partie supérieure du tronc basilaire témoignant d'une occlusion (croix blanche). Le thrombus est représenté entre les traits en pointillés.

Hémorragie cérébrale

- Le sang frais apparaît spontanément hyperdense en TDM, en l'absence de toute injection de produit de contraste ([figure 21.15](#)) (cf. « Processus hémorragiques »). Sa densité va ensuite évoluer vers l'hypodensité du fait de la dégradation de l'hémoglobine. Il est important de localiser l'espace dans lequel survient un saignement, en raison de sa valeur étiologique et thérapeutique : un hématome extradural est généralement secondaire à un traumatisme crânien avec fracture de la voûte et arrachement d'une structure vasculaire entre la voûte et la dure-mère : il apparaît sous la forme d'une lentille biconvexe hyperdense entre la dure-mère et la voûte osseuse ;
- un hématome sous-dural est généralement secondaire à un traumatisme crânien : il apparaît sous la forme d'un croissant à concavité interne hyperdense entre l'arachnoïde et la dure-mère. Il est généralement plus étendu que l'hématome extradural ;
- une hémorragie sous-arachnoïdienne est généralement secondaire à une rupture d'anévrisme : elle correspond à une hyperdensité entre la pie-mère et l'arachnoïde, dans les citernes de la base du crâne et/ou au fond des sillons corticaux ;
- un hématome intracérébral apparaît sous la forme d'une hyperdensité dans le parenchyme cérébral.

Épilepsie

Lorsqu'un examen d'imagerie est nécessaire, l'IRM est l'examen de référence, car elle permet de rechercher des anomalies responsables de la survenue de crises d'épilepsie : tumeurs, malformations corticales ou vasculaires.

En cas d'épilepsie pharmacorésistante, si un traitement chirurgical est envisagé, on peut réaliser une étude scintigraphique de la perfusion ou du métabolisme : elle montre, au niveau de la lésion épileptogène, une hypoperfusion intercritique (en dehors des crises) et une hyperperfusion percritique (pendant la crise).

Syndromes démentiels

Dans le cadre de l'évaluation de troubles cognitifs, l'IRM recherche des causes éventuellement curables de démences comme celles décrites ci-dessus (hématome sous-dural, tumeur, AVC) mais aussi à montrer les signes directs, mais tardifs, d'une maladie neurodégénérative comme une atrophie des hippocampes dans la maladie d'Alzheimer.

En médecine nucléaire, l'étude de la perfusion cérébrale et du métabolisme glucidique peut mettre en évidence précocement des zones de dysfonctionnement ou de mort neuronale se traduisant par une hypoperfusion ou un hypométabolisme. Les démences ont en général une topographie lésionnelle spécifique selon l'étiologie ; ces examens peuvent donc être utilisés à visée diagnostique et aider au diagnostic différentiel.

Tremblements et mouvements anormaux

L'IRM permet de rechercher des causes aux tremblements et mouvements anormaux (secondaires à des AVC ou lésions tumorales localisés au sein des noyaux gris centraux). Mais l'IRM, bien que limitée dans la maladie de Parkinson, permet également de rechercher des signes sémiologiques en faveur de certaines maladies neurodégénératives.

Le DatSCAN® et la TEP à la ¹⁸F-DOPA peuvent aider au diagnostic différentiel entre syndrome parkinsonien et tremblements essentiels.

Dans un syndrome parkinsonien, il existe une dégénérescence nigrostriée avec atteinte du versant présynaptique de la synapse dopaminergique au niveau striatal. Les images du versant présynaptique sont donc précocement anormales : asymétrie avec hypofixation du traceur du côté controlatéral aux signes cliniques ([figure 21.19B](#)).

Dans un tremblement essentiel, il n'y a pas d'atteinte neurodégénérative sous-jacente et les images du versant présynaptique de la synapse sont normales ([figure 21.19A](#)).

Perspectives

- Utilisation de champs magnétiques de plus en plus élevés en IRM, qui permet d'augmenter la résolution spatiale mais s'accompagne en contrepartie de nombreuses contraintes.
- Utilisation de nouveaux MRP plus spécifiques comme les traceurs de la plaque amyloïdes dans la maladie d'Alzheimer.
- Développement d'appareils hybrides TEP-IRM permettant des acquisitions simultanées.



Essentiel à retenir

- En neuroradiologie, l'IRM est l'examen de première intention dans les affections médicales neurologiques, alors que la TDM est l'examen de première intention en pathologie traumatique.
- La substance blanche apparaît en hypersignal en T1, hyposignal en T2 et FLAIR, alors que la substance grise apparaît en hyposignal en T1 et en hypersignal T2 et FLAIR. Le LCS apparaît en hyposignal T1 et FLAIR et en hypersignal en T2.
- Le sang frais apparaît hyperdense en TDM. Son signal est variable dans le temps en IRM.
- En imagerie métabolique, il existe des MRP spécifiques pour l'exploration de quatre mécanismes physiopathologiques : perfusion cérébrale, métabolisme glucidique, dépôt des plaques amyloïdes, étude de la voie dopaminergique présynaptique.
- En métabolisme cérébral (¹⁸F-FDG), la fixation normale est intense, homogène et symétrique sur le parenchyme cortical et sous-cortical. Les régions anormales, où il existe un dysfonctionnement synaptique ou une mort neuronale, sont caractérisées par une fixation diminuée du traceur.

- Dans la synapse dopaminergique présynaptique, la fixation normale est homogène et symétrique sur les striata. Dans les régions où il existe un dysfonctionnement synaptique, la fixation est diminuée en intensité ou sous forme d'hypofixations, uni- ou bilatérales en regard des putamens et/ou des noyaux caudés.
-

Entraînement 21.1 QCM

QCM 1

- En TDM, parmi les propositions suivantes lesquelles sont exactes ? Le LCS est hypodense
- L'air est hypodense
- La graisse est hyperdense
- Les calcifications sont hyperdenses
- Le sang frais est hyperdense

QCM 2

- En IRM, le LCS est en :Hyposignal T1
- Hypersignal T2
- Hyposignal T2
- Hypersignal FLAIR
- Hyposignal FLAIR

QCM 3

- Par rapport à la substance grise, le signal de la substance blanche en IRM est en :Hypersignal T1
- Hyposignal T1
- Hypersignal T2
- Hyposignal T2
- Hyposignal FLAIR

QCM 4

- Les différents mécanismes physiologiques étudiés en imagerie métabolique isotopique sont : La perfusion cérébrale par tomoscintigraphie au ^{99m}Tc -HMPAO
- Le métabolisme glucidique cérébral par TEP au ^{18}F -FDG
- Le dépôt cortical des plaques amyloïdes en TEP
- La voie dopaminergique nigrotriée présynaptique en scintigraphie au DatSCAN®
- Toutes les réponses sont fausses

QCM 5

- Le radiopharmaceutique DatSCAN® : Permet l'étude de la voie dopaminergique nigrotriée présynaptique
- Permet l'étude de la voie dopaminergique nigrotriée postsynaptique
- Est marqué à l'iode 123
- Nécessite l'arrêt de la L-DOPA ou des agonistes dopaminergiques
- Toutes les réponses sont fausses

QCM 6

- AAA La TEP au ^{18}F -FDG : Permet d'étudier le métabolisme glucidique cérébral global

- BBB Permet de mettre en évidence des dépôts de plaques amyloïdes
 - CCC Montre une fixation peu intense au niveau du parenchyme cortical normal
 - DDD Apporte des arguments dans le diagnostic différentiel des démences en mettant en évidence des motifs de fixation différents selon le type de démence
 - EEE Toutes les réponses sont fausses
-

Chapitre 22 Imagerie oto-rhino-laryngologique

S. Molière and R. Abgral

Plan du chapitre

- Introduction 224
 - Imagerie de l'oreille et de l'os temporal 224
 - Imagerie cervicofaciale non oncologique 227
 - Imagerie morphologique des cancers des VADS 229
 - Imagerie moléculaire des cancers des VADS : TEP au ^{18}F -FDG 230
-



Objectifs

- Connaître les différentes modalités radiologiques utilisées en imagerie ORL.
 - Savoir quelles modalités radiologiques utiliser pour explorer les différentes régions de la sphère ORL (os temporal, massif facial, cou).
 - Connaître quelques éléments d'anatomie et de séméiologie normales en imagerie ORL.
 - Connaître quelques éléments séméiologiques pathologiques en imagerie ORL.
 - Connaître les principales indications de l'imagerie ORL.
-

Introduction

FFF La sphère ORL correspond à trois régions anatomiques distinctes de l'extrémité céphalique : l'os temporal et son contenu auquel on associe les angles ponto-cérébelleux ;

G G G les sinus de la face et l'étage antérieur (os frontal et éthmoïde) et moyen (sphénoïde) de la base du crâne ;

H H H la filière oro-pharyngo-laryngée qui s'étend du nasopharynx (rhinopharynx) jusqu'à la traversée cervicothoracique et l'ensemble des espaces cervicaux.

L'imagerie de la sphère ORL fait appel à différentes modalités d'imagerie, dont les indications et les performances varient selon la région et les pathologies explorées (échographie, TDM, *cone beam*, IRM, scintigraphie et TEP au ^{18}F -FDG).

Imagerie de l'oreille et de l'os temporal

Techniques

L'étude de l'os temporal et de la base du crâne repose sur deux techniques d'imagerie en coupes : la TDM et l'IRM.

La TDM du rocher, en filtre osseux avec des coupes très fines (épaisseur < 0,6 mm), permet des reconstructions dans les trois plans de l'espace (figure 22.1, figure 22.2) – le plan du canal semi-circulaire latéral est le plan axial de référence – des reconstructions dans le plan des différents osselets

et selon le V ossiculaire, formé par la longue apophyse de l'enclume (*uncus*) et l'étrier (*stapes*). Elle est réalisée sans injection de produit de contraste.

Figure 22.2

TDM d'un rocher normal en coupe coronale.

1 : conduit auditif externe ; 2 : cavité tympanique (épitympan) ; 3 : *uncus* ; 4 : *stapes* (*uncus* et *stapes* formant le « V ossiculaire ») ; 5 : labyrinthe osseux : vestibule ; 6 : conduit auditif interne.

Figure 22.1

TDM d'un rocher normal en coupe axiale dans le plan de référence (plan du canal semi-circulaire latéral).

1 : cellules mastoïdiennes ; 2 : labyrinthe osseux : canal semi-circulaire latéral ; 3 : labyrinthe osseux : canal semi-circulaire postérieur.

L'IRM permet l'étude des cavités du rocher (contenu de la cavité tympanique dans certaines indications, analyse morphologique et du signal des cavités de l'oreille interne, analyse de la mastoïde et de la pointe du rocher), du méat acoustique interne (conduit auditif interne) et des angles pontocérébelleux ([figure 22.3](#)). Elle fait appel à des séquences écho de spin classiques (T1 avant et après injection de gadolinium, T2 avec suppression – ou *effacement* – du signal de la graisse) et à des séquences tridimensionnelles à forte pondération T2 (dites « liquidiennes ») en haute résolution (épaisseur de coupe < 0,8 mm). La séquence de diffusion est utile dans certaines indications.

Figure 22.3

IRM de l'angle ponto-cérébelleux en séquence « liquidiennne » haute résolution.

1 : pont ; 2 : LCS de la citerne prépontique ; 3 : nerf facial (VII) ; 4 : nerf auditif (VIII) ; 5 : liquide périlymphatique du tour basal de la cochlée.

Indications et éléments de séméiologie

Oreille externe et moyenne

Ce sont des cavités normalement aériques, dont les structures physiologiques (osselets) et pathologiques (comblements liquidiens ou tissulaires) bénéficient d'un bon contraste spontané en TDM. La TDM permet l'étude des parois osseuses et des osselets grâce à une résolution spatiale très élevée. Les affections de l'oreille externe et moyenne sont généralement responsables d'une surdité de transmission. Les indications concernent les pathologies aiguë et chronique.

Pathologie aiguë

La recherche d'une otite externe ou moyenne aiguë ne justifie pas d'imagerie dans leur forme simple. En revanche, lorsqu'une **complication endocrânienne d'une otite moyenne** et/ou d'une mastoïdite est suspectée, la TDM ou, mieux, l'IRM, permet de rechercher un abcès intracrânien, une thrombophlébite cérébrale, voire, sur l'IRM, des signes de méningite ou de labyrinthite ([figure 22.4](#)).

Figure 22.4

Céphalées fébriles chez un enfant de 5 ans : mastoïdite droite compliquée de thrombose du sinus latéral et d'abcès cérébelleux.

A. La TDM du rocher montre un comblement des cellules mastoïdiennes droites ( toile) et de l'oreille moyenne associée à une lyse osseuse de la corticale postérieure du rocher (flèche).

B. L'IRM en séquence pondérée T1 après injection de gadolinium montre le comblement des cellules mastoïdiennes (étoile) et les complications endocrâniennes : thrombus au sein du sinus veineux latéral droit sous forme d'un défaut de rehaussement au sein du sinus (flèche) et abcès cérébelleux droit sous forme d'une collection intra-axiale avec prise de contraste périphérique (tête de flèche).

La TDM et l'IRM permettent également de rechercher des signes d'ostéite dans le cadre d'une **otite externe nécrosante (otite maligne externe)**, forme particulièrement grave d'otite externe survenant sur un terrain fragilisé (diabète, immunodépression, etc.).

La scintigraphie osseuse au ^{99m}Tc -diphosphonate peut apporter des informations complémentaires à l'imagerie morphologique pour le diagnostic d'ostéite (imagerie du remodelage osseux).

Pathologie chronique

Devant une surdité de transmission associée ou non à un écoulement persistant, la TDM est l'examen d'imagerie de première intention. Cependant, elle n'est réalisée qu'après un examen ORL complet comprenant otoscopie et audiogramme : l'aspect du tympan n'étant pas évaluable en TDM. L'examen clinique permet de différencier une surdité de transmission à tympan altéré (rétracté, perforé) d'une surdité de transmission à tympan normal.

Si, cliniquement, le **tympan est anormal**, on s'oriente le plus souvent vers une otite chronique, cholestéatomateuse (le tympan est le siège d'une perforation marginale et la cavité est colonisée par une masse de nature épidermique) ou non cholestéatomateuse (pas de perforation tympanique ou perforation non marginale, calcifications, etc.). La TDM permet de confirmer le diagnostic d'otite cholestéatomateuse ou d'otite non cholestéatomateuse (otite séromuqueuse, otite fibroadhésive, tympanosclérose, etc.) et de faire le bilan des destructions osseuses et ossiculaires avant un éventuel traitement chirurgical.

Si, cliniquement, le **tympan est normal**, la TDM permettra de rechercher une éventuelle malformation, des anomalies de la chaîne ossiculaire (malformations, traumatismes, etc.) ou une déminéralisation de l'os labyrinthique en avant de la platine de l'étrier dans le cadre d'une otospongiose.

L'IRM a des indications plus limitées dans l'exploration des cavités de l'oreille externe et moyenne (notamment bilan d'extension des processus tumoraux de voisinage). Elle est utile pour rechercher une récurrence de cholestéatome après chirurgie, en cas de doute à la TDM.

Oreille interne

Elle est incluse dans le labyrinthe osseux, dont les contours sont analysables à la TDM (**figure 22.1, figure 22.2**).

La TDM est principalement indiquée pour analyser la *morphologie* du labyrinthe osseux : malformations, extension locale d'une tumeur, déminéralisation dans le cadre d'une otospongiose. L'IRM permet d'analyser le *contenu* liquidien du labyrinthe (pérylymphe et endolymphe), qui est en hypersignal en pondération T2, comme le LCS. Baignant dans ces milieux liquidiens, certaines structures neurosensorielles labyrinthiques et les nerfs du conduit auditif interne sont visibles en IRM (**figure 22.3**). Les voies auditives et vestibulaires du tronc cérébral et du cervelet sont également explorées en IRM.

L'IRM est donc l'examen de choix pour explorer des **symptômes cochléovestibulaires (surdité de perception, acouphènes, vertiges)** afin d'éliminer un neurinome du nerf auditif (VIII) (**figure 22.5**) et pour vérifier le signal des liquides de l'oreille interne (modifié en cas de labyrinthite). D'autres affections des voies auditives et vestibulaires, dans le cadre par exemple de maladies démyélinisantes, sont également recherchées.

Figure 22.5

Surdité gauche révélant un schwannome (ou neurinome) du nerf auditif.

- A. L'IRM des conduits auditifs internes en séquence pondérée T2 haute résolution permet de visualiser le paquet acoustico-facial droit cheminant dans le conduit auditif interne et moulé par le LCS (tête de flèche), alors qu'à gauche le conduit auditif interne est comblé par une masse (étoile). Cette séquence permet aussi la visualisation des liquides de l'oreille interne, dont le signal est abaissé (plus gris) à gauche par le neurinome obstructif (flèche).
- B. Après injection de gadolinium sur une séquence pondérée T1, le schwannome se rehausse fortement (étoile).
-

Traumatismes du rocher

Les traits de fracture peuvent atteindre toutes les cavités de l'oreille.

La TDM des rochers est réalisée en complément de la TDM cérébrale en présence de signes d'alerte (otorragie, surdité, paralysie faciale) après un traumatisme crânien sévère. Elle permet de localiser le trait de fracture et de classer les fractures selon leur trajet et les régions atteintes (une atteinte de l'oreille interne est de moins bon pronostic). Elle permet aussi de rechercher une luxation ossiculaire, une atteinte du ganglion géniculé du nerf facial (en cas de paralysie faciale, une incarceration du nerf facial nécessite une décompression chirurgicale en urgence).

La TDM est également indiquée devant un accès vertigineux survenant après un traumatisme, même mineur (gifle, effort de mouchage), pour rechercher une **fistule périlymphatique**.

Trajet intrapétreux du nerf facial

Composé de trois portions (labyrinthique, tympanique et mastoïdienne), il est analysable en TDM (qui visualise la paroi osseuse du canal facial) et en IRM. L'imagerie est indiquée devant une **paralysie faciale périphérique**, si elle est atypique à l'examen clinique, à la recherche d'une atteinte infectieuse ou d'une infiltration tumorale.

Imagerie cervicofaciale non oncologique

Fosses nasales et sinus paranasaux

Les cavités sinusiennes de la face sont étudiées en première intention en TDM avec un filtre osseux, incluant les apex des dents maxillaires ([figure 22.6](#), [figure 22.7](#)). Une sinusite aiguë simple ne nécessite pas d'imagerie : l'imagerie est envisagée en cas de **dysfonctionnement rhinosinusal chronique** (persistant plus de trois mois) ou de **complication d'une sinusite aiguë**, parmi lesquelles notamment les complications orbitaires ou encéphaliques d'une éthmoïdite ([figure 22.8](#)).

Figure 22.8

Ethmoïdite droite compliquée d'un abcès sous-périosté extraconal de l'orbite chez un enfant de 12 ans.

A. La TDM du massif facial en fenêtre osseuse met en évidence le comblement bilatéral des cellules ethmoïdales (étoiles).

B. La TDM après injection en fenêtre tissus mous révèle une collection abcédée sous-périostée intraorbitaire, mais extraconale (flèches) – c'est-à-dire située en dehors du cône musculaire de l'orbite – contenant une bulle de gaz (tête de flèche). À noter que la graisse orbitaire intraconale est légèrement infiltrée (plus blanche).

Figure 22.7

TDM d'un massif facial normal en coupe axiale. 1 : cellule ethmoïdale ; 2 : sinus sphénoïdal ; 3 : lame papyracée ; 4 : orbite.

Figure 22.6

TDM d'un massif facial normal en coupe coronale et en fenêtre osseuse. 1 : sinus maxillaire ; 2 : méat moyen ; 3 : cornet moyen ; 4 : cornet inférieur ; 5 : cellule ethmoïdale ; 6 : orbite ; 7 : gouttière olfactive (dans laquelle est localisé le bulbe olfactif).

L'infection d'origine dentaire est la cause la plus fréquente de sinusite antérieure, elle est recherchée par dentascanner.

Le *cone beam* (tomographie X à faisceau conique) est une alternative pour rechercher une sinusite chronique ou un foyer dentaire.

L'IRM de la face est un examen de seconde intention (pathologie infectieuse compliquée, mycotique ou tumorale des sinus de la face) dans le cadre des bilans d'extension et de la surveillance post-thérapeutique, en complément de la TDM.

Traumatismes du massif facial

Les radiographies standard du massif facial ont une faible sensibilité. La TDM permet une analyse fine des **fractures du massif facial**. Elle permet de classer les fractures selon la classification de Lefort et conforte le diagnostic de certaines urgences thérapeutiques : fracture du canal optique, du plancher de l'orbite avec incarceration musculaire (figure 22.9), complications endocrâniennes, brèche ostéoméningée. Des reconstructions dans les trois plans de l'espace et en rendu volumique permettent la planification chirurgicale.

Figure 22.9

Traumatisme contondant de l'orbite avec déficit de l'élévation du regard : fracture du plancher de l'orbite gauche par enfoncement (*blow-in*), avec incarceration du muscle droit inférieur au sein du foyer fracturaire.

A. La TDM du massif facial en fenêtre osseuse met en évidence le trait de fracture du plancher de l'orbite (flèche).

B. La fenêtre tissus mous met en évidence le muscle droit inférieur incarcéré dans le foyer de fracture à gauche, à comparer au côté droit normal (têtes de flèches).

Glandes salivaires

Les glandes salivaires sont explorées en échographie en première intention. En cas de **tuméfaction d'une glande salivaire**, l'échographie permet d'identifier s'il existe un calcul bloquant l'écoulement de la salive. Si l'obstacle n'est pas certain en échographie ou si une tumeur des glandes salivaires est suspectée, une IRM est réalisée. La séquence de sialo-IRM est une séquence à fort contraste liquidien, en haute résolution, montrant les canaux intraglandulaires normaux ou dilatés. Cette séquence est indiquée dans la pathologie obstructive ou inflammatoire comme une excellente alternative non invasive à la sialographie (opacification par cathétérisme des canaux salivaires). Les séquences morphologiques classiques (écho de spin T1, T2, post-gadolinium) et fonctionnelles (imagerie de perfusion et de diffusion) sont utiles au diagnostic de nature et d'extension des lésions tumorales salivaires.

La scintigraphie des glandes salivaires peut conforter le diagnostic d'hyposialie par analyse dynamique de sécrétion du MRP.

Voies aérodigestives supérieures (VADS)

La filière viscérale pharyngolaryngée ainsi que les vaisseaux et nœuds lymphatiques du cou sont étudiés en TDM avec un filtre adapté aux parties molles.

Une TDM avec injection de produit de contraste est utile en cas de **suspicion d'abcès cervical profond** ou devant des signes de cellulite extensive. L'imagerie permet de rechercher le site de l'infection et ses limites anatomiques pour guider le drainage chirurgical.

En cas de cellulite cervicale extensive, une TDM thoracique complémentaire est indiquée pour rechercher une médiastinite associée (en raison d'une communication anatomique entre les espaces cervicaux rétropharyngés et le médiastin).

Thyroïde

Elle est explorée par échographie en première intention, pour caractériser un nodule ou rechercher des signes de thyroïdite (cf. « Imagerie des glandes endocrines »).

Imagerie morphologique des cancers des VADS

Techniques

L'imagerie oncologique des VADS repose principalement sur la TDM avec injection de produit de contraste. Certaines manœuvres sont utilisées pour sensibiliser l'examen, comme la phonation (étude de l'étage glottique) ou la manœuvre de Valsalva (étude de l'hypopharynx).

L'étude de certaines régions anatomiques (cavité orale, oropharynx, nasopharynx) bénéficie particulièrement de l'excellente résolution en contraste de l'IRM.

Indications

L'imagerie cervicofaciale par TDM et, éventuellement, par IRM permet de préciser **l'extension locale d'une tumeur ORL** (stade « T » de la classification *tumour, node, metastasis* [TNM]), de rechercher des contre-indications opératoires (envahissement circonférentiel de l'axe carotidien, envahissement osseux de la base du crâne ou intracrânien), d'évaluer l'extension ganglionnaire cervicale ([figure 22.10](#)).

Figure 22.10

Bilan d'extension d'une tumeur du nasopharynx.

A. L'IRM à l'étage des fosses nasales montre une masse du nasopharynx (étoile) infiltrant à gauche les espaces parapharyngés et les muscles prévertébraux.

B. À l'étage oropharyngé, on met en évidence de volumineuses adénopathies latéro-cervicales et rétropharyngées (flèches).

L'imagerie post-thérapeutique, réalisée entre trois et six mois, permet la recherche d'un reliquat tumoral et sert de référence pour le suivi ultérieur. En cas de suspicion clinique de récurrence, une TDM et/ou une IRM sont réalisées.

L'IRM de l'oropharynx et du nasopharynx est également indiquée, en complément de la TDM, dans le bilan d'une **adénopathie cervicale sans primitif connu**, à la recherche d'une petite lésion nasopharyngée, amygdalienne ou basilinguale. Dans le cadre des tumeurs du nasopharynx et des espaces profonds de la face, la TDM et l'IRM sont complémentaires. La fixité de ces régions, non soumises aux artefacts respiratoires et l'excellente résolution en contraste et spatiale de l'IRM en font l'examen le plus adapté pour rechercher les extensions profondes et à la base du crâne.

Imagerie moléculaire des cancers des VADS : TEP au ^{18}F -FDG

Généralités

La cellule de carcinome épidermoïde (95 % des cancers des VADS) est particulièrement hypermétabolique, ce qui fait de la TEP au ^{18}F -FDG un examen de choix pour la caractérisation de ces tumeurs. Une hyperfixation est pathologique lorsqu'elle est visuellement d'intensité supérieure à celle du bruit de fond physiologique et qu'elle n'est pas en rapport avec une cause de faux positif. Sa localisation anatomique (étage des VADS, aire ganglionnaire...), sa latéralité (gauche/droite), son caractère focal ou diffus et son intensité (SUV_{max}) doivent être spécifiés.

Indications

Les indications actuelles de la TEP au ^{18}F -FDG en pathologie cancéreuse ont été proposées par la SFMN en collaboration avec la SFR dans le *Guide du bon usage (GBU) de prescription des examens d'imagerie*, disponible *online* (<http://gbu.radiologie.fr>).

Quelle que soit l'indication, les performances diagnostiques de l'examen sont améliorées en cas d'injection de produit de contraste iodé de l'examen TDM couplé.

Bilan d'extension

La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée dans le bilan d'extension des carcinomes épidermoïdes de stades avancés pour rechercher des métastases à distance et, quel que soit le stade, pour la recherche d'une localisation synchrone (figure 22.11), en particulier pulmonaire et œsophagienne (facteurs de risque communs). La quantification de la fixation tumorale en FDG a un intérêt pronostique.

Figure 22.11

Bilan d'extension d'une tumeur du nasopharynx (flèches).

Images TEP au ^{18}F -FDG (à gauche) et TEP fusionnées au TDM (à droite) en coupes axiales (A à C).

Hyperfixation très intense d'une lésion de la paroi postérieure gauche du nasopharynx à extension parapharyngée ($\text{SUV}_{\text{max}} = 28,4$). Hyperfixation intense d'adénomégalies sous-digastriques bilatérales et jugulo-carotidienne supérieure gauche ($\text{SUV}_{\text{max}} = 17,3$). Hyperfixation d'un nodule pulmonaire centimétrique du segment apical du lobe inférieur droit ($\text{SUV}_{\text{max}} = 4,2$). Conclusion :

hypermétabolisme pathologique de la tumeur pharyngée gauche. Arguments scintigraphiques en faveur d'une extension ganglionnaire cervicale bilatérale (aires IIA bilatérales et IIB gauche). Foyer hypermétabolique significatif d'une opacité pulmonaire du segment apical du lobe inférieur gauche suggérant soit une tumeur soit une métastase isolée.

Adénopathie métastatique sans porte d'entrée

La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée dans la recherche de tumeur primitive en cas d'adénopathie métastatique cervicale carcinomateuse sans cancer primitif connu (*carcinoma of unknown primary* [CUP]). Elle permet de détecter la tumeur primitive dans 30 à 50 % des cas selon les études.

Recherche de récurrence et évaluation thérapeutique

La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée pour le diagnostic de récurrence cliniquement suspectée. Elle permet l'évaluation thérapeutique à la recherche d'une maladie résiduelle. Elle peut être proposée dans le cadre de la surveillance systématique des patients à la recherche d'une récurrence infraclinique. La valeur prédictive négative de l'examen est par ailleurs excellente.



Essentiel à retenir

- La modalité d'imagerie dépend de la structure anatomique étudiée : TDM en première intention pour l'oreille moyenne, TDM et IRM pour l'oreille interne, TDM ou *cone beam* en première intention pour le massif facial, TDM et, éventuellement, IRM pour les espaces viscéraux du cou.
- La majorité des atteintes inflammatoires aiguës de la sphère ORL ne requiert pas d'imagerie, sauf devant une suspicion de complications (abcès, cellulite, complications neuro-ophtalmologiques), notamment dans les localisations anatomiques à risque (éthmoïdite, mastoïdite).
- La TDM est la modalité de choix en cas de traumatisme du massif facial ou du rocher.
- En oncologie ORL, l'imagerie morphologique repose en première intention sur la TDM cervicofaciale injectée, complétée par une TDM thoracique. L'IRM est utile dans certaines localisations anatomiques (oropharynx, nasopharynx) ou dans le cadre d'une adénopathie cervicale sans primitif.
- La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée dans le bilan d'extension des carcinomes des VADS pour rechercher des métastases à distance ou une localisation synchrone, dans le cadre d'une adénopathie cervicale métastatique sans porte d'entrée pour la recherche du site primitif ou en cas de récurrence tumorale suspectée.

Entraînement 22.1 QCM

QCM 1

- Parmi les propositions suivantes lesquelles sont exactes ? La chaîne ossiculaire est bien visible en TDM
- Les liquides de l'oreille interne sont étudiés principalement en IRM
- Le nerf cochléovestibulaire et le nerf facial cheminent ensemble dans le conduit auditif interne et sont visibles en TDM
- Dans le cadre d'un polytraumatisme, la TDM du rocher n'est jamais indiquée
- L'IRM de l'oreille interne est l'examen de choix pour l'exploration de vertiges

QCM 2

- Parmi les propositions suivantes lesquelles sont exactes ? Une TDM n'est jamais réalisée chez un enfant atteint d'éthmoïdite aiguë
- Le *cone beam* sinusien est l'examen de choix en cas d'éthmoïdite aiguë
- Une sinusite maxillaire aiguë chez l'adulte justifie le plus souvent une TDM
- La TDM du massif facial est l'examen de première intention devant une suspicion de fracture
- Une diplopie dans le regard vers le haut après un traumatisme oculaire doit faire réaliser une TDM à la recherche d'une incarceration du muscle oculomoteur droit inférieur au sein d'une fracture du plancher de l'orbite

QCM 3

- Parmi les propositions suivantes lesquelles sont exactes ? L'injection de produit de contraste en TDM n'est généralement pas nécessaire dans le bilan d'extension locorégional d'une tumeur oropharyngée
- Du fait d'importants artefacts, l'IRM n'a pas sa place pour l'étude de la filière viscérale cervicale

- L'IRM naso- et oropharyngée est indiquée dans le bilan d'une adénopathie cervicale sans porte d'entrée retrouvée
- La TDM cervicofaciale est l'examen de première intention en imagerie oncologique ORL
- Un envahissement circonférentiel de l'artère carotide par une tumeur ou une adénopathie est une contre-indication au traitement chirurgical

QCM 4

- Parmi les propositions suivantes, lesquelles sont exactes ? La TEP au ^{18}F -FDG est réalisée de façon séquentielle durant la surveillance systématique des patients ayant été préalablement traités pour un cancer des VADS
 - La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée dans le bilan d'extension des carcinomes épidermoïdes de stades avancés pour rechercher des métastases à distance
 - La TEP au ^{18}F -FDG permet de retrouver la tumeur primitive dans uniquement 10 % des cas lorsqu'elle est réalisée suite à la découverte d'une adénopathie métastatique sans porte d'entrée
 - La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée pour la recherche d'une localisation synchrone d'une tumeur des VADS
 - L'intensité de fixation maximale intratumorale du ^{18}F -FDG a un intérêt pronostique
-

Chapitre 23 Imagerie thoracique

M. Ohana , G. Ferretti , M. Montaudon and P.-Y. Le Roux

Plan du chapitre

Radiographie du thorax 234

TDM thoracique 239

Scintigraphie pulmonaire de ventilation-perfusion 243

TEP au ¹⁸F-FDG 245



Objectifs

Connaissances

1. Connaître les critères de qualité d'une radiographie thoracique de face.
2. Connaître les différences entre une radiographie de face debout et au lit.
3. Connaître la séméiologie élémentaire de la radiographie thoracique :
 - pouvoir différencier une opacité d'une clarté pulmonaire et d'une image mixte ;
 - savoir localiser une anomalie parenchymateuse au sein des différents lobes ;
 - identifier les contours de la silhouette médiastinale ;
 - connaître la morphologie normale des culs-de-sac pleuraux.
- ◆ Connaître les non-indications de la radiographie thoracique selon la HAS.
- ◆ Connaître la séméiologie de base de la tomодensitométrie (TDM) thoracique :
 - reconnaître les fenêtres médiastinale, parenchymateuse et osseuse ;
 - pouvoir déterminer si la TDM est injectée ;
 - si, elle est injectée, savoir déterminer s'il s'agit d'un temps artériel pulmonaire, artériel aortique ou veineux ;
 - reconnaître des modifications basiques de la densité du parenchyme pulmonaire : augmentation de densité (condensation alvéolaire, verre dépoli, nodules et masses) ; réduction de densité (emphysème, excavation) ; images mixtes.
- 1) Connaître les indications principales dans lesquelles une TDM thoracique doit être injectée, et celles où ce n'est pas nécessaire.
- 2) Connaître un ordre de grandeur relatif de l'irradiation entre radiographie et TDM thoraciques.

Compétences

- 1) Sur une radiographie thoracique de face, reconnaître :
 - un pneumothorax de forte abondance ;
 - une cardiomégalie ;
 - un foyer de condensation alvéolaire lobaire ;

- un nodule/une masse parenchymateuse.
- Sur une TDM thoracique, identifier :
 - une condensation alvéolaire ;
 - un nodule/une masse parenchymateuse ;
 - une masse médiastinale ;
 - un nœud lymphatique médiastinal normal/pathologique ;
 - un défaut de rehaussement au sein des artères pulmonaires ;
 - une hyperclarté anormale (pleurale/parenchymateuse).

Communication

- Savoir expliquer à un patient le déroulement d'une angio-TDM thoracique pour recherche d'embolie pulmonaire.

Radiographie du thorax

La radiographie du thorax est, en 2017, l'examen radiologique le plus pratiqué en France avec environ 13 millions de clichés annuels, concernant dans 60 % des cas des patients hospitalisés.

Dans ce chapitre, nous présentons les critères de qualité d'une radiographie du thorax, les éléments essentiels de sa séméiologie et ses indications résiduelles.

Critères de qualité d'une radiographie du thorax

La radiographie du thorax de face est acquise dans la mesure du possible en incidence postéro-antérieure, patient debout, de face stricte, en inspiration profonde et correctement contrastée, afin d'être interprétable ([figure 23.1](#)).

Figure 23.1

Radiographies normales du thorax, de face et de profil.

A, B : Critères de qualité et éléments anatomiques. Visibilité des apex (α) et des culs-sac-pleuraux (β), d'au moins 6 arcs costaux antérieurs au-dessus des coupes diaphragmatiques (γ) et projection symétrique des articulations sternoclaviculaires (double flèche blanche) par rapport à la ligne des processus épineux (ligne en pointillés).

C, D : Structures médiastinales et scissures principales. Structures médiastinales (lignes blanches en pointillés) : 1 = trachée, 2 = carène, 3 = crosse aortique, 4 = bord gauche de l'aorte descendante, 5 = artère pulmonaire, 6 = ventricule gauche, 7 = atrium droit, 8 = veine cave supérieure, 9 = bord postérieur de la trachée, 10 = infundibulum du ventricule droit, 11 = bord supérieur et postérieur de la crosse aortique. Scissures (lignes noires): 1 = petite scissure, 2 = grande scissure (droite et gauche sont représentées superposées).

E, F : Représentation des lobes pulmonaires et de leurs superpositions. En bleu: lobe supérieur, en jaune : lobe inférieur, en rouge: lobe moyen. Sur la radiographie de thorax de face, les lobes se superposent : la partie la plus apicale du lobe inférieur avec le lobe supérieur (* vert) et le lobe moyen avec le lobe inférieur droit (orange). Sur le cliché de profil, seule la segmentation du poumon droit est représentée.

L'incidence postéro-antérieure répond à des critères de réalisation stricts : le patient est face contre le capteur de rayons X, dos au tube qui est situé à 1,8 mètre afin de limiter au maximum les déformations géométriques et de ne pas augmenter artificiellement la taille du cœur, situé dans le compartiment antérieur du médiastin. Les radiographies réalisées au lit sont acquises en incidence antéro-postérieure, entraînant une majoration de taille du cœur (cf. « Radiographie ») rendant peu fiable

L'appréciation du rapport cardiothoracique. L'acquisition en **position debout** permet de dégager les culs-de-sac pleuraux latéraux et autorise une inspiration maximale. Les radiographies acquises en position assise ou au lit sont de moins bonne qualité. La présence d'un niveau hydroaérique dans l'estomac, sous la coupole diaphragmatique gauche, est un bon indicateur de cliché acquis en position debout. La position couchée est généralement spécifiée sur le cliché.

- L'obtention d'une **face stricte** est assurée par un centrage précis du patient. Il se vérifie sur le cliché de radiographie du thorax par : La visualisation de l'ensemble des parenchymes pulmonaires, des apex jusqu'aux culs-de-sac pleuraux ;
- Le caractère médian du sternum et symétrique des articulations sternoclaviculaires par rapport à la ligne des processus épineux.

L'**inspiration maximale** se vérifie par la visualisation d'un nombre suffisant d'arcs costaux antérieurs : il faut pouvoir compter au moins six arcs costaux antérieurs au-dessus de la coupole diaphragmatique droite.

Le réglage du **contraste**, qui peut être affiné *a posteriori* si l'examen est lu sur support informatique, doit permettre de visualiser la silhouette des corps vertébraux thoraciques en arrière du médiastin.

À retenir : *check-list* avant d'interpréter une radiographie thoracique de face

III Vérification de l'identité du patient et de la date du cliché.

JJJ Acquisition debout : niveau hydroaérique gastrique ; étiquetage.

KKK Cadrage : des apex jusqu'aux culs-de-sac pleuraux latéraux et inférieurs.

LLL Centrage : symétrie des clavicules par rapport à la ligne des épineuses.

MMM Inspiration : compter au moins six arcs costaux antérieurs au-dessus de la coupole diaphragmatique droite.

NNN Contraste : distinguer le rachis thoracique en arrière du médiastin.

Ce n'est qu'après s'être assuré de la qualité du cliché de radiographie du thorax que l'on peut passer à son interprétation. Inversement, tout cliché ne respectant pas ces critères de qualité ne doit être interprété qu'avec la plus extrême précaution, en particulier les radiographies du thorax réalisées au lit sont souvent mal inspirées et mal centrées, ce qui peut très facilement créer de fausses images (syndrome interstitiel, foyer de condensation, cardiomégalie, masse médiastinale) ou, au contraire, en masquer ([figure 23.2](#)). Il ne faut pas hésiter à refaire un cliché jugé techniquement insuffisant.

Figure 23.2

Patient de 68 ans, admis aux urgences pour altération de l'état général avec dyspnée.

Un premier cliché de radiographie du thorax (A) est réalisé à l'admission, à 23 h 00. Il est techniquement insuffisant, mal cadré (il manque l'apex droit et le cul-de-sac gauche), n'est pas de face et est mal inspiré (position assise, on ne voit pas assez d'espaces intercostaux). Un cliché est réalisé le lendemain matin (B), en position debout, avec une inspiration suffisante, et démasque deux masses spiculées lobaires supérieures droites en rapport avec une néoplasie primitive.

- Afin de vous aider à ne pas « oublier » de regarder un des compartiments anatomiques du thorax et à ne pas négliger une anomalie, nous vous proposons, sans oublier la *check-list*, de suivre le plan de lecture systématique et organisé de la radiographie thoracique suivant : tissus mous extrathoraciques, seins ;
- cadre osseux : rachis thoracique, côtes, clavicules, scapulas ;
- médiastin : trachée, cœur, vaisseaux, lignes médiastinales ;
- hiles : taille, position, densité ;
- plèvre : diaphragmatique, costale, médiastinale ;
- champs pulmonaires : taille, situation, symétrie de transparence ;

- zones cachées : apex pulmonaires, hiles, rétrocardiaque, rétrodiaphragmatique ;
- sous le diaphragme : niveau hydroaérique gastrique.
- Les clichés complémentaires de la radiographie du thorax de face sont : le **profil** (figure 23.1B), dont l'acquisition ne doit pas être systématique car plus irradiant que la face. Il est acquis systématiquement en profil gauche afin de minorer la taille du cœur. Il sert à localiser une anomalie (nodule, masse, condensation alvéolaire, atélectasie) vue de face, à explorer les espaces clairs, rétrosternal et rétrocardiaque, et à objectiver un épanchement pleural de faible abondance de localisation postérieure ou scissural enkysté ;
- l'acquisition de face en **expiration** profonde, utile pour majorer un petit pneumothorax difficilement visible en inspiration, ou pour confirmer indirectement la présence d'un corps étranger endobronchique obstructif : absence de collapsus pulmonaire expiratoire du poumon d'aval (appelé également piégeage expiratoire : le poumon piégé est de grande taille et reste « noir » en expiration).

Séméiologie élémentaire de la radiographie du thorax

- La radiographie standard est une imagerie de transmission et de projection (cf. « Radiographie ») : de **transmission** car ce qui atténue le faisceau de rayons X entraîne une opacité plus ou moins marquée, tandis que toute transmission anormalement facile du faisceau de rayons X (air) aboutit à une clarté ;
- de **projection** car la structure 3D traversée est projetée (« aplatie ») sur une image 2D.

Ces deux critères permettent de différencier et de localiser les anomalies.

Une **opacité** pulmonaire se traduit par une augmentation de la densité, comparativement au parenchyme pulmonaire adjacent, c'est-à-dire par une image plus « blanche ». Cette augmentation peut être plus ou moins marquée selon la composition et la taille de l'anomalie : une lésion calcifiée est plus opaque (« blanche ») qu'une lésion tissulaire, qui est elle-même plus opaque qu'une lésion grasseuse.

Une **clarté** est une diminution de la densité, c'est-à-dire une image plus « noire ». La clarté est due à un remplacement du parenchyme pulmonaire normal par de l'air qui n'atténue plus la transmission des rayons X (cf. « Radiographie »).

- Une fois ces anomalies repérées, il faut déterminer leur **localisation : médiastinale** : sur le cliché de face, on définit les localisations supérieure (au-dessus de la crosse de l'aorte), moyenne et inférieure (en-dessous de la carène). Sur le cliché de profil, on détermine les positions antérieure (en avant de l'aorte ascendante et du cœur), moyenne et postérieure (derrière une ligne passant à 1 cm en arrière du bord antérieur des corps vertébraux). Une opacité médiastinale se manifeste par une augmentation de densité et/ou de taille du médiastin. La clarté médiastinale, ou pneumomédiastin, se manifeste par la présence anormale d'air moulant les structures médiastinales normales ;
- **parenchymateuse** : il faut préciser la position lobaire :

à droite, il y a trois lobes : la limite entre le lobe supérieur et le lobe moyen est la petite scissure (fissure horizontale), qui du fait de sa position horizontale à mi-champ pulmonaire est souvent bien visualisée sur les clichés de face et de profil ; la grande scissure (fissure oblique) sépare le lobe inférieur, en bas et en arrière, des lobes supérieur et moyen en haut et en avant (car la partie supérieure du lobe inférieur est au-dessus du lobe moyen). Elle n'est pas visualisée sur le cliché de face mais visible sur le profil. Le **signe de la silhouette** (figure 23.3) aide à localiser une anomalie. Lorsqu'une opacité anormale, ayant une densité proche des tissus, est en contact avec une structure normale de même densité (médiastin ou diaphragme), leurs contours respectifs ne sont plus visibles sur toute l'étendue du contact. Ce signe permet de localiser une opacité par rapport à une structure connue et parfois de la démasquer. Il n'en précise pas l'origine,

à gauche, il y a deux lobes, séparés par la grande scissure. Elle est habituellement visible sur un cliché de profil et invisible sur le cliché de face,

pleurale : il faut rechercher une opacité déclive comblant le cul-de-sac pleural (épanchement) (figure 23.4), une clarté plutôt apicale (pneumothorax) (figure 23.5A) ou une opacité avec des angles de raccordement doux (lésion d'origine pleurale) (figure 23.6) ;

pariétale : les clartés pariétales témoignent de la présence anormale d'air dans la paroi. La cause la plus fréquente est l'emphysème pariétal accompagnant un pneumothorax (figure 23.5B).

Figure 23.3

Patient de 54 ans, fumeur, avec un double cancer pulmonaire droit.

La radiographie du thorax objective un nodule du lobe supérieur droit spiculé (1) et une masse à contours spiculés (flèches blanches) en projection de la base pulmonaire droite (2), sous la petite scissure. La masse 2 est soit dans le lobe moyen, soit dans le lobe inférieur. Si une opacité de tonalité hydrique se trouve dans le lobe moyen, son bord interne se confond avec le bord droit du cœur. Or, ici, la masse est silhouettée par de l'air sur son bord interne (flèches noires) ce qui signifie qu'elle n'est pas dans le plan du cœur, mais plus postérieure : c'est le signe de la silhouette. La masse 2 se situe donc dans le lobe inférieur droit.

Figure 23.6

Patient de 57 ans exposé professionnellement à l'amiante.

Multiples opacités pleurales droites, à angle de raccordement doux, réalisant un aspect festonné de la plèvre. Il s'agit d'un aspect évocateur d'une tumeur primitive de la plèvre, le mésothéliome. Il s'accompagne d'une perte de volume du poumon droit.

Figure 23.5

A. Patient de 18 ans, admis aux urgences pour douleur thoracique droite secondaire à une chute d'un arbre. On visualise une hyperclarté hémithoracique externe droite (astérisques), avec une absence de trame alvéolo-interstitielle et une ligne pleurale (flèches) délimitant de manière nette le poumon droit tassé : pneumothorax droit. Il est secondaire à une fracture costale (flèche courbe).

B. Patient de 87 ans porteur d'une fibrose pulmonaire idiopathique. Pneumothorax gauche (astérisques) avec emphysème sous-cutané pariétal dans la région du sein gauche, se manifestant sous la forme de clartés linéaires d'extension limitée (flèches blanches). Noter l'aspect pathologique du parenchyme pulmonaire droit en rapport avec la fibrose (par ailleurs, présence d'un pace-maker, flèche noire).

Figure 23.4

Patient de 46 ans, admis aux urgences pour dyspnée et douleur thoracique.

Comblement des culs-de-sac pleuraux latéraux par une opacité concave vers le haut, bien délimitée, à angle de raccordement pleural doux, correspondant à un épanchement pleural bilatéral. La limite de cet épanchement (flèches noires) est appelée ligne de « Damoiseau ». À droite, un drain pleural a été posé (flèche blanche). Noter la disparition des contours normaux des coupes diaphragmatiques en raison d'un signe de la silhouette.

- Une fois la lésion localisée, il faut étudier ses caractéristiques : **contours** : sont-ils nets (limite claire entre la lésion et les structures saines adjacentes) ou flous ? S'ils sont nets, sont-ils réguliers ou irréguliers ? S'ils sont irréguliers, sont-ils macrolobulés, microlobulés ou spiculés ?
- **Forme** : ronde, ovale, segmentaire, etc.
- **Densité** : homogène ou mixte (mélange d'opacités et/ou de clartés différentes) ?
- **Taille** : pour les lésions du parenchyme, on parle de micronodule lorsqu'une lésion fait moins de 7 mm, de nodule jusqu'à 3 cm et de masse au-delà de 3 cm (cf. « Processus tumoraux »).

Indications

- Afin de limiter le nombre de radiographies du thorax inutiles, la HAS a établi en 2009 une liste des **non-indications** principales de la radiographie du thorax : **maladies respiratoires non**

tumorales, la radiographie du thorax n'est pas indiquée dans les infections des voies aériennes hautes, la bronchite aiguë, la bronchiolite de l'enfant non compliquée ou la douleur thoracique non spécifique en dehors de l'urgence ;

- **maladies cardiovasculaires**, la radiographie du thorax n'est pas indiquée en cas d'HTA ou pour le suivi de l'insuffisance cardiaque ;
- **maladies tumorales**, la radiographie du thorax n'est pas indiquée pour le dépistage et ne garde que de rares indications pour le suivi, entre deux examens tomodensitométriques ;
- **bilan préanesthésie**, la radiographie du thorax n'est pas indiquée chez les sujets de moins de 60 ans sans comorbidité cardiopulmonaire ;
- dans les services de **réanimation**, la radiographie du thorax n'est pas indiquée systématiquement chez un patient stable non ventilé ;
- dans les services d'**urgences**, la radiographie du thorax n'est pas indiquée systématiquement, et ne doit pas être réalisée lorsque l'on suspecte une perforation œsophagienne, une dissection aortique ou une rupture d'anévrisme.

TDM thoracique

Le thorax, y compris en imagerie cardiaque, est un domaine où la TDM excelle, du fait de sa haute résolution spatiale et du contraste naturel élevé entre les structures (cf. « Tomodensitométrie »).

Technique

L'interprétation d'une TDM thoracique se fait sur une console informatique, qui permet une adaptation en temps réel du contraste, des zooms, des reconstructions multiplanaires dans les trois plans de l'espace et des reconstructions obliques selon le plan des vaisseaux et un défilement facilitant le repérage d'anomalies.

- Une TDM thoracique peut s'analyser en trois étapes successives (**figure 23.7**) : l'étude du **médiastin** : en « fenêtre médiastinale » (niveau 30 unités Hounsfield (UH) ; largeur 350 UH), avec un filtre qui favorise le contraste et permet de bien analyser les structures tissulaires et vasculaires du médiastin ;
- l'étude du **parenchyme** : en « fenêtre parenchymateuse » (niveau : -400 UH ; largeur : 1600 UH), avec un filtre qui favorise la résolution spatiale et fait bien ressortir les structures interstitielles fines ;
- l'étude de la **paroi** : en « fenêtre osseuse » (niveau : 500 UH ; largeur : 1500 UH), avec un filtre qui favorise la résolution spatiale et des reconstructions 2D et 3D.

Figure 23.7

Coupes axiales d'une TDM thoracique, en fenêtre médiastinale (A) et en fenêtre parenchymateuse (B). Le caractère injecté ou non de l'examen se détermine sur la fenêtre médiastinale. Ici, l'examen est injecté, car il existe un rehaussement des vaisseaux (aorte : flèches rouges ; et artères pulmonaires : flèches vertes).

-
- Les structures vasculaires et tissulaires médiastinales sont analysées après injection d'un produit de contraste iodé en intraveineux, avec possibilité de réaliser des acquisitions à différents temps (**figure 23.8**) : **sans injection**, ou « contraste spontané » : les vaisseaux médiastinaux sont gris et homogènes ;
 - **artériel pulmonaire** : les artères pulmonaires sont rehaussées et donc très blanches. C'est une angio-TDM des artères pulmonaires, sur laquelle l'aorte n'est parfois pas encore opacifiée ;
 - **artériel aortique** : il est acquis un peu après le temps artériel pulmonaire, et est reconnu par une opacification très marquée de l'aorte thoracique. C'est une angio-TDM aortique, sur laquelle les artères pulmonaires ne sont parfois déjà plus opacifiées ;

- **veineux** ou parenchymateux : il est acquis entre 70 et 90 secondes après injection. Il sert à l'étude des lésions tissulaires comme les adénopathies, les tumeurs médiastinales, les collections pleurales, etc.

Figure 23.8

TDM thoraciques injectées, en coupe axiale et en fenêtre médiastinale.

A. L'artère pulmonaire et ses branches sont bien opacifiées (« blanches ») et l'aorte est encore grise, il s'agit donc d'un temps artériel pulmonaire.

B. L'aorte est bien opacifiée (« blanche ») et les artères pulmonaires ne sont plus aussi « blanches » qu'avant (A) : il s'agit d'un temps artériel aortique.

C. Les cavités cardiaques droite et gauche sont opacifiées de manière homogène, il s'agit d'un temps veineux (dit d'équilibre).

L'injection de produit de contraste consiste en une administration de 50 à 120 ml de produit de contraste par une veine du membre supérieur à un débit compris entre 1,5 et 5 ml/s. Pour le temps artériel, le déclenchement de l'acquisition se fait par méthode de suivi de l'embolie (« bolus-tracking »), avec réalisation d'une coupe test au niveau de l'artère pulmonaire ou de l'aorte, permettant de déclencher l'acquisition au moment exact où ces vaisseaux sont parfaitement opacifiés.

Séméiologie élémentaire

Étude du médiastin

L'analyse des **gros vaisseaux du médiastin** nécessite une injection de produit de contraste qui permet principalement d'opacifier l'aorte thoracique (aorte ascendante, crosse aortique avec l'origine des troncs supra-aortiques et aorte thoracique descendante) et les artères pulmonaires.

- Pour chaque vaisseau, on analyse ([figure 23.9](#)) : la taille :
 - aorte ascendante :
normale : diamètre inférieur à 45 mm,
si supérieur à 45 mm : anévrisme,
 - artère pulmonaire :
 - normale : diamètre inférieur à 29 mm,
 - si supérieur à 29 mm, forte suspicion d'hypertension pulmonaire ;
 - le contenu : à l'état normal, le contenu des vaisseaux opacifiés est homogène, même si la densité est variable en fonction du temps d'injection, de la concentration et du débit d'injection du produit de contraste. Il est possible de diagnostiquer en TDM par exemple :
 - une dissection aortique, qui correspond à l'irruption de sang dans la paroi de l'aorte qui dissèque les feuillets de la paroi aortique. Elle se traduit par une image linéaire hypodense (gris sombre) au sein de l'aorte correspondant au flap intimal (intima + média) qui sépare le vrai du faux chenal,
 - une embolie pulmonaire qui correspond à l'obstruction d'un ou de plusieurs vaisseaux artériels pulmonaires par un caillot de sang (thrombus). Celui-ci a le plus souvent migré depuis une veine des membres inférieurs atteinte par une phlébite appelée aussi thrombose veineuse. Sur la TDM, le thrombus dans une artère pulmonaire se traduit par une image hypodense centrale au sein de l'artère.

Figure 23.9

TDM thoraciques en coupe axiale et en fenêtre médiastinale, montrant différentes anomalies visibles grâce à l'injection de produit de contraste.

- A. Artère pulmonaire augmentée de taille (flèche), avec un tronc mesurant 37 mm de diamètre : signe d'hypertension pulmonaire.
- B. Image hypodense linéaire au sein de l'aorte ascendante, correspondant à un flap intimal (flèches) : dissection aortique ascendante avec épanchement péricardique et pleural associé.
- C. Image hypodense de défaut endoluminal dans l'artère pulmonaire droite : embolie pulmonaire aiguë (flèches).

La recherche de **nœuds lymphatiques médiastinaux (ou ganglions)** anormaux (adénopathies) est facilitée par l'injection de produit de contraste, qui permet de mieux les différencier des vaisseaux. Ils sont principalement recherchés au niveau des hiles, autour de la trachée et à gauche de la crosse aortique ([figure 23.10](#)). La TDM thoracique peut aussi révéler des nœuds lymphatiques axillaires, supraclaviculaires ou jugulocarotidiens bas.

Figure 23.10

Patient de 56 ans suivi pour adénocarcinome pulmonaire.

TDM thoracique injectée en coupes axiales (A, C) et coronale (B), mettant en évidence de multiples adénomégalies médiastinales latérotrachéales (A, C) (ronds bleus) et hilaires droites (B) (ronds rouges) secondaires au cancer lobaire inférieur droit (C) (flèches vertes).

Pour chaque nœud lymphatique décelé, on étudie : la **taille** : il est normal de voir des nœuds lymphatiques inférieurs à 10 mm de petit axe dans le médiastin et les hiles. Un ganglion dont le petit axe est supérieur à 10 mm est suspect : on parle d'adénomégalie. Plus le nœud lymphatique est de grande taille et plus le caractère pathologique est fort ;

la **morphologie** : un nœud lymphatique rond, se rehaussant de manière importante ou contenant des plages hypodenses de nécrose est suspect ;

la **densité** : la présence de calcifications est fréquente, témoignant soit de séquelles infectieuses (tuberculose), soit de maladie chronique granulomateuse (sarcoïdose, silicose). Un centre graisseux témoigne d'un nœud lymphatique bénin.

Un **épanchement** pleural ou péricardique se visualise facilement en TDM ([figure 23.11](#)).

Figure 23.11

Patient de 74 ans avec syndrome inflammatoire.

TDM thoracique injectée en coupe axiale et en fenêtre médiastinale montrant un épanchement pleural bilatéral (flèches rouges) et un épanchement péricardique (flèche verte) de plus d'un centimètre d'épaisseur, de forte abondance. Tous ces épanchements ont une densité faible (ils sont « gris foncé ») qui correspond à une densité liquidienne.

Son abondance est évaluée par la mesure de son épaisseur dans un plan horizontal : un épanchement pleural de plus de 4 cm et un épanchement péricardique de plus de 1 cm peuvent être considérés comme abondants.

Devant tout épanchement pleural, il faut rechercher des **nodules** tissulaires accolés aux parois, reconnus à leur densité différente du liquide d'épanchement ([figure 23.12](#)). La constatation de tels nodules est en faveur d'une origine néoplasique de l'épanchement : soit lésion pleurale primitive type mésothéliome, soit métastase pleurale.

Figure 23.12

TDM thoracique injectée en coupe axiale du patient de la [figure 23.6](#), montrant un épaississement pleural droit (flèches) dense constitué de plusieurs nodules tissulaires (ronds bleus) (*a contrario* des

anomalies de densité liquidienne de la **figure 23.11**), différents d'un simple épanchement liquidien, en rapport avec un mésothéliome.

Étude du parenchyme

L'étude du parenchyme pulmonaire ne requiert pas nécessairement l'injection de produit de contraste. La TDM permet de préciser des anomalies visibles éventuellement sur une radiographie du thorax regroupées en deux syndromes : le syndrome alvéolaire, dont les images traduisent un comblement des alvéoles (par du liquide, des leucocytes, etc.). La **condensation alvéolaire** (**figure 23.13**) correspond à une plage de parenchyme pulmonaire dense (« blanche ») au sein de laquelle on parvient encore à distinguer des bronches normalement aérées, donc encore noires (**signe du bronchogramme aérique**). La condensation alvéolaire, lorsqu'elle est systématisée à un segment pulmonaire et associée à un syndrome infectieux clinique et biologique, correspond généralement à une pneumopathie infectieuse (bactérie, virus ou champignon). Mais de nombreuses autres causes sont responsables de condensations alvéolaires d'évolution aiguë : œdème pulmonaire cardiogénique ou non, pneumonie d'aspiration par fausse route, hémorragie pulmonaire, infarctus parenchymateux compliquant une embolie pulmonaire, pneumonie médicamenteuse. En présence d'une condensation alvéolaire d'évolution chronique, il faut éliminer un adénocarcinome pulmonaire à forme pneumonique ou un lymphome ;

le syndrome interstitiel, dont les images traduisent la présence de liquide ou de cellules anormales dans l'interstitium pulmonaire ou un épaississement de la paroi des alvéoles. Il peut s'agir de micronodules, nodules, de plages en verre dépoli. Un **nodule pulmonaire** correspond à une lésion tissulaire plus ou moins arrondie située au sein du parenchyme pulmonaire.

Figure 23.13

TDM thoracique en coupe axiale et en fenêtre parenchymateuse chez une patiente de 61 ans admise aux urgences pour dyspnée fébrile.

Mise en évidence d'une condensation alvéolaire bien systématisée en lobaire inférieur droit (flèches rouges) avec bronchogramme aérique (flèche bleue), correspondant à une pneumopathie franche lobaire aiguë.

- Devant un nodule pulmonaire, il faut analyser (**figure 23.14**) : sa **taille** : comme en radiographie, un nodule de moins de 3 mm est un micronodule ; un nodule de plus de 30 mm est appelé masse pulmonaire et est hautement suspect de lésion tumorale ;
 - ses **contours** : réguliers ou spiculés ; l'aspect spiculé « en étoile » est également très suspect de tumeur ;
 - sa **densité**, étudiée en fenêtre médiastinale : le nodule peut être de densité tissulaire, donc gris, prenant plus ou moins le contraste, ou être de densité graisseuse (donc noir), ou calcique (très blanc) ;
 - le **nombre** et la **localisation**.
-

Figure 23.14

A. Patient de 69 ans, fumeur. TDM thoracique en coupe axiale et en fenêtre parenchymateuse montrant un nodule spiculé du lobe supérieur droit (flèche). Le caractère spiculé et la taille de ce nodule sont très évocateurs d'un cancer pulmonaire primitif.

B. Patient de 79 ans, fumeur. TDM thoracique injectée en coupe axiale et en fenêtre médiastinale montrant une masse de 7 cm du lobe inférieur droit, avec des contours irréguliers spiculés et un centre hypodense correspondant à de la nécrose (flèches). L'association d'une lésion de plus de 3 cm (masse), de contours irréguliers et d'un centre nécrotique est très évocatrice d'une néoplasie pulmonaire primitive. Cependant, cet aspect peut être également trouvé en présence d'un abcès pulmonaire.

Indications

La TDM thoracique nécessite des doses de rayonnements ionisants entre 10 et 300 fois plus élevées (selon le morphotype du patient) que pour une radiographie du thorax. Ainsi, ses indications doivent être parfaitement justifiées afin de limiter l'exposition des patients aux rayonnements ionisants.

Dans la recherche et/ou l'analyse d'anomalies parenchymateuses (pneumopathies infectieuses compliquées, nodules parenchymateux, pneumopathies interstitielles, recherche d'un pneumothorax, etc.), une TDM sans injection est suffisante.

Dans le bilan d'anomalies médiastinales, qu'elles soient tissulaires (recherche d'adénopathies médiastino-hilaires, bilan de tumeurs médiastinales, analyse d'épanchements chroniques ou cloisonnés) ou vasculaires (analyse des artères pulmonaires dans le cadre d'une suspicion d'embolie pulmonaire, analyse de l'aorte, bilan d'hémoptysies, etc.), une injection de produit de contraste est nécessaire, avec un temps d'acquisition (artériel pulmonaire, artériel aortique ou veineux) adapté à l'affection recherchée.

Scintigraphie pulmonaire de ventilation-perfusion

Technique

La scintigraphie pulmonaire permet de visualiser la distribution régionale des deux grands systèmes nécessaires à l'hématose : la perfusion et la ventilation pulmonaire.

L'étude de la **perfusion** se fait après injection au niveau d'une veine périphérique de macro-agrégats d'albumine marqués au ^{99m}Tc . Ces particules ont un diamètre de l'ordre de quelques dizaines de microns, supérieur au diamètre des capillaires pulmonaires. La fixation du traceur est donc mécanique, par blocage (embolisation) au niveau des précapillaires pulmonaires. Environ 1 capillaire sur 10 000 est obstrué, l'examen ne présente donc pas de risque pour le patient.

L'étude de la **ventilation** se fait après inhalation d'un gaz radioactif (krypton-81m [^{81m}Kr]) ou d'aérosols (particules de carbone ou phytates) marqués avec du ^{99m}Tc , qui vont se déposer au niveau des parois bronchiques selon la ventilation régionale.

L'examen est réalisé à l'aide d'une gamma-caméra. Deux modes d'acquisition sont possibles : planaire (six incidences sont classiquement réalisées : antérieure, postérieure, deux incidences obliques postérieures et deux profils) ou tomographique qui va permettre, comme pour une TDM, la reconstruction des images dans les trois plans de l'espace.

Sémiologie élémentaire

Dans une scintigraphie de perfusion normale, la distribution du radiotracer est homogène sur l'ensemble du parenchyme pulmonaire. Les hiles et le médiastin ne sont pas hyperfixants (les macro-agrégats sont bloqués au niveau des précapillaires pulmonaires, ils ne circulent plus). L'injection étant réalisée en décubitus dorsal, il existe fréquemment un gradient physiologique de fixation antéropostérieur du fait de la gravité.

Quand le flux sanguin est interrompu ou significativement altéré dans une région du poumon, celle-ci apparaît comme une zone hypofixante ou non fixante. Ainsi, la scintigraphie de perfusion montre la distribution régionale du flux sanguin artériel pulmonaire.

Dans une scintigraphie de ventilation normale, la distribution du radiotracer est également homogène. Si un gaz radioactif est utilisé (^{81m}Kr), la trachée et les bronches proximales sont visualisées. Avec les aérosols, des foyers très hyperfixants sont parfois visualisés correspondant à des impactions focales du radiotracer au niveau des bifurcations bronchiques.

Comme pour les images de ventilation, une diminution ou d'absence de ventilation dans un territoire se traduira sur les images comme une zone hypofixante ou non fixante.

L'interprétation d'une scintigraphie pulmonaire de ventilation-perfusion repose sur une analyse comparative des images de ventilation et de perfusion.

- Pour chaque hypofixation décelée, on précisera : sa **topographie** (lobe, segment) ;
- sa **taille** : typiquement segmentaire ou sous-segmentaire ;
- l'**intensité de l'hypofixation** ;
- son aspect **systématisé** ou non. Pour qu'un défaut de perfusion soit évocateur d'une embolie pulmonaire, il doit être systématisé, c'est-à-dire triangulaire à base pleurale, correspondant anatomiquement à un territoire vasculaire (lobe, segment ou région systématisée sous-segmentaire) ;
- la **concordance des anomalies perfusionnelles et ventilatoires**.

Indications

L'indication principale de la scintigraphie pulmonaire de ventilation-perfusion est la recherche d'**embolie pulmonaire** (figure 23.15). Selon le niveau de l'obstruction et le diamètre du caillot, tout le poumon, ou une partie, est privé de sang. Cette obstruction se traduit en scintigraphie pulmonaire par une hypofixation systématisée sur les images de perfusion (absence de vascularisation en aval de l'embolie), non retrouvée sur les images de ventilation (absence de conséquence sur la ventilation à la phase aiguë de l'embolie pulmonaire).

Figure 23.15

Patient de 68 ans adressé aux urgences pour dyspnée et douleur thoracique.

La scintigraphie de perfusion met en évidence de multiples hypofixations segmentaires et sous-segmentaires systématisées, bilatérales, non retrouvées sur les images de ventilation. L'examen est donc très évocateur d'une embolie pulmonaire récente.

L'examen peut également être utilisé quand il est utile d'évaluer la distribution régionale de la perfusion et de la ventilation pulmonaire, par exemple dans le cadre du **bilan préopératoire** d'un cancer pulmonaire.

TEP au ¹⁸F-FDG

Séméiologie élémentaire

De façon physiologique, les poumons remplis d'air apparaissent hypofixants. Le médiastin présente une hyperfixation modérée correspondant au FDG présent dans la circulation sanguine. Une fixation du myocarde, parfois hétérogène, est fréquente et physiologique.

Lors de l'interprétation, on recherchera des hyperfixations pathologiques sur les images TEP, les images TDM couplées permettant de préciser leur correspondance anatomique. Pour chaque hyperfixation, on précisera son intensité, son caractère focal ou diffus, sa correspondance anatomique.

Indications

La TEP pulmonaire est indiquée pour **caractériser les nodules pulmonaires** de taille supérieure à 6–7 mm : un nodule ne fixant pas le FDG (non hypermétabolique) peut être surveillé par imagerie radiologique. En revanche, un nodule hypermétabolique doit faire l'objet d'un contrôle histologique. La TEP est également indiquée lors du **bilan d'extension des cancers pulmonaires** pour évaluer l'extension lymphatique et métastatique à distance de la maladie (figure 23.16). Elle permet de plus d'apprécier la **réponse aux traitements** antitumoraux et de **détecter les récives**.

Figure 23.16

Patient de 65 ans, fumeur, adressé pour caractérisation et bilan d'extension d'une masse pulmonaire droite.

Images TDM (B et E), TEP-FDG (A, C et F), et TEP-FDG fusionnées à la TDM (D et G) montrant une hyperfixation très intense de la masse pulmonaire droite, confirmant son caractère très suspect. Il s'y associe une hyperfixation très intense d'une adénopathie latérotachéale droite, faisant fortement suspecter une extension lymphatique médiastinale homolatérale. Absence en revanche d'hyperfixations évocatrices d'une atteinte lymphatique médiastinale contralatérale, viscérale ou osseuse.

La TEP au ^{18}F -FDG présente également un intérêt pour le bilan de maladie **inflammatoire** (sarcoïdose par exemple) (cf. « Processus inflammatoires») ou de maladies **infectieuses** (infection de prothèse) (cf. « Processus infectieux »).



Essentiel à retenir

- La radiographie thoracique de face reste l'examen princeps en imagerie thoracique. Elle doit répondre à des critères de qualité stricts afin d'être interprétable. Elle s'analyse de manière systématique.
 - La TDM thoracique est l'examen de référence pour l'analyse du parenchyme (injection de produit de contraste non obligatoire), et du médiastin (injection de produit de contraste nécessaire). Elle s'analyse sur console de travail, de manière dynamique, en exploitant les possibilités de reconstructions et de modification du contraste. Elle est entre 10 et 300 fois plus irradiante qu'une radiographie du thorax de face.
 - La scintigraphie pulmonaire permet la visualisation de la distribution régionale de la ventilation et de la perfusion pulmonaires. Sa principale indication est la suspicion d'embolie pulmonaire.
 - La TEP au ^{18}F -FDG est un examen essentiel en oncologie thoracique, notamment pour la caractérisation des nodules pulmonaires, le bilan d'extension et la recherche de récurrence des cancers pulmonaires.
-

Entraînement 23.1 QCM

QCM 1

Quelles sont les propositions justes à propos de la radiographie thoracique ?

A Un profil est systématique

B Elle est dans la mesure du possible acquise en projection postéro-antérieure

C Elle est acquise en inspiration profonde

D Elle est très irradiante

QCM 2

- Quelles sont les propositions justes à propos de la radiographie thoracique ? Une opacité pulmonaire se traduit par une augmentation de la densité, comparativement au parenchyme pulmonaire adjacent
- Une lésion calcifiée sera plus opaque qu'une lésion tissulaire
- Une lésion grasseuse sera plus opaque qu'une lésion tissulaire
- Une clarté se traduit par une diminution de la densité

QCM 3

- Lequel de ces critères n'est pas étudié sur une radiographie thoracique ? Les contours

- La forme
- La taille
- La fixation

QCM 4

1. Quelles sont les propositions justes à propos de la TDM thoracique ?Le temps sans injection est utile pour l'analyse du médiastin
2. Le temps artériel pulmonaire est acquis juste avant le temps artériel aortique
3. Le temps veineux est indispensable dans l'analyse du parenchyme pulmonaire
4. Le temps veineux est acquis 70 à 90 secondes après injection

QCM 5

1. Quelles sont les propositions justes à propos de la TDM thoracique ?L'aorte ascendante normale ne dépasse jamais 45 mm de diamètre
2. L'artère pulmonaire normale ne dépasse jamais 35 mm
3. Un nœud lymphatique dont le petit diamètre est supérieur à 10 mm est suspect
4. Un nœud lymphatique à centre graisseux est bénin

QCM 6

1. Quelles sont les propositions justes à propos de la scintigraphie pulmonaire ?Elle permet la visualisation de la distribution régionale de la perfusion et la ventilation au sein des poumons
2. Elle permet la caractérisation des nodules pulmonaires
3. Son indication principale est la recherche d'embolie pulmonaire
4. Une hypofixation sur la scintigraphie de ventilation, non retrouvée sur la scintigraphie de perfusion, doit faire suspecter une embolie pulmonaire récente

QCM 7

1. Quelles sont les propositions justes à propos de la TEP-TDM au FDG ?Les poumons sont physiologiquement plus hyperfixants que le médiastin
2. Une hyperfixation du myocarde témoigne le plus souvent d'une pathologie cardiaque
3. Elle permet la caractérisation métabolique des masses pulmonaires
4. Son intérêt est limité pour le bilan d'extension lymphatique médiastinal des cancers pulmonaires

Bibliographie

Lacey G, Morley S, Berman L. *La radiographie thoracique. Manuel pratique*. Traduction L. Arrivé. Elsevier/Masson ; 2009.

Chapitre 24 Imagerie cardiovasculaire

A. Cochet and D. Mandry

Plan du chapitre

- Introduction 248
 - Techniques d'imagerie 248
 - Grands syndromes et leurs moyens d'exploration 258
-



Objectifs

Connaissance

- Connaître les spécificités des principales techniques d'exploration de l'appareil cardiovasculaire : radiographie conventionnelle, angiographie, échographie, TDM, IRM, techniques scintigraphiques.
- Connaître leurs intérêts, limites et principales indications en pathologie cardiaque et vasculaire.
- Reconnaître les principales structures anatomiques du cœur et des vaisseaux sur des images d'IRM et de TDM.
- Savoir reconnaître un œdème aigu pulmonaire sur une radiographie de thorax et sur une TDM.
- Savoir reconnaître une ischémie et une nécrose sur une scintigraphie myocardique.
- Reconnaître et savoir décrire une séquelle d'infarctus sur une IRM cardiaque.
- Reconnaître et savoir décrire les éléments sémiologiques des principales pathologies vasculaires : anévrisme : échographie, TDM, IRM ; dissection aortique : TDM, échographie ; sténose artérielle : TDM, IRM, échographie, angiographie.

Communication

OOO Savoir expliquer les principes de réalisation des examens à un patient.

Introduction

Ce chapitre présente les différentes techniques d'imagerie utilisées pour les explorations cardiovasculaires en insistant sur les particularités de l'exploration cardiaque, et sur leur utilité dans l'exploration des grands syndromes (pathologies vasculaires, ischémie et infarctus, insuffisance cardiaque).

Les prérequis sont les bases physiques des principales techniques d'imagerie, l'anatomie et la physiologie du cœur et de l'aorte, la physiopathologie et séméiologie élémentaire des grands syndromes cardiovasculaires.

Techniques d'imagerie

Particularités des explorations cardiovasculaires en imagerie

Les techniques d'imagerie cardiovasculaire doivent tenir compte des particularités anatomiques et physiologiques du cœur.

Orientation des plans de coupe

L'imagerie en coupes (TDM, IRM, scintigraphie) du cœur nécessite généralement une orientation selon le grand axe du ventricule gauche (VG). Celui-ci est défini comme une ligne qui passe par le centre de

l'orifice mitral et par l'apex du VG. Il permet de définir trois plans de coupe : le plan dit « grand axe vertical » (ou plan « deux cavités »), le plan dit « grand axe horizontal » (ou « quatre cavités »), et le plan « petit axe », perpendiculaire aux précédents (figure 24.1). Cette orientation standardisée est commune à toutes les techniques d'imagerie en coupe du cœur, et permet en particulier une analyse précise de chacune des cinq parois du VG (parois antérieure, septale, inférieure, latérale et apicale).

Figure 24.1

Orientation des trois principaux plans de coupe utilisés en imagerie cardiaque, définis selon le grand axe du VG.

VG : ventricule gauche ; VD : ventricule droit.

À partir de ces trois plans standardisés, d'autres orientations sont possibles, par exemple selon la chambre de chasse du VG, ou l'infundibulum pulmonaire.

Synchronisation à l'ECG

Le cœur présente des mouvements cycliques (cycle cardiaque). Il est parfois nécessaire, selon le type d'imagerie et l'information que l'on veut obtenir, de tenir compte de ces mouvements lors de l'acquisition des images. Cela nécessite un enregistrement de l'ECG du patient en même temps que l'acquisition des images, et la synchronisation de la séquence d'acquisition, généralement avec l'onde R de l'ECG : celle-ci constitue un bon indicateur de synchronisation car elle est brève et de bonne amplitude, ce qui facilite sa détection. Comme les phénomènes électriques du cœur précèdent les phénomènes mécaniques, l'onde R, qui signe le début de la systole électrique, précède la systole mécanique et correspond donc à la télédiastole (TD) mécanique.

Cette synchronisation à l'ECG peut être utilisée de deux manières : en réalisant une acquisition à un moment donné du cycle cardiaque, généralement lorsque le VG est le moins mobile, en milieu de diastole (mésodiastole), afin d'obtenir une image « figée » du cœur. Cette approche est choisie pour une exploration morphologique ou anatomique du cœur et des artères coronaires ; pour obtenir une série d'images consécutives dans le cycle cardiaque, afin de pouvoir produire des boucles d'images en mode cinéma. Cette approche est choisie pour une exploration fonctionnelle du cœur. Chaque intervalle R-R, correspondant à un cycle cardiaque, est divisé en segments de durée égale (généralement entre 8 et 32). Selon le type de technique d'imagerie, il peut être nécessaire d'associer les données de plusieurs cycles cardiaques (de quelques cycles en IRM jusqu'à plusieurs centaines en ventriculographie isotopique) afin d'obtenir suffisamment de signal pour représenter un seul cycle cardiaque (figure 24.2). On obtient alors un cycle cardiaque moyenné à partir de plusieurs cycles acquis ; on parle alors habituellement de mode « ciné ». L'analyse des images ainsi obtenues tout au long du cycle cardiaque permet d'évaluer la fonction ventriculaire gauche ou droite, en mesurant les volumes ventriculaires : volume télédiastolique (VTD) en fin de diastole, volume télésystolique (VTS) en fin de systole. La différence entre ces deux volumes, appelée volume d'éjection systolique ($VES = VTD - VTS$) correspond au volume sanguin éjecté par chaque ventricule à chaque contraction. Enfin, la fraction d'éjection ventriculaire (FEV) (%) est le rapport entre le volume d'éjection systolique et le volume télédiastolique ($FEV = VES/VTD$). La diminution de celle-ci (moins de 50 % pour le VG, moins de 45 % pour le VD) est un bon indice pour mesurer la dégradation de la fonction systolique ventriculaire dans les cardiopathies (cf. l'ouvrage *Les fondamentaux de la pathologie cardiovasculaire* dans la même collection). D'autres paramètres fonctionnels sont également évaluables par l'imagerie, notamment la fonction diastolique, mais leur usage clinique est encore limité. C'est également sur ces images « ciné » que s'analyse la fonction contractile régionale, c'est-à-dire la contraction de chaque segment du cœur, en particulier du VG. Elle s'apprécie essentiellement visuellement par l'épaississement de chaque segment : un segment qui se contracte normalement est dit « normokinétique », un dont la fonction est diminuée est dit « hypokinétique », un qui ne se contracte pas

est dit « akinétique » et un qui présente une expansion en systole au lieu d'une contraction est dit « dyskinétique ».

Figure 24.2

Concept d'acquisition synchronisée à l'ECG, exemple de la ventriculographie isotopique.

Une série de N images de durées égales est acquise au cours de chaque cycle cardiaque. Les premières images de chaque cycle sont associées entre elles pour obtenir une première image combinée, même chose pour les secondes images, etc. jusqu'à obtention d'une série d'images combinées représentant l'évolution du signal au cours d'un cycle.

Angiographie

Éthymologiquement, c'est l'exploration des vaisseaux par imagerie. Sans précision, elle désigne les techniques radiographiques avec opacification directe des vaisseaux. Par extension, on parle également d'angiographie par TDM ou d'angiographie par IRM pour les explorations à visée vasculaire par ces techniques (ou plus simplement d'angio-TDM ou d'angio-IRM), voire en précisant les vaisseaux cibles (coroscaner, coro-IRM par exemple).

L'angiographie « classique » par rayons X concerne désormais quasi exclusivement les artères (artériographie), dont les artères du cœur (coronarographie) (figure 24.3A), et plus rarement les veines (phlébographie) ou les lymphatiques (lymphographie). Cet examen nécessite une ponction vasculaire, pour l'introduction d'un guide et d'un cathéter qui seront ensuite amenés sous contrôle radioscopique jusqu'au vaisseau à analyser, ou le plus près possible de celui-ci ; il est alors procédé à l'acquisition des images concomitamment à une injection de produit de contraste iodé. Progressivement, l'angiographie par projection bidimensionnelle, qui requiert la réalisation de plusieurs incidences, est remplacée par des techniques d'acquisition tridimensionnelle. Cela reste néanmoins une analyse uniquement de la lumière du vaisseau, c'est-à-dire de l'intérieur, sans visualisation de sa paroi ; pour pallier cette limite, des techniques d'échographie endovasculaire et de mesures locales de pression se développent.

Figure 24.3

Exploration des coronaires par coronarographie et par coroscaner.

A. Coronarographie montrant un rétrécissement du calibre de l'artère interventriculaire antérieure proximale (tête de flèche). Cathéter dans l'aorte (flèche blanche) et extrémité (flèche grise) à l'ostium du tronc coronaire gauche pour une injection sélective du vaisseau.

B. Coroscaner en coupe fine (< 1 mm) montrant la même sténose (tête de flèche) par une plaque d'athérome mixte (composante hypodense, thrombus, et composante hyperdense calcifiée).

C. Coroscaner avec reconstruction perpendiculaire à l'axe du vaisseau montrant la lumière circulante, excentrique (tête de flèche), et la plaque d'athérome mixte (thrombus, flèche grise) et calcifiée (flèche blanche).

L'artériographie, en raison de son caractère invasif, est de moins en moins réalisée dans un but purement diagnostique, mais après un (des) examen(s) diagnostique(s) non invasif(s). Elle peut également constituer le premier temps d'un geste thérapeutique : angioplastie, qui consiste à dilater un vaisseau, voire à y placer une endoprothèse (*stent*) pour le maintenir ouvert, ou embolisation pour stopper une hémorragie, par exemple. Cet aspect thérapeutique explique pourquoi l'artériographie reste l'examen de première intention dans certaines situations d'urgence comme dans un tableau clinique et biologique de syndrome coronarien aigu (SCA).

Échographie et Doppler

L'échographie cardiaque transthoracique (figure 24.4) est l'examen d'imagerie de première intention dans les cardiopathies en raison de son innocuité, de sa disponibilité, et aussi grâce à son excellente résolution temporelle, particulièrement adaptée à l'exploration de cet organe ; en effet, l'échographie est une technique « temps réel », qui ne requiert donc pas le moyennage de données acquises sur plusieurs cycles cardiaques. Il est également possible de la réaliser lors d'un effort ou d'une épreuve de stress pharmacologique, pour analyser les modifications induites (recherche d'ischémie notamment, de modifications de gradients de pression dans certaines cardiomyopathies hypertrophiques).

Figure 24.4

Échographie cardiaque par voie transthoracique.

A. Coupe apicale quatre cavités (grand axe horizontal) en niveaux de gris. 1. VG ; 2. VD ; 3. atrium droit ; 4. atrium gauche ; 5. valve tricuspide ; 6. valve mitrale.

B. Même coupe, avec mode Doppler couleur, pour étudier les flux de remplissage ventriculaire et évaluer la sévérité d'une valvulopathie ; noter d'ailleurs ici une insuffisance mitrale physiologique (tête de flèche).

C. Repérage, sur la coupe petit axe, de la ligne analysée en mode TM.

D. Les segments permettent de mesurer la paroi septale (étoile blanche), la cavité ventriculaire gauche (rond blanc), et la paroi latérale (étoile rouge) en télédiastole (TD) et télésystole (TS) et ainsi de calculer une fraction de raccourcissement (diamètre de la cavité en TD-diamètre en TS)/diamètre en TD ; feuillets valvulaires mitraux (flèches).

La fenêtre acoustique (région de l'espace qui n'est pas masquée par les obstacles aux ultrasons) réduite par la présence des poumons, du sternum et des côtes, est la principale limite de cette technique ; cette limite est majorée chez les patients corpulents, ayant une déformation du thorax ou atteints de bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO).

Dans certains cas, l'échographie transthoracique peut être complétée par une échographie cardiaque transœsophagienne ; cette voie permet une meilleure appréciation des structures anatomiques proches de l'œsophage : atrium gauche, septum inter-atrial, valve mitrale, aorte descendante.

De nombreux paramètres fonctionnels peuvent être mesurés en échographie cardiaque, en utilisant différents modes : bidimensionnel, TM (temps-mouvement), Doppler.

En mode bidimensionnel, on analyse la morphologie du cœur, et on apprécie le fonctionnement des valves et la cinétique segmentaire et globale des ventricules ; la mesure des dimensions des cavités permet de calculer les volumes de celles-ci et la fraction d'éjection. Une autre façon d'apprécier la fonction systolique du VG est de calculer la fraction de raccourcissement entre télé-diastole et télésystole de son diamètre interne (mode unidimensionnel TM). Le Doppler est utilisé pour caractériser la sévérité des valvulopathies, fuyantes ou sténosantes.

De plus, de nouvelles approches d'acquisition et d'analyse se développent, permettant une description plus objective. On citera notamment l'échographie tridimensionnelle et des méthodes d'étude de la cinétique segmentaire (« strain » pariétal).

L'échographie est également un examen très utile en pathologie vasculaire (figure 24.5), notamment pour les vaisseaux superficiels (troncs supra-aortiques, vaisseaux des membres). En revanche, l'analyse des vaisseaux profonds et l'exploration « corps entier » sont limitées ; l'échographie est donc soit un examen de première intention, soit réalisée pour préciser l'atteinte d'une zone localisée. Ses avantages cités précédemment en font par exemple un examen adapté au dépistage des anévrismes de l'aorte abdominale.

Figure 24.5

- A. Échographie en niveaux de gris d'une artère carotide commune normale montrant la lumière normalement anéchogène (étoile blanche), la paroi (entre les deux têtes de flèches) avec la ligne hyperéchogène côté lumière correspondant à l'intima et la bande hypoéchogène à la média ; ici a été mesurée l'épaisseur intima-media, marqueur d'athérosclérose (valeur normale < 1 mm).
- B. Présence d'une plaque athéromateuse du bulbe carotidien avec une composante calcifiée (flèche blanche ; cône d'ombre acoustique postérieur) et une composante hypoéchogène (flèche grise).
- C. Sténose serrée d'une artère carotide interne par une plaque hypoéchogène (rond blanc) avec étude en Doppler couleur montrant un phénomène d'aliasing (flèche noire).
- D. Spectre Doppler correspondant avec mesure de la vitesse maximale à 4,1 m/s (sténose significative si > 2 m/s).
- E. Spectre Doppler normal d'une artère à faible résistivité, type carotide commune (vitesse maximale systolique autour de 1 m/s ici).
- F. Spectre Doppler normal d'une artère à haute résistivité, musculaire.

En mode bidimensionnel, le vaisseau se présente comme une structure à contenu anéchogène, avec une paroi fine hyperéchogène ; avec des sondes à très haute fréquence permettant une très bonne résolution spatiale, il est même possible de distinguer les différentes couches de la paroi artérielle de vaisseaux superficiels comme les carotides et de mesurer l'épaisseur intima-média, qui traduit une atteinte athéromateuse lorsqu'elle est augmentée. Les plaques d'athérome apparaissent, quant à elles, comme des épaissements focaux de la paroi ; selon leur composition, elles seront hypoéchogènes (plaques « molles » et thrombus), ou hyperéchogènes avec cône d'ombre acoustique postérieur en cas de calcifications (figure 24.5B, figure 24.5C). Les modes Doppler couleur et pulsé permettent de mesurer les vitesses circulatoires localement.

Les modes utilisés sont le bidimensionnel, pour une analyse morphologique d'un vaisseau, d'une sténose artérielle ou d'un anévrisme par exemple, de varices veineuses, et le Doppler, en mode couleur et/ou en mode pulsé, pour une analyse fonctionnelle avec par exemple la mesure de la vitesse de circulation au sein d'un vaisseau.

TDM

Les explorations de l'appareil cardiovasculaire par TDM nécessitent quasi systématiquement une injection intraveineuse de produit de contraste iodé ; pour une opacification satisfaisante, le débit d'injection doit être assez élevé (4 à 6 ml/s en général), et l'acquisition des images réalisée après un délai adapté au vaisseau à explorer (figure 24.6, figure 24.7). Les acquisitions en contraste spontané (sans injection) sont rarement utiles en pathologie cardiovasculaire, en dehors des contextes d'urgence pour chercher du sang frais spontanément hyperdense – exemple du syndrome aortique aigu avec possiblement un hématome intramural de l'aorte, ou des accidents de la voie publique ; une exception est la mesure du « score calcique » qui permet de quantifier la charge calcique, c'est-à-dire la quantité de calcifications dans les parois des artères coronaires d'un patient, qui est un facteur pronostique du risque cardiovasculaire d'un sujet (figure 24.3B, figure 24.3C).

Figure 24.7

Aorte normale en angio-TDM au temps artériel avec reconstruction tridimensionnelle de type rendu volumique.

Segment 0 : racine de l'aorte, de l'anneau à la jonction sinotubulaire ; segment 1 : aorte ascendante ; segment 2 : crosse de l'aorte ou arc aortique ; segment 3 : aorte thoracique descendante ; segment 4 : aorte abdominale suprarénale ; segment 5 : aorte abdominale intrarénale. TABC : tronc artériel brachiocéphalique ; ASCD : artère subclavière droite ; ACCD : artère carotide commune droite ; ACCG : artère carotide commune gauche ; ASCG : artère subclavière gauche ; TC : tronc cœliaque ; AMS : artère mésentérique supérieure ; ARG : artère rénale gauche (sous cette incidence, l'artère rénale droite

n'est pas visible) ; AICD : artère iliaque commune droite ; AIID : artère iliaque interne droite ; AIED : artère iliaque externe droite ; AICG : artère iliaque commune gauche ; AIIG : artère iliaque interne gauche ; AIEG : artère iliaque externe gauche.

Figure 24.6

Anatomie normale en angio-TDM thoraco-abdominale (coupes axiales) au temps artériel (A à L).
1. tronc veineux brachio-céphalique gauche ; 2. tronc veineux brachio-céphalique droit ; 3. tronc artériel brachio-céphalique ; 4. artère carotide commune gauche ; 5. artère subclavière gauche ; 6. trachée ; 7. veine cave supérieure ; 8. crosse de l'aorte ; 9. aorte ascendante (segment 1) ; 10. aorte thoracique descendante (segment 3) ; 11. branche gauche de l'artère pulmonaire ; 12. branche droite de l'artère pulmonaire ; 13. branche gauche de l'artère pulmonaire ; 14. atrium gauche ; 15. auricule gauche ; 16. veines pulmonaires ; 17. ventricule gauche ; 18. atrium droit ; 19. ventricule droit. 20. sinus coronaire. 21. aorte abdominale. 22. artère mésentérique supérieure. 23. artère iliaque commune droite. 24. artère iliaque commune gauche. 25. artère iliaque externe droite. 26. artère iliaque interne droite.

Pour les explorations cardiaques, et également de l'aorte ascendante, il faut recourir à la synchronisation à l'ECG ; l'acquisition est alors réalisée en systole pour l'aorte ascendante, en diastole pour l'imagerie des coronaires notamment, ou sur tout le cycle cardiaque pour l'analyse des valves par exemple. L'acquisition reste relativement longue par rapport au cycle cardiaque et donc au déplacement des artères coronaires, et la résolution spatiale est actuellement limitée pour les vaisseaux de moins de 1 mm. Aussi, cet examen peut requérir une préparation du patient pour réduire ou simplement stabiliser sa fréquence cardiaque (utilisation de bêtabloquant) et dilater ses vaisseaux (dérivé nitré par voie sublinguale par exemple).

L'analyse des images sur une console de post-traitement adaptée est une étape cruciale de l'examen. En particulier, pour mesurer correctement le calibre d'un vaisseau, il est impératif de procéder à une reconstruction de l'image perpendiculairement à son axe.

Parmi les techniques d'imagerie en coupes, la TDM est l'examen de référence pour l'exploration non invasive des vaisseaux de gros (figure 24.7) et moyen calibres (y compris les coronaires) (figure 24.3).

- En pathologie cardiovasculaire, les principaux examens scanographiques sont : l'angio-TDM pulmonaire (suspicion d'embolie pulmonaire, ou de bilan malformatif) ;
- l'angio-TDM de l'aorte (recherche et suivi d'anévrisme, de coarctation, de dissection) ;
- l'angio-TDM des artères coronaires (diagnostic non invasif de la maladie coronaire).

Techniques scintigraphiques

Comme toutes les techniques de médecine nucléaire, les techniques scintigraphiques dédiées aux explorations cardiaques nécessitent l'administration d'un MRP, dont les propriétés biologiques détermineront l'information qui sera obtenue sur les images. Comme la plupart des MRP, leur administration est contre-indiquée chez la femme enceinte.

Ventriculographie isotopique

La ventriculographie isotopique consiste en l'administration d'un MRP se distribuant uniquement mais de manière homogène dans l'espace vasculaire. On utilise généralement de l'albumine ou des globules rouges autologues marqués au ^{99m}Tc .

L'étude des variations temporelles de la radioactivité du sang contenu dans les cavités cardiaques permet d'obtenir des informations qualitatives et quantitatives sur la fonction ventriculaire gauche et droite, et surtout de manière fiable et reproductible la mesure des FEV.

Les images peuvent être acquises en mode bidimensionnel, en position oblique antérieure gauche afin d'être perpendiculaire à l'axe du septum interventriculaire et ainsi de bien séparer les deux ventricules (figure 24.8), ou en mode tomographique (tridimensionnel). La synchronisation à l'ECG permet d'obtenir une série d'images (16 voire 32) tout au long du cycle cardiaque.

Figure 24.8
Ventriculographie isotopique.

Traceurs de la perfusion myocardique

Pour évaluer la perfusion myocardique, les MRP les plus utilisés sont des cations lipophiles marqués au ^{99m}Tc , le sestamibi et la tetrofosmine. Ils traversent la membrane cellulaire passivement dans le sens du gradient de potentiel électrique transmembranaire et vont s'accumuler préférentiellement dans les cardiomyocytes proportionnellement aux débits coronaires locaux. Cette captation est rapide, dès la première minute suivant l'injection.

Tous ces traceurs sont émetteurs monophotoniques et les images sont donc obtenues en scintigraphie conventionnelle, les acquisitions étant réalisées en mode tomographique, avec orientation des coupes selon les trois plans principaux du cœur.

Il est possible de réaliser une synchronisation à l'ECG pour améliorer la qualité de l'image et obtenir des informations fonctionnelles du VG (évaluation de la FEVG et de la contractilité des différentes parois du VG).

Le ^{201}Tl , un cation monovalent dont le comportement est proche de celui du potassium est plus irradiant et donc moins utilisé.

D'autres MRP aux caractéristiques biologiques proches ont également été développés pour la TEP (en particulier le rubidium-82) avec un avantage en termes de qualité d'image, mais ces MRP ne sont pas encore employés en routine en France.

Autres traceurs

Le métabolisme glucidique du myocarde peut être exploré grâce au ^{18}F -FDG, traceur TEP largement disponible. Dans ce cas, les territoires myocardiques non viables ne présenteront pas de fixation du ^{18}F -FDG, tandis qu'au contraire les territoires ischémiques présenteront une hyperfixation relative, la glycolyse anaérobie étant dans ce cas la source d'énergie privilégiée du fait du manque d' O_2 .

La scintigraphie à la MIBG marquée à ^{123}I (^{123}I -MIBG), un analogue de la noradrénaline, permet d'évaluer et de quantifier l'innervation sympathique du myocarde, qui est altérée dans de nombreuses affections cardiaques, mais la place de cet examen en routine clinique reste encore à préciser.

IRM

Pour les explorations du cœur et des gros vaisseaux en IRM, la synchronisation à l'ECG est indispensable, et il est nécessaire également de tenir compte des mouvements respiratoires (réaliser une synchronisation aux mouvements respiratoires ou bien, le plus souvent, procéder à l'acquisition des images en apnée).

Cette synchronisation est généralement combinée à des séquences d'acquisition très rapides : de nombreuses sont disponibles qui permettent une exploration très complète du cœur et des gros vaisseaux.

Séquences ciné

La cinétique cardiaque peut être explorée avec une assez grande précision en IRM, en répétant l'acquisition du même plan de coupe à différents moments du cycle cardiaque. Les séquences utilisées

sont des séquences d'écho de gradient segmentées rapides présentant un contraste très particulier avec une pondération T2/T1 (figure 24.9). Cette pondération se révèle intéressante en imagerie cardiaque car elle montre un fort contraste entre le myocarde (hyposignal) d'une part, et les espaces liquidiens et la graisse (hypersignal) d'autre part, de sorte que les contours endocardiques et épocardiques des ventricules sont nets.

Figure 24.9

Séquences ciné-IRM dans les plans grand axe horizontal (A), grand axe vertical (B), petit axe (C) et un plan passant par la chambre de chasse du VG (D).

1. VG ; 2. VD ; 3. atrium droit ; 4. atrium gauche ; 5. aorte descendante ; 6. aorte ascendante. À noter qu'il existe un épanchement pleural droit liquidien, apparaissant en hypersignal sur ces images pondérées en T2/T1 (*).

Ces séquences sont à la base des mesures fonctionnelles des ventricules gauche et droit. L'excellente résolution spatiale et la bonne résolution temporelle de ces séquences, l'absence de zone muette font de l'IRM une technique de référence pour la mesure de la fraction d'éjection des deux ventricules, de la masse myocardique et des volumes télédiastolique et télésystolique. La masse et les volumes sont généralement indexés à la surface corporelle du patient.

Séquences d'imagerie morphologique « sang noir »

L'IRM permet également de caractériser les composantes tissulaires autour ou au sein du myocarde et des parois des gros vaisseaux. On utilise pour cela des séquences morphologiques dérivées de l'écho de spin, pondérées en T1 ou T2, pour lesquelles le signal du sang circulant apparaît en noir (figure 24.10).

Figure 24.10

Séquence d'IRM morphologique « sang noir » pondérée en T1, dans le plan grand axe horizontal.

Le myocarde apparaît en isosignal, la graisse en hypersignal. Le sang circulant ayant quitté le plan de coupe entre l'impulsion préparatoire de 90° et l'impulsion refocalisatrice de 180°, les cavités cardiaques apparaissent en noir (vide de signal). 1. VG ; 2. VD ; 3. atrium droit ; 4. atrium gauche ; 5. aorte descendante ; 6. poumon gauche ; 7. poumon droit ; 8. graisse péricardique.

Les acquisitions sont réalisées lorsque le myocarde a un mouvement minimal, c'est-à-dire durant la diastole ventriculaire.

Séquences d'imagerie de phase (cartographie des flux)

La cartographie des flux est possible avec l'IRM tout comme avec le Doppler en échographie. En contraste de phase, le signal mesuré est proportionnel à la vitesse des protons qui traversent le plan de coupe. Quand on pondère cette mesure par la surface de la zone d'intérêt (coupe du vaisseau selon son petit axe), on peut obtenir une mesure des débits (antéro- et rétrograde). Le contraste de phase permet donc une approche quantitative des flux vasculaires ou valvulaires. Le codage tridimensionnel des flux permet de visualiser ceux-ci au sein des gros vaisseaux et d'analyser les shunts, les fuites et les turbulences (technique dite « de flux 4D ») (figure 24.11).

Figure 24.11

Imagerie de cartographie des flux dans un plan axial passant par l'aorte ascendante (en blanc) et l'aorte descendante (en noir).

Le niveau de gris de chaque point représente une vitesse et une direction (blanc et noir correspondent aux vitesses maximales, gris correspond à une vitesse nulle). 1. aorte ascendante ; 2. aorte descendante ; 3. artère pulmonaire ; 4. poumon gauche ; 5. poumon droit.

Séquences de perfusion et de rehaussement tardif

L'imagerie de la perfusion myocardique en IRM repose essentiellement sur l'utilisation de séquences rapides fortement pondérées en T1, associées à l'injection d'un produit de contraste à base de gadolinium qui augmente le contraste T1 dans son volume de distribution.

Dans des conditions normales, le signal du myocarde augmente rapidement au moment du passage du produit de contraste dans la circulation coronaire, puis dans le milieu extravasculaire du myocarde, pour ensuite diminuer progressivement au fur et à mesure que le produit de contraste quitte le secteur extravasculaire pour retourner dans le secteur vasculaire et être progressivement éliminé par voie rénale. Cependant, une altération locale de la perfusion se traduit par un rehaussement moindre et/ou un retard dans ce territoire lors de la phase initiale (figure 24.12).

Figure 24.12

Images IRM successives d'un même plan de coupe petit axe au cours du premier passage d'un agent de contraste à base de gadolinium (séquence turbo FLASH précédée d'une impulsion saturation-récupération).

- A. Avant le passage de l'agent de contraste. Les seules zones en hypersignal (blanc) correspondent à la graisse sur cette séquence fortement pondérée en T1.
- B. Arrivée de l'agent de contraste dans la cavité ventriculaire droite.
- C. Passage de l'agent de contraste dans la cavité ventriculaire gauche.
- D. Passage de l'agent de contraste dans le myocarde dont le signal augmente sauf dans la région antérieure (flèche). L'hyposignal correspond à un déficit de perfusion du myocarde.

Plus tardivement, dans les minutes qui suivent l'injection, certaines régions du myocarde peuvent présenter un ralentissement de la phase d'évacuation du produit de contraste, voire une stagnation, et donc un hypersignal T1 par rapport au myocarde normal (figure 24.13). Ces mécanismes d'accumulation sont probablement liés à l'altération de la membrane capillaire, l'augmentation du volume du liquide interstitiel, voire à la rupture des membranes cellulaires, qui augmente le volume de distribution du produit de contraste. Cela concerne donc toutes les situations pathologiques qui entraînent une destruction des cardiomyocytes (nécrose), une augmentation du volume interstitiel (maladies infiltratives de type amylose) et/ou la présence d'œdème (maladies inflammatoires de type myocardite).

Figure 24.13

Séquence IRM de rehaussement tardif, 10 minutes après injection d'un agent de contraste à base de gadolinium.

Orientation grand axe vertical. On observe un hypersignal dans le tiers distal du VG, transmural, correspondant à une rétention du traceur du fait d'une large séquelle d'infarctus myocardique (flèches). Il existe également un épanchement péricardique liquidien, apparaissant en noir sur cette séquence fortement pondérée en T1 (*).

Il est donc possible de réaliser des acquisitions dynamiques précoces, immédiatement après injection, permettant d'évaluer la perfusion myocardique (figure 24.12), et des acquisitions plus tardives (généralement 5 à 10 minutes après injection), appelées de « rehaussement tardif » pour dépister des anomalies structurelles du myocarde (figure 24.13).

Angiographie par résonance magnétique (ARM)

Les séquences d'ARM peuvent utiliser un produit de contraste (chélate de gadolinium) ou le signal spontané du sang (séquence sang blanc). Dans le premier cas, on réalise une acquisition 3D millimétrique ou sub-millimétrique centrée sur le passage artériel du produit de contraste. Cette technique est excellente pour les vaisseaux peu mobiles, plus délicate pour les segments mobiles comme l'aorte ascendante qui produisent des artefacts de mouvement. La technique sang blanc sans injection est de plus en plus utilisée, elle permet une acquisition en mode ciné et des mesures très précises en systole ou en diastole.

Compte tenu de ses capacités, l'IRM est devenue un examen de référence pour l'analyse des maladies du myocarde, des atteintes péricardiques et des cardiopathies congénitales opérées.

Grands syndromes et leurs moyens d'exploration

Pathologie des vaisseaux

Sténose artérielle

Une sténose, synonyme de rétrécissement localisé, est une diminution permanente du calibre d'un conduit anatomique, comme un vaisseau ou une valve cardiaque ; cela exclut donc les diminutions transitoires comme dans un spasme artériel. La cause principale des sténoses artérielles est l'athérosclérose.

L'imagerie (échographie et/ou TDM) permet de caractériser les sténoses en mesurant le degré de sténose (figure 24.3), souvent exprimé en pourcentage d'un calibre de référence (diamètre du vaisseau ou surface), et leur longueur. Une sténose d'au moins 70 % en diamètre est généralement à l'origine d'une diminution du débit d'aval, et est un seuil opératoire dans les sténoses de l'artère carotide interne par exemple, y compris chez les patients asymptomatiques.

Une autre approche est fondée sur les modifications hémodynamiques induites par la sténose, avec une accélération du flux sanguin à la zone de sténose maximale, mesurable en échographie-Doppler (figure 24.5).

Le degré ultime de sténose est la thrombose, ou occlusion de la lumière vasculaire, qui peut se constituer progressivement ou survenir brutalement en raison d'une rupture de plaque.

Un thrombus est un caillot sanguin qui se forme dans le cœur ou dans un vaisseau (figure 24.14) ; il peut ne pas être obstructif. Un des risques principaux de ces thrombi est leur migration dans la circulation sanguine, avec occlusion d'un vaisseau en aval ; on parle alors d'embolie ; par exemple, un AVC ischémique secondaire à l'embolie d'un thrombus auriculaire gauche, classique dans la fibrillation atriale et justifiant le traitement anticoagulant au long cours. À noter que l'on parle également d'embolie avec d'autres « corps étrangers » migrés : embolie graisseuse, embolie gazeuse, embolie de cristaux de cholestérol, embolie de tout ou partie d'une tumeur, etc.

Figure 24.14

Angio-TDM aortique dans le plan axial.

Dans la lumière circulante de l'aorte thoracique descendante (étoile noire), il existe une hypodensité correspondant à un thrombus (tête de flèche). Noter également la paroi aortique (flèche) visible sur cet examen, modérément épaissie.

Anévrisme (figure 24.15)

Un anévrisme se définit comme une augmentation localisée et permanente du calibre d'un vaisseau d'au moins 50 %, ce qui engendre une perte de parallélisme des bords. Il est exploré en TDM. Il se distingue des méga-artères dont le calibre est augmenté de façon généralisée.

Figure 24.15

Anévrisme.

A. Reconstruction en MIP épaisse en sagittal oblique d'une angio-TDM de l'aorte abdominale, montrant un anévrisme fusiforme de celle-ci. Noter les calcifications pariétales diffuses (athérome), la lumière et le thrombus.

B. Coupe axiale du même patient, à environ mi-hauteur de cet anévrisme ; lumière circulante (étoile noire) et thrombus (étoile blanche).

C, D. Anévrisme sacciforme de l'aorte abdominale en angioscanner en reformation (C) et rendu volumique 3D (D). Noter le développement unilatéral à gauche de cet anévrisme (étoile noire : lumière circulante ; étoile blanche : thrombus).

E. Rendu volumique 3D d'un angioscanner de l'aorte chez un patient présentant de multiples anévrismes sacciformes (flèches blanches).

F. Coupe axiale au niveau de la racine de l'aorte montrant un de ces anévrismes (étoile noire) développé aux dépens du sinus antérieur droit (rond noir), et situé à côté de l'ostium de la coronaire droite (tête de flèche).

Un anévrisme se caractérise par : sa localisation (vaisseau et partie du vaisseau atteints), sa forme (sacciforme, en sac, ou fusiforme, en fuseau), son diamètre maximal et sa longueur.

La zone de communication entre la lumière vasculaire normale et l'anévrisme s'appelle le collet ; il y en a un seul en cas d'anévrisme sacciforme et deux en cas de fusiforme.

Les anévrismes peuvent être uniques ou multiples, et toucher les vaisseaux de tout calibre ainsi que les cavités cardiaques, mais concernent principalement les artères. Il est important de considérer l'état du vaisseau atteint, ainsi que celui des autres vaisseaux, pour guider la prise en charge thérapeutique.

Il existe également des faux anévrismes (ou pseudo-anévrismes) qui se distinguent des anévrismes car leur paroi est constituée par un autre tissu que celui de la paroi artérielle (par exemple par du péricarde en cas de rupture ventriculaire gauche après un infarctus du myocarde).

Dissection

Une dissection ([figure 24.16](#)) est un clivage dans la paroi artérielle (entre l'intima et la média), avec création d'un hématome, spontanément hyperdense en TDM, voire d'un faux chenal qui peut être circulant ou thrombosé. Elle peut survenir sur toutes les artères mais le cas le plus emblématique est la dissection de l'aorte. La classification de Stanford distingue les dissections de l'aorte de type A lorsque l'aorte ascendante est atteinte, et celles de type B lorsque l'atteinte débute au-delà de l'artère sub-clavière gauche. La dissection aortique est une urgence diagnostique, et s'intègre dans le syndrome aortique aigu avec l'hématome intramural de l'aorte et l'ulcère athéromateux pénétrant. Une dissection de type A, avec atteinte de l'aorte ascendante donc, est aussi une urgence chirurgicale (risque de rupture et de tamponnade).

Figure 24.16

Dissection.

Coupes axiales d'angio-TDM au temps artériel passant par la crosse aortique (A) et l'aorte thoracique descendante distale (B). Brèche intimale (flèche blanche) située ici au niveau de la crosse aortique, au pied de l'artère sub-clavière gauche (dissection de type B selon Stanford), se présentant comme une discontinuité dans la paroi aortique ; il peut exister une ou plusieurs réentrées, qui se présentent de la même façon et situées plus en distalité sur l'aorte ou ses collatérales. Existence d'un vrai chenal (étoiles noires) et d'un faux, séparés par le « flap » intimal (flèches noires et blanche) ; noter le thrombus (tête de flèche blanche) qui obstrue partiellement la lumière du faux chenal de l'aorte thoracique descendante distale dans ce cas.

Dans un contexte d'urgence, pour l'étude de l'aorte et des gros vaisseaux, l'examen de première intention est la TDM en raison de sa disponibilité, de sa rapidité de réalisation, de la couverture corps entier possible et de sa résolution spatiale. Elle permet de visualiser le voile intimal, la porte d'entrée et celles de réentrée, l'état du faux chenal (perméable ou thrombosé), l'extension aux collatérales, les signes de rupture et les éventuels retentissements parenchymateux (ischémie). En cas d'instabilité hémodynamique majeure, une échocardiographie transthoracique, voire transœsophagienne, permet souvent de confirmer ou infirmer le diagnostic de dissection de type A, sans toutefois permettre un bilan d'extension et de retentissement aussi exhaustif.

Pour le suivi des atteintes connues (anévrisme, dissection au stade chronique), l'IRM peut être choisie en raison de l'absence d'exposition du patient aux radiations ionisantes ; le choix peut également s'orienter vers la TDM, pour la reproductibilité des mesures et une couverture anatomique plus large actuellement (des troncs supra-aortiques aux iliaques en quelques secondes par exemple).

Thrombose veineuse profonde

La thrombose veineuse profonde des membres inférieurs (phlébite) est explorée en échographie en première intention. Les signes directs sont l'absence de flux en Doppler et la visibilité d'un caillot complètement ou partiellement occlusif dans la lumière du vaisseau. Les signes indirects sont l'absence de compressibilité de la veine sous la sonde et la présence de voies de suppléance.

Une embolie pulmonaire est une complication classique d'une thrombose veineuse profonde des membres inférieurs et est explorée préférentiellement en angio-TDM (en scintigraphie plus rarement) (cf. « Imagerie thoracique »).

Pathologies des coronaires : ischémie myocardique et infarctus

Rappels physiopathologiques

L'ischémie myocardique est liée à une inadéquation entre besoins et apports en oxygène au myocarde. Elle est généralement provoquée par une diminution de la perfusion myocardique, secondaire à une occlusion partielle ou totale d'une artère coronaire ou d'une de ses branches.

Si cette ischémie se prolonge, elle évoluera soit vers une ischémie chronique (on parle d'hibernation myocardique), soit vers une nécrose cellulaire, irréversible.

Le myocarde ischémique présente une dysfonction contractile, qui est généralement réversible si le débit sanguin est restauré, après un passage par une phase de sidération myocardique (dysfonction contractile transitoire malgré la restauration de la perfusion). On parle de myocarde viable. En revanche, en cas de nécrose, la dysfonction contractile est irréversible (tableau 24.1).

Tableau 24.1

Tableau comparatif des caractéristiques des différents états du myocarde.

	Perfusion	Fonction contractile	Métabolisme glucidique	Viabilité
Myocarde normal	Normale	Normale	Normal	Oui
Ischémie	Diminuée	Altérée	Augmenté	Oui
Nécrose	Diminuée ou stoppée	Altérée	Stoppé	Non
Hibernation (ischémie chronique)	Diminuée	Altérée	Augmenté	Oui
Sidération	Normalisée	Altérée	Normal ou augmenté	Oui

- La vascularisation coronaire présente plusieurs caractéristiques qui sont importantes à rappeler pour comprendre la physiopathologie de l'ischémie myocardique : dans des conditions normales, le réseau coronaire est terminal : les anastomoses entre les différents troncs coronaires épicaudiques ne sont normalement pas fonctionnelles. En conséquence, l'occlusion brutale d'une artère coronaire entraîne une ischémie myocardique en aval. Cependant, en cas d'installation progressive d'une sténose coronaire, sur plusieurs jours ou plusieurs semaines, un réseau collatéral d'importance variable peut se développer et ainsi prévenir l'apparition ou réduire l'importance de l'ischémie dans le myocarde en aval de cette sténose ;
- la distribution du flux coronaire dans l'épaisseur du muscle cardiaque n'est pas homogène : les artères coronaires et leurs branches cheminent à la surface épicaudique du muscle cardiaque et donnent naissance à des artères perforantes et qui sont, elles, qui pénètrent dans l'épaisseur du myocarde et qui sont, elles, terminales. Le myocarde sous-endocardique est donc moins bien perfusé que le myocarde sous-épicaudique, et est plus sensible à l'ischémie. Ainsi, la nécrose cellulaire résultant de l'infarctus apparaît au niveau de l'endocarde pour s'étendre progressivement en front de vague vers l'épicarde ;
- dans des conditions normales, le débit sanguin coronaire peut s'adapter de manière quasi-linéaire aux besoins en oxygène et nutriments du myocarde et, ainsi, lors d'un effort important, être multiplié par un facteur 3 à 5 par rapport au repos. Cette adaptation se fait essentiellement grâce aux capacités vasomotrices des artéiodes (propriété de se dilater et d'augmenter leur rayon, ou de se contracter et de diminuer leur rayon). Le rapport entre le débit coronaire au repos et à l'effort est appelé « réserve de débit coronaire », ou « réserve coronaire ».
- L'atteinte des artères coronaires est le plus souvent la conséquence de l'athérosclérose, avec constitution de plaques d'athérome dans les parois des artères. Ces plaques évoluent de deux manières : soit elles se développent lentement et entraînent une sténose d'aggravation progressive de la lumière coronaire. Cette sténose est dans un premier temps compensée par une vasodilatation des artéiodes coronaires en aval, de manière à maintenir un débit de perfusion myocardique suffisant. Ce type de lésion entraîne alors une ischémie qui n'apparaît initialement qu'à l'effort, lorsque le débit de perfusion coronaire ne peut plus s'adapter aux besoins du myocarde, les capacités d'adaptation étant déjà mobilisées pour assurer un débit normal au repos. L'expression clinique est un angor stable d'effort. Lorsque la sténose devient trop importante, l'ischémie survient même au repos ; l'expression clinique évoluera vers un angor de repos ;
- soit elles se fracturent ou se fissurent, ce qui entraîne la formation d'un thrombus intrac coronaire au contact, une réduction brutale du diamètre artériel, voire une occlusion complète aboutissant à une ischémie ou une nécrose. L'expression clinique est la survenue d'un syndrome coronarien aigu (SCA) : angor instable ou infarctus du myocarde. La nécrose résultant de l'infarctus apparaît au niveau de l'endocarde pour s'étendre progressivement vers l'épicarde. La plaque d'athérome instable est donc plus à risque qu'une simple sténose progressive.

Indications de l'imagerie

Les examens complémentaires viennent en complément de l'analyse clinique, qui doit toujours se situer en amont de leur prescription.

Le choix des examens complémentaires d'imagerie varie donc en fonction de la situation, et de la question posée. De manière schématique, il peut s'agir de détecter une pathologie des coronaires (et d'en apprécier l'importance), d'évaluer la présence de viabilité myocardique (généralement chez un patient coronarien connu) ou, enfin, de réaliser un diagnostic différentiel.

Test d'ischémie et imagerie des coronaires

Il existe deux approches possibles, qui peuvent être complémentaires : la réalisation d'un test d'ischémie couplé à une imagerie (échographie, IRM ou scintigraphie), ou l'imagerie des coronaires pour détecter directement une lésion coronarienne.

Test d'ischémie couplé à l'imagerie

Trois techniques d'imagerie peuvent être utilisées : l'échographie, l'IRM et la scintigraphie myocardique, permettant d'évaluer la contractilité et/ou la perfusion myocardique (tableau 24.2). Ces examens sont très fréquemment utilisés pour confirmer ou non le diagnostic de maladie coronaire, pour établir un pronostic de cette maladie, et pour orienter les indications thérapeutiques.

Tableau 24.2

Tableau comparatif des performances des différentes techniques d'imagerie couplées à un test d'ischémie.

	Paramètre myocardique explorable			Test d'ischémie associé
	Contractilité	Perfusion	Viabilité	
IRM	++	++	+++	Vasodilatateur, dobutamine
Scintigraphie au ^{201}Tl	+	++	++	Épreuve d'effort, vasodilatateur, dobutamine
Scintigraphie au $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$	+	++	-	Épreuve d'effort, vasodilatateur, dobutamine
Échographie	++	-	-	Épreuve d'effort, dobutamine

Ces examens sont réalisés non seulement au repos mais également au cours d'un test d'ischémie, dont l'objectif est de reproduire ou simuler les conditions d'un stress myocardique. Cela permet ainsi de comparer la contractilité et/ou la perfusion myocardique au repos et au cours d'un stress.

- Les principales anomalies recherchées sont donc : l'existence de zones d'ischémie ou de nécrose myocardique et leur étendue (pourcentage de myocarde concerné) ;
- les paramètres de fonction ventriculaire gauche segmentaire et globale, notamment la FEVG et les volumes ventriculaires gauches.

L'absence d'anomalie (de contraction ou de perfusion) en post-stress comme au repos est en faveur de l'absence d'ischémie ou de nécrose.

La présence d'une anomalie uniquement après stress, réversible au repos, est en faveur d'une ischémie (figure 24.17).

Figure 24.17

Scintigraphie myocardique au $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$: ischémie.

L'injection du traceur et l'acquisition des images sont réalisés au décours d'un effort (stress) et quelques heures plus tard au repos, après réinjection. On constate une absence de perfusion dans le territoire apical et antérieur distal en post-stress (flèches), qui se rétablit au repos. Il s'agit d'un aspect d'ischémie myocardique dans ce territoire. À noter que le myocarde du VD (*) n'est pas explorable en scintigraphie myocardique, sa perfusion étant beaucoup plus faible que celle du myocarde du VG et sa paroi beaucoup plus mince.

La présence d'anomalies en post-stress et non réversibles au repos est en faveur d'une nécrose ou d'une ischémie chronique (hibernation), sans pouvoir toujours faire la distinction entre les deux (figure 24.18).

Figure 24.18

Scintigraphie myocardique au ^{99m}Tc -MIBI : nécrose.

L'injection du traceur et l'acquisition des images sont réalisés au décours d'un effort (stress) et quelques heures plus tard au repos, après réinjection. On constate une absence de perfusion dans le territoire inférieur en post-stress (flèches), non réversible au repos. Il s'agit d'un aspect évocateur de nécrose myocardique dans ce territoire. Cependant, une ischémie « chronique » non réversible au repos (hibernation) ne peut être exclue.

En pratique, aucune de ces techniques n'est clairement supérieure aux autres. Le choix se fait en fonction de la situation. L'échographie et la scintigraphie ont l'avantage de pouvoir être couplées à une épreuve d'effort, contrairement à l'IRM (il est effectivement difficile de faire réaliser un effort au patient lorsqu'il est confiné dans l'aimant). En revanche, l'IRM est une technique très complète permettant d'obtenir des informations fonctionnelles (contractilité, perfusion) mais également anatomiques et structurales (tableau 24.2).

- Il existe trois types de test d'ischémie, qui sont tous réalisés sous la responsabilité d'un cardiologue et couplés à un enregistrement de l'ECG en continu : l'épreuve d'effort, qui est à privilégier lorsqu'elle est possible car elle se rapproche le plus des conditions physiologiques, elle permet à elle seule d'apporter des éléments diagnostiques en faveur d'une atteinte ischémique. L'effort entraîne des effets inotropes et chronotropes positifs, qui augmentent les besoins du myocarde et, en conséquence, la perfusion partout où c'est possible. En aval d'une sténose, les capacités vasodilatatrices sont déjà mobilisées et une ischémie apparaît. L'épreuve d'effort doit être dans la mesure du possible « maximale », c'est-à-dire conduire à une augmentation de la fréquence cardiaque jusqu'à obtention de la fréquence maximale théorique (FMT) qui est égale à 220 moins l'âge du patient ;
- perfusion de dobutamine à dose croissante dont les effets chronotrope et inotrope, stimulent les conditions d'un effort ;
- l'injection d'un vasodilatateur coronaire (dipyridamole qui est le plus utilisé en pratique, adénosine, ou regadenoson), qui va augmenter le débit de perfusion en aval des coronaires saines, alors qu'en aval d'une sténose, les artérioles sont déjà dilatées pour compenser la diminution du débit coronaire : le vasodilatateur ne pourra donc pas augmenter autant la perfusion que dans les autres territoires, d'où la visualisation d'une diminution relative de la perfusion myocardique en aval d'une sténose hémodynamiquement significative.

Imagerie des coronaires : TDM et coronarographie

Il s'agit dans ce cas de mettre en évidence directement une éventuelle sténose ou occlusion sur le réseau coronaire, soit de manière non invasive (TDM) soit de manière invasive (coronarographie).

La TDM des coronaires (coro-TDM ou « coroscanner ») est un examen qui bénéficie d'une excellente valeur prédictive négative, c'est-à-dire qu'un examen normal permet d'éliminer avec une quasi-certitude la présence d'une lésion. Elle permet de préciser l'anatomie, notamment en cas d'anomalie de naissance ou de trajet, de localiser et de quantifier de manière non invasive d'éventuelles lésions coronariennes sténosantes. Une de ses limites principales reste la résolution spatiale, en particulier en cas de calcifications coronaires ou de *stent*, avec une quantification alors souvent imprécise de la lumière.

La coronarographie n'est réalisée en première intention que dans un contexte d'urgence (tableau de syndrome coronarien aigu), sinon pour confirmer les résultats d'un examen non invasif. Elle permet surtout de réaliser, si c'est possible, un traitement endoluminal (angioplastie) de la ou des lésions. Une autre limite de cette approche morphologique est que l'on ne connaît pas l'impact fonctionnel réel d'une lésion : certaines sténoses en apparence importantes n'auront que peu d'impact du fait d'un bon réseau collatéral ; d'autres sténoses plus modérées auront au contraire un impact significatif, avec apparition d'une ischémie d'effort en aval. C'est tout l'intérêt des mesures complémentaires (pression intra-artérielle pour mesure de la réserve coronaire, directe ou simulée, et des approches fonctionnelles).

Évaluation de la viabilité myocardique

Il s'agit dans ce cas d'une maladie coronarienne connue : lésion coronaire occlusive ou pré-occlusive, et anomalies de la contractilité du myocarde en aval de cette lésion. L'objectif est de savoir si le myocarde atteint est viable ou non viable (nécrosé) et donc si une reperfusion de l'artère en cause permettrait d'obtenir un rétablissement fonctionnel.

Trois techniques d'imagerie permettent de différencier myocarde viable et myocarde nécrosé : l'IRM avec injection de chélates de gadolinium et séquences de rehaussement tardif, la scintigraphie myocardique au ²⁰¹Tl, et enfin la TEP au FDG.

Parmi ces trois techniques, l'IRM est à considérer en priorité car c'est une technique non irradiante permettant une exploration complète du cœur (fonctionnelle et morphologique). De plus, son excellente résolution spatiale permet de faire la distinction entre séquelle de nécrose sous-endocardique et transmurale. Les techniques scintigraphiques sont à considérer en fonction de leur disponibilité.

Diagnostic différentiel

Certaines maladies non ischémiques peuvent se présenter cliniquement comme un syndrome coronarien. Le [tableau 24.3](#) résume les principaux diagnostics différentiels et leurs techniques privilégiées d'exploration en imagerie.

Tableau 24.3

Principaux diagnostics différentiels des syndromes coronariens aigus, et leurs moyens d'exploration en imagerie. ETO : échographie transœsophagienne.

	Échographie	IRM	TDM	Scintigraphie
Péricardite	++	++	+	–
Myocardite	–	++	–	–
Dissection aortique	++ (ETO)	++	++	–
Embolie pulmonaire	±*	±	++	++**

* L'échographie peut mettre en évidence des thrombi très proximaux au niveau des artères pulmonaires.** Scintigraphie pulmonaire de ventilation/perfusion (cf. « Imagerie thoracique »).

Insuffisance cardiaque

L'insuffisance cardiaque est un syndrome clinique caractérisé par des symptômes typiques qui peut s'accompagner de signes localisateurs (augmentation de la pression jugulaire, crépitations pulmonaires et œdèmes périphériques) causé par une anomalie cardiaque structurale ou fonctionnelle. Ces signes résultent d'une réduction du débit cardiaque et/ou des pressions intracardiaques élevées au repos ou au cours d'un stress (définition 2016 de la Société européenne de cardiologie).

Rappels physiopathologiques

L'insuffisance cardiaque correspond à une réduction du débit cardiaque et/ou des pressions intracardiaques élevées au repos ou au cours d'un stress (définition 2016 de la Société européenne de cardiologie). Elle est causée par une anomalie structurelle ou fonctionnelle du myocarde dont les causes principales sont l'athérosclérose coronaire (insuffisance cardiaque post-infarctus ou au cours de l'ischémie) et l'HTA. D'autres causes plus rares sont possibles (pathologie valvulaire, cardiomyopathies primitives, cardiomyopathies infectieuses, inflammatoires ou infiltratives, etc.).

Indication des examens d'imagerie

- Le diagnostic de l'insuffisance cardiaque repose sur l'examen clinique. L'imagerie aura pour but : de confirmer le diagnostic de l'insuffisance cardiaque et d'établir la surveillance ;
- de rechercher des signes de complication dont l'œdème aigu du poumon ;
- de faire un diagnostic étiologique.

Estimation de la FEVG

L'un des meilleurs paramètres pour évaluer l'insuffisance cardiaque est la FEVG, qui témoigne de l'efficacité de la contraction cardiaque. Dans la plupart des cas l'insuffisance cardiaque entraîne une baisse de la FEVG proportionnelle à la gravité de l'atteinte. L'IRM et la ventriculographie isotopique constituent les techniques les plus robustes pour évaluer la FEVG mais l'échographie est souvent privilégiée du fait de sa disponibilité et de sa portabilité. L'évaluation de la FEVG est également importante pour apprécier la gravité de l'atteinte, et assurer le suivi sous traitement. D'autres paramètres (VTD et VTS, débit cardiaque) peuvent également être utiles pour le suivi.

Évaluation de l'œdème aigu du poumon

La radiographie thoracique peut également jouer un rôle pour diagnostiquer une décompensation aiguë de l'insuffisance cardiaque. Souvent, les cavités cardiaques, notamment gauches, sont dilatées, ce qui se traduit sur la radiographie thoracique par un élargissement de la silhouette médiastinale, objectivé par un index cardiothoracique supérieur à 0,5 (figure 24.19). L'œdème pulmonaire cardiogénique, présentation aiguë de l'insuffisance cardiaque, se présente sur la radiographie thoracique par des opacités floconneuses bilatérales, des lignes de Kerley de type B, qui sont de fines lignes (2 à 3 mm) d'environ 1 cm de longueur, perpendiculaires à la plèvre et qui prédominent aux bases, et/ou de type C (lignes B vues de face) et par un épanchement pleural le plus souvent bilatéral. En TDM, les éléments sémiologiques s'expliquent par la physiopathologie de cet œdème pulmonaire : épaissement des septa interlobulaires à prédominance apicale lié à la dilatation veineuse pulmonaire, verre dépoli par engorgement alvéolaire et épanchement pleural (figure 24.20).

Figure 24.20

Insuffisance cardiaque.

A. Coupe axiale de scanner thoracique en fenêtre parenchymateuse pulmonaire. Épaississement des septa interlobulaires par dilatation veineuse pulmonaire (têtes de flèches rouges) et verre dépoli intralobulaire (flèches blanches) traduisant l'engorgement alvéolaire. Condensations parenchymateuses pulmonaires postérieures.

B. Coupe axiale de scanner thoracique en fenêtre médiastinale. Épanchement pleural bilatéral (étoiles blanches), hypodense, avec concavité vers l'avant (déclivité).

Figure 24.19

Insuffisance cardiaque (A, B).

A. L'index cardiothoracique se mesure sur une radiographie thoracique de face, rayon incident postéro-antérieur, bien inspirée. Il correspond au rapport de la somme des deux diamètres des arcs médiastinaux inférieurs droit et gauche depuis la ligne médiane (ligne des processus épineux) par le plus grand diamètre interne du thorax : $(1 + 2)/3$.

Dans ce cas, il a été mesuré à 0,58 (valeur normale $< 0,50$). Cette augmentation traduit la cardiomégalie. Les culs-de-sac latéraux sont libres. B. Œdème pulmonaire cardiogénique : élargissement médiastinal ; opacités floconneuses bilatérales par comblement alvéolaire ; quelques lignes de Kerley B (flèches) et C (têtes de flèche)

Bilan étiologique

L'insuffisance cardiaque survient le plus souvent dans un contexte étiologique connu (par exemple un patient développant une insuffisance cardiaque dans les suites d'un infarctus). Cependant il est parfois nécessaire de faire un diagnostic étiologique. Dans ce contexte, l'échographie mais surtout l'IRM jouent un rôle prépondérant. L'IRM permet de rechercher des anomalies myocardiques structurelles (présence de fibrose, de nécrose) dont l'importance et la topographie permettent d'orienter le diagnostic étiologique.

Enfin, dans le cas particulier de l'insuffisance cardiaque à FEVG préservée, l'imagerie est utile pour évaluer la fonction diastolique (capacités de remplissage du VG durant la diastole) qui est altérée. L'échographie est l'examen de choix, à un moindre degré la ventriculographie isotopique et l'IRM.



Essentiel à retenir

- L'échographie Doppler permet d'explorer les structures vasculaires des membres et du cou en prodiguant des informations morphologiques et fonctionnelles hémodynamiques (vitesses circulatoires locales). Elle est plus limitée pour l'exploration des structures vasculaires abdominales, thoraciques et intracérébrales.
- L'échographie cardiaque transthoracique, disponible, non invasive et facile d'utilisation, constitue l'examen d'imagerie de première intention pour l'exploration du cœur. Sa bonne résolution temporelle, associée à l'étude de l'effet Doppler, permet d'analyser très finement les mouvements du myocarde et des valves.
- L'angiographie est une technique d'exploration des vaisseaux par leur opacification directe. Il s'agit d'une technique invasive mais qui présente le grand avantage de pouvoir être associée à un geste thérapeutique (angioplastie pour traitement d'une sténose, embolisation pour stopper une hémorragie, etc.).
- En imagerie en coupes (TDM et IRM), il est le plus souvent nécessaire de synchroniser l'acquisition des images avec l'ECG du patient, afin de tenir compte des mouvements cycliques du cœur, pour s'en affranchir ou au contraire les étudier.
- La TDM, du fait de son excellente résolution spatiale, est surtout utilisée pour l'exploration morphologique des artères de gros calibre (aorte et ses branches, notamment les artères coronaires), après injection d'un agent de contraste à base d'iode pour rehausser le contenu des vaisseaux. Elle est souvent l'examen de première intention dans un contexte d'urgence avec atteinte des grosses artères (aorte et branches) sauf dans l'infarctus du myocarde (coronarographie première pour traitement simultané par désobstruction de l'artère responsable).
- En médecine nucléaire, il existe de multiples MRP permettant d'explorer au choix la contractilité des ventricules, la perfusion et la viabilité myocardique, le métabolisme des cardiomyocytes ou l'innervation sympathique du cœur.

- L'IRM permet à la fois une analyse de la contractilité myocardique, de la perfusion myocardique sous couvert de l'injection d'un chélate de gadolinium, mais également de la morphologie et de la structure du myocarde (détection de la nécrose ou de la fibrose myocardique), ainsi qu'une exploration morphologique et fonctionnelle de l'aorte.
-

Entraînement 24.1 QCM

QCM 1

- Ci-dessous une coupe d'imagerie cardiaque. Quelles sont les propositions exactes ? Il s'agit d'une image de TDM après injection d'un agent de contraste
 - Il s'agit d'une image d'IRM
 - Il s'agit d'une coupe en orientation « grand axe horizontal »
 - La structure A correspond au VD
 - La structure B correspond à l'atrium droit
-

QCM 2

- Concernant l'ischémie myocardique et ses moyens d'exploration en imagerie, quelles sont les propositions exactes ? En cas d'ischémie, le myocarde conserve toujours ses capacités contractiles
- En cas d'ischémie, le myocarde reste viable
- En cas d'ischémie, le métabolisme glucidique des cardiomyocytes est toujours diminué
- En scintigraphie myocardique au ^{99m}Tc -MIBI, une ischémie d'effort se traduira par une diminution de la perfusion myocardique en post-stress, réversible au repos
- En cas de nécrose myocardique, la dysfonction contractile est réversible

QCM 3

Quelles sont les propositions exactes ? C'est une reconstruction tridimensionnelle en rendu volumique d'une angio-TDM

Il y a un anévrisme fusiforme de l'aorte ascendante

Il y a une sténose de l'aorte ascendante

Il y a un anévrisme sacciforme de l'aorte ascendante

La flèche blanche est située au niveau du collet distal

QCM 4

Quelles sont les propositions exactes ? C'est une coupe sagittale de TDM en fenêtre parenchymateuse

Il y a un épanchement pleural

Il y a un épaissement de septa interlobulaires

Il y a du verre dépoli

C'est un aspect évocateur d'un œdème pulmonaire cardiogénique

QCM 5

- Quelles sont les techniques d'imagerie qui exposent le patient à des radiations ionisantes ?TDM
- Échographie avec étude Doppler
- IRM
- Scintigraphie
- Échographie sans étude Doppler

QCM 6

- Concernant les dissections :L'examen de première intention en cas de syndrome aortique aigu est une radiographie
 - L'examen de première intention en cas de syndrome aortique aigu est une angio-TDM
 - La présence d'un voile intimal dans la lumière de l'aorte signe une dissection aortique
 - Le faux chenal est toujours plus large que le vrai
 - Toutes les artères peuvent être atteintes par une dissection
-

Chapitre 25 Imagerie de l'abdomen

O. Lucidarme and D. Kharroubi-Lakouas

Plan du chapitre

- Connaître les techniques d'imagerie de l'abdomen et pouvoir les expliquer au patient 270
- Séméiologie de base en imagerie abdominale 277
- Principales indications en imagerie abdominale 284
- Description et indications des examens de médecine nucléaire 284



Objectifs

PPP	Connaître les techniques d'imagerie de l'abdomen et pouvoir les expliquer au patient.
QQQ	Connaître la séméiologie de base de l'imagerie de l'abdomen utilisant les rayons X.
RRR	Connaître l'intérêt et les principales indications des produits de contraste en TDM.
SSS	Connaître la séméiologie de base en imagerie abdominale échographique.
TTT	Connaître la séméiologie de base en IRM abdominale.
UUU	Connaître l'intérêt et l'indication des produits de contraste en IRM.
VVV	Connaître l'intérêt et l'indication des MRP en médecine nucléaire.
WWW	Comprendre la place des différentes techniques d'imagerie de l'abdomen dans les principaux syndromes.

Connaître les techniques d'imagerie de l'abdomen et pouvoir les expliquer au patient

Techniques radiologiques historiques

Schématiquement, les techniques historiques d'exploration de l'abdomen étaient fondées sur l'imagerie en projection (radiographies) jusqu'à l'avènement des techniques d'imagerie en coupes.

Ainsi, **l'abdomen sans préparation** (ASP), qui correspond à une radiographie simple de l'abdomen (figure 25.1) était très largement employé et parfois associé aux **opacifications digestives**.

L'opacification améliore l'analyse du contenu des organes creux en étudiant le liseré muqueux (bords du produit de contraste limités par la muqueuse), le volume et la forme des organes, la régularité de leurs parois. Le produit de contraste utilisé est radio-opaque (sulfate de baryum, iode), parfois mélangé à de l'air (« double contraste » pour le côlon) : **le transit œso-gastro-duodénal** (TOGD) par l'ingestion du produit de contraste (figure 25.2) ;

le transit du grêle qui consiste à faire absorber des quantités plus grandes de produit de contraste et à observer sa progression dans l'ensemble de l'intestin grêle par des radiographies régulières. Cet examen

pouvait durer jusqu'à 2 h/2 h 30 avant que le produit ingéré n'atteigne la dernière anse iléale (figure 25.3) ;

le lavement réalisé par l'introduction d'une canule dans le rectum et le remplissage par cette canule de la totalité du cadre colique par un produit de contraste radio-opaque liquide (figure 25.4).

Figure 25.2

Exemple de TOGD.

La lumière de l'œsophage (A) et de l'estomac (B) est opacifiée par un produit de contraste liquide à base de sulfate de baryum ingéré par le patient. Le produit de contraste vient mouler les parois de l'œsophage et de l'estomac, qui correspondent à l'interface avec la muqueuse appelée le liseré muqueux (flèches blanches). Le TOGD permet également d'objectiver l'anatomie (forme, taille et position) de l'œsophage, de l'estomac, du bulbe (flèche noire), et du cadre duodénal (double flèche noire). Plusieurs clichés peuvent être réalisés en faisant tourner le patient pour dégager toutes les portions et toutes les faces de l'œsophage, de l'estomac et du cadre duodénal.

* : fundus gastrique.

Figure 25.3

Exemple de transit du grêle.

La lumière des anses jéjunales (flèche noire) et iléales (double flèche noire) est opacifiée par l'ingestion d'une grande quantité de sulfate de baryum. Des clichés comme celui-ci étaient réalisés à intervalles réguliers pour suivre la progression du produit de contraste au travers des anses grêles jusqu'à la dernière anse. Des clichés sous compression dosée et sur différentes incidences pouvaient être réalisées pour étudier le contenu, le calibre et le liseré muqueux de chacune des anses intestinales.

Figure 25.4

Exemple de lavement opaque.

La lumière de l'ensemble du cadre colique est opacifiée grâce à l'introduction par une canule rectale d'un produit de contraste liquide à base de sulfate de baryum. Les clichés réalisés donnent des informations sur l'anatomie du cadre colique, son calibre et la régularité du liseré muqueux de chacune de ses portions. 1. rectum ; 2. sigmoïde ; 3. côlon descendant (gauche) ; 4. angle colique gauche ; 5. côlon transverse ; 6. angle colique droit ; 7. côlon ascendant (droit) ; 8. cæcum.

Figure 25.1

Exemple de radiographie d'ASP.

La région abdominale est divisée en neuf quadrants limités par deux lignes verticales médio-claviculaires et deux lignes horizontales passant par le bord inférieur des cartilages costaux et par les épines iliaques antéro-supérieures. Les quadrants supérieurs sont les hypochondres droit et gauche, séparés par l'épigastre. L'hypochondre droit et l'épigastre sont occupés par le foie (#), de densité homogène. L'hypochondre gauche est occupé par l'estomac et par la rate. Le niveau hydro-aérique (tête de flèche noire) est lié au remplissage gastrique avec de l'air qui s'accumule dans le fundus. Sa présence témoigne d'un cliché réalisé en position debout. Les quadrants moyens sont les flancs droit et gauche, séparés par la région ombilicale. Les flancs contiennent le côlon (flèches blanches) (ascendant et descendant, ainsi que les angles coliques droit et gauche) (*). La région ombilicale contient le côlon transverse et l'intestin grêle (flèches noires), principalement le jéjunum. Les quadrants inférieurs sont les fosses iliaques droite et gauche, séparées par l'hypogastre. La fosse iliaque droite contient le cæcum et l'appendice vermiculaire, la fosse iliaque gauche contient le côlon sigmoïde, l'hypogastre contient l'iléon, la vessie et le rectum. Les quatre densités sont visibles : densité aérique de l'air contenu dans le tube digestif (noir sur l'image), densité osseuse du rachis, du bassin et des côtes (blanc sur l'image),

densité graisseuse de la graisse sous-cutanée (gris sombre sur l'image) et densité hydrique du foie et des reins (gris clair sur l'image).

Ces techniques ne permettaient cependant pas d'explorer efficacement les organes pleins. Elles sont, à l'exception du TOGD, toutes remplacées par de l'imagerie en coupes qui permet d'explorer la cavité des organes creux, leurs parois, les organes pleins et l'ensemble de l'atmosphère autour de ces organes (péritoine, graisse rétropéritonéale). Les endoscopies digestives (fibroscopie œso-gastro-duodénale et coloscopie optique) participent également à l'exploration des anomalies de la paroi et de la muqueuse de l'œsophage, de l'estomac, du duodénum et du côlon, permettant de plus la réalisation de biopsies ou de petits actes interventionnels.

- Ainsi désormais :l'ASP a été remplacé par l'échographie et la TDM abdominales. Il n'est plus indiqué que dans quelques cas (recherche de corps étrangers, surveillance de lithiase rénale, etc.) ;
- le lavement radio-opaque a été largement remplacé par la coloscopie optique et le coloscanner. Il conserve néanmoins quelques indications en pédiatrie ;
- le transit du grêle est totalement remplacé par l'entéro-scanner (cf. *infra* « Entéro-scanner») et l'entéro-IRM. Des techniques de vidéocapsule ingérées par le patient sont également désormais disponibles ;
- le TOGD conserve des indications ponctuelles, notamment pour la chirurgie bariatrique car l'imagerie en coupes ne remplace pas totalement les informations anatomiques globales (taille, morphologie, position) qu'il peut fournir (figure 25.2).

Techniques d'imagerie modernes

TDM

Cette technique utilise comme en radiographie les rayons X. La séméiologie tomодensitométrique est donc fondée sur les quatre densités fondamentales aérique, hydrique, graisseuse et calcique. Elles sont mieux identifiées que sur un ASP car l'image réalise une coupe anatomique et non une image en projection (figure 25.5).

Figure 25.5

Reconstruction sagittale médiane (A) et coupes horizontales (B à I) de la région abdominopelvienne en TDM après injection intraveineuse de produit de contraste.

La région abdominale est divisée en deux par le plan du méso-côlon transverse (trait jaune), tendu entre le pancréas et le côlon transverse. L'étage sus-mésocolique comprend toutes les glandes annexes du tube digestif et la rate, l'étage sous-mésocolique contient principalement l'intestin grêle et le côlon. Les lobes inférieurs des poumons sont visibles et sont de densité aérique (*). La cavité péritonéale est normalement virtuelle ; les différents replis du péritoine, correspondant aux lames porte-vaisseaux des organes (mésentère, méso-côlon, omentum), sont de densité graisseuse. Le rachis est de densité osseuse. 1. aorte ; 2. veine porte ; 3. pancréas ; 4. foie ; 5. côlon transverse ; 6. veines hépatiques ; 7. branche gauche de la veine porte ; 8. rate ; 9. estomac ; 10. veine cave inférieure ; 11. reins ; 12. vésicule biliaire ; 13. duodénum ; 14. muscles grands psoas ; 15. côlon ascendant ; 16. côlon descendant ; 17. côlon sigmoïde ; 18. rectum ; 19. intestin grêle ; 20. récessus rectovésical (Douglas) ; 21. méso-côlon transverse ; 22. mésentère ; 23. méso-sigmoïde ; 24. grand omentum (épiploon).

L'injection intraveineuse de produits de contraste iodés sert à rehausser le parenchyme des organes pleins, les vaisseaux et la paroi des anses digestives (figure 25.6). Elle est cependant insuffisante pour étudier l'épaisseur de la paroi et la muqueuse des anses digestives en l'absence de distension de ces anses : on utilise alors des produits de contraste spécifiques introduits dans la lumière digestive par

ingestion (opacification digestive haute) ou par lavement (opacification digestive basse). Contrairement aux techniques historiques, les produits de contraste digestifs utilisés en TDM ne sont pas toujours des produits radio-opaques (sulfates de baryum ou iode) mais peuvent être des liquides radio-transparents tels que de l'eau ou le CO₂. L'ingestion d'eau sert à distendre la lumière intestinale et associée à l'injection intraveineuse d'un produit de contraste permet de visualiser les masses, diverticules et autres anomalies du rehaussement des parois digestives.

Figure 25.6

Exemple d'examen tomодensitométrique réalisé avant (A) et après (B) injection de produit de contraste iodé par voie intraveineuse.

Avant injection de produit de contraste, la lésion qui occupe la majeure partie du foie (flèches) présente une densité très proche de celle du parenchyme hépatique adjacent. Seule sa portion centrale apparaît de densité moins élevée (*). Après injection de produit de contraste, les lumières vasculaires telles que l'aorte (2) se rehaussent fortement. Les organes richement vascularisés tels que le foie (1) ou la rate (4) se rehaussent également de façon plus marquée que les structures très peu vascularisées comme le muscle (3) ou les tissus graisseux (flèches courtes). La tumeur (flèches) est moins vascularisée que le foie. Elle est donc mieux visible après injection car elle se rehausse moins que le parenchyme adjacent. Sa portion centrale (*) n'est le siège d'aucun rehaussement visible. Elle est probablement dévascularisée, nécrotique au centre.

Modalités pratiques de réalisation d'une TDM abdominopelvienne

Exploration standard de l'abdomen et du pelvis

L'examen dure entre cinq et dix minutes (installation du patient comprise). Les patients n'ont pas besoin d'être à jeun sauf en cas d'entéro-scanner (cf. *infra* « Entéro-scanner »). Le patient est placé en décubitus dorsal puis passe au travers de l'anneau de la TDM au cours de l'examen. Sur les machines modernes, les anneaux sont larges et peu épais. Il n'y a donc le plus souvent pas de problème pour les patients claustrophobes. Selon les indications, l'examen est effectué sans ou après injection intraveineuse de produit de contraste iodé. La décision d'injection est prise par le radiologue responsable de l'examen après recherche des contre-indications (cf. « Tomодensitométrie »). De même, la décision de demander au patient de boire du produit de contraste ou de l'eau pour réaliser un balisage digestif est prise par le radiologue en fonction des anomalies recherchées.

Entéro-scanner

L'entéro-scanner consiste à positionner une petite sonde flexible (sonde d'entéroclyse) par le nez jusque dans l'angle duodéno-jéjunal (de Treitz) sous contrôle radioscopique. Branchée sur l'extrémité proximale de cette sonde, une pompe injecte ensuite régulièrement, sans à-coups, environ 1 à 1,5 litre d'eau tiède pour bien remplir la lumière de la totalité des anses grêles jusqu'à la dernière anse iléale. Ce remplissage est indolore et ne prend que quelques minutes. Il est bien toléré si l'extrémité distale est positionnée au-delà de l'angle duodéno-jéjunal car, dans ce cas, il n'y a pas de reflux d'eau vers l'estomac. Le patient doit être à jeun car le bol alimentaire gêne considérablement la pose de la sonde et l'avancée de l'eau dans la lumière de l'intestin grêle. Des coupes TDM avant puis après injection intraveineuse de produit de contraste iodé permettent enfin d'étudier la totalité de l'intestin grêle en coupes fines : le diamètre des anses intestinales, le liseré muqueux, le rehaussement des parois de l'intestin et l'ensemble des autres organes de la cavité péritonéale (figure 25.7). Cet examen dure 10 à 20 minutes et a définitivement remplacé le transit du grêle. Il existe une variante sans mise en place d'une sonde d'entéroclyse, dont « moins invasive », en faisant boire un mélange eau-macromolécule. Le remplissage des anses est cependant de moins bonne qualité.

Figure 25.7

Exemple d'entéro-scanner avant (A) et après (B) injection intraveineuse de produit de contraste iodé. L'instillation par une pompe dans une sonde nasojejunaie placée au-delà de l'angle dudodénojejunal permet de remplir rapidement d'eau les anses grêles d'eau et de les déplier. Après injection de produit de contraste, confirmée par l'observation d'un rehaussement net de la lumière des vaisseaux comme l'artère iliaque externe gauche par exemple (tête de flèche), la paroi des anses intestinales vascularisées se rehausse (flèches courtes) et permet de mettre en évidence une tumeur (flèches) développée dans la lumière d'une anse intestinale à partir de la paroi.

Coloscanner ou coloscopie virtuelle

Le coloscanner a désormais remplacé le lavement opaque (en dehors de la pédiatrie). Il consiste à introduire une canule dans le rectum et à insuffler à l'aide d'une pompe du CO₂ de façon douce et régulière afin de gonfler le côlon et de distendre ses parois. Une préparation préalable est nécessaire (régime sans résidu et prise de laxatifs pour vider le côlon la veille et jeûne le jour de l'examen) pour que le côlon soit vide de matières fécales. Une fois la distension obtenue (ce qui prend environ 1 minute), des coupes TDM jointives sont effectuées sur l'ensemble du cadre colique. Les pixels qui sont situés à l'interface entre la lumière colique et la paroi du côlon (le liseré muqueux) sont ensuite extraits automatiquement et empilés pour obtenir une reconstruction en 3D du liseré muqueux. Il est ensuite possible, à la manière d'un jeu vidéo, de naviguer de façon virtuelle à l'intérieur de la lumière du côlon ainsi reconstruite. En général, une coloration artificielle destinée à reproduire la couleur de la muqueuse est appliquée aux images, et les images obtenues sont très comparables à celles qui peuvent être vues par coloscopie optique (figure 25.8). La principale différence est que, si un polype ou une tumeur sont identifiés, la coloscopie virtuelle n'en permet ni la biopsie, ni la résection.

Figure 25.8

Les différentes étapes de réalisation d'un coloscanner.

Dans un premier temps, le côlon est gonflé par une pompe au CO₂ via une canule introduite dans le rectum, puis des coupes tomodensitométriques axiales fines jointives sont réalisées (A). Ces coupes sont empilées les unes sur les autres pour reconstruire l'abdomen et son contenu en 3D (B). De ce volume sont extraits les pixels situés à l'interface entre l'air de la lumière colique et la paroi et qui correspondent aux pixels situés sur le liseré muqueux (C). Il est possible de faire naviguer une caméra virtuelle au sein de la lumière de cette reconstruction de la muqueuse du côlon en appliquant une couleur artificielle à la paroi. L'image obtenue est très similaire à celle d'une endoscopie (D).

IRM

Les séquences utilisées en IRM abdominale sont le plus souvent des séquences pondérées T2 ou T1 avant et/ou après injection de chélates de gadolinium (cf. « Imagerie par Résonance Magnétique »). Les séquences fortement pondérées en T2 sont utiles en IRM abdominale : les liquides non circulants sont en hypersignal (blanc), tout le reste restant en hyposignal (noir). Elles permettent d'étudier les canaux biliaires et pancréatiques et sont appelées séquences de cholangio-IRM (ou bili-IRM). Seuls l'arbre biliaire, la vésicule biliaire et le liquide contenu dans le conduit pancréatique (canal de Wirsung) restent visibles en hypersignal (figure 25.9), permettant de détecter des anomalies de type distension, sténose, présence de calcul dans la lumière des voies biliaires ou des canaux du pancréas.

Figure 25.9

Exemple d'IRM centrée sur la partie haute de l'abdomen en pondération T1 (A), pondération T2 (B) et séquences de cholangio-IRM (C).

En pondération T1 (A), les différents organes explorés (foie, pancréas, rate, etc.) présentent des niveaux de gris intermédiaires. On reconnaît la séquence en pondération T1 car le LCS est noir (flèche). La graisse apparaît en hypersignal relatif (*). Sur la coupe en pondération T2 (B), le LCS (flèche) et le liquide contenu dans la vésicule biliaire (double flèche) sont blancs. Les différents organes qui composent la partie haute de l'abdomen ont des niveaux de gris intermédiaires, légèrement différents de ceux de la coupe en pondération T1. La graisse reste en hypersignal relatif (*). La séquence de cholangio-IRM est une séquence hyperpondérée T2 (C) dans laquelle seuls les liquides stagnants sont blancs. Tout le reste est noir. Cette coupe coronale oblique passe par la voie biliaire principale (flèche), quelques voies biliaires intrahépatiques, le conduit pancréatique (de Wirsung, tête de flèche). On voit également une portion de la vésicule biliaire (double flèche). Cette séquence est très utile pour analyser les processus pathologiques qui peuvent toucher les voies biliaires (sténose, dilatation, calcul, tumeur, etc.).

Pour reconnaître une image en pondération T2, il faut chercher une structure liquidienne (vésicule biliaire, vessie, LCS) et identifier si elle est en hypersignal par rapport à un muscle adjacent (blanche). Le plus simple est de regarder le LCS dans le canal vertébral car il est visible sur toute la hauteur de l'abdomen. Sur les images en pondération T1, les liquides sont en hyposignal (noir) (figure 25.9).

Modalités pratiques de réalisation d'une IRM abdominale

L'examen dure entre 15 et 45 minutes. Les patients n'ont pas besoin d'être à jeun, sauf en cas d'entéro-IRM ou de cholangio-IRM. Le patient est placé en décubitus dorsal. Pour les examens abdominaux, le patient sera positionné de façon à ce que son abdomen se situe au centre du tunnel, ce qui peut poser problème chez les patients claustrophobes.

Selon l'indication, l'examen peut requérir une injection intraveineuse de chélates de gadolinium. La décision d'injection et le choix des différentes séquences réalisées incombent au radiologue responsable de l'examen en fonction de la pathologie recherchée (ce qui rend une demande d'examen complète indispensable). Les examens d'IRM sont en général centrés sur une région anatomique.

L'enregistrement du signal en IRM est réalisé par des antennes dites « de surface » et positionnées au plus près des organes étudiés. Cela signifie que toute la cavité abdominale ou pelvienne n'est pas systématiquement explorée, contrairement à une TDM abdominopelvienne. Une IRM hépatique n'explore pas le pelvis. Une IRM pelvienne ou rénale n'explore pas le foie. Il est possible d'effectuer en IRM un examen global de la cavité abdominopelvienne mais cela nécessite d'anticiper en plaçant les antennes de surface sur l'ensemble des segments à étudier et cela rallonge le temps d'acquisition.

Échographie

L'échographie permet d'explorer l'abdomen – principalement les organes pleins – en temps réel, sans radiations ionisantes et à un coût moindre qu'en IRM (cf. « Echographie »). L'emploi du Doppler (figure 25.10) et/ou de produits de contraste spécifiques (figure 25.11) (microbulles, cf. « Echographie ») est également très utile pour enrichir la séméiologie de l'échographie.

Figure 25.11

Exemple d'échographie de contraste.

Lésion hépatique (flèches) avant injection de produit de contraste (B) et après injection (A). Avant injection, l'anomalie présente des niveaux de gris quasiment identiques au foie adjacent (isoéchogène). Après injection, on observe un rehaussement (ici arbitrairement codé en orange) plus important au sein de la tumeur que du foie alentour car cette lésion est plus richement vascularisée que le foie.

Figure 25.10

Exemple d'image échographique en mode B (A) et en mode Doppler couleur (B) centrée sur le pédicule hépatique.

En mode B, les vaisseaux circulants apparaissent anéchogènes (ici la veine porte : têtes de flèches). On note un vaisseau qui vient se jeter dans la veine porte et qui correspond à la veine gastrique gauche (flèche). Le Doppler couleur permet de savoir dans quelle direction circule le flux sanguin. Par définition, les flux codés en bleu s'éloignent de la sonde, et les flux codés en rouge se dirigent vers la sonde. Le flux dans la veine porte s'éloigne donc de la sonde en se dirigeant vers le foie. Le flux dans la veine gastrique gauche se dirige vers la sonde, donc s'échappe de la veine porte pour aller se diriger vers l'estomac, ce qui est pathologique.

Modalités de réalisation d'une échographie abdominale

Pour une échographie abdominale, les patients doivent être à jeun depuis six heures. En effet, lors du repas, l'ingestion concomitante d'air remplit l'estomac et l'intestin. Or l'air réfléchit totalement le faisceau ultrasonore. Ainsi, si l'air est abondant dans l'estomac et l'intestin, les structures et les organes pleins situés en arrière sont masqués et l'échographie n'est pas contributive. De plus, si l'échographie est destinée à étudier la vésicule biliaire (pour rechercher un calcul par exemple), un repas récent conduit à une vidange de la vésicule : elle est alors collabée, ce qui empêche d'étudier son contenu et ses parois. Pour toutes ces raisons, être à jeun signifie ne pas manger mais également ne pas boire d'eau ou de café, ne pas fumer et ne pas mâcher de chewing-gum (c'est-à-dire toute action qui entraîne une déglutition accrue de salive et donc d'air).

La sonde échographique utilisée est une sonde basse fréquence, autour de 3,5 MHz pour étudier des organes volumineux et/ou profonds. Le patient est habituellement placé en décubitus dorsal mais l'examen peut être pratiqué dans n'importe quelle position, y compris assis ou debout pour permettre à l'opérateur d'accéder aux organes intra- ou rétropéritonéaux. La durée d'un examen varie de 5 à 30 minutes selon la complexité des anomalies recherchées.

Séméiologie de base en imagerie abdominale

Cette séméiologie est fondée sur l'étude des quatre densités radiologiques, l'étude de l'échostructure en échographie, du signal en IRM et sur l'emploi des produits de contraste intraveineux et les opacifications digestives.

Péritoine

Pneumopéritoine

La présence de clartés aériques dans la cavité abdominale en dehors de la lumière du tube digestif définit un pneumopéritoine. Elle peut refléter soit la perforation d'un organe creux (tube digestif), soit le passage d'air depuis l'extérieur restant piégé dans la cavité abdominale (traumatisme pénétrant, chirurgie récente). Un pneumopéritoine est identifié avec la meilleure sensibilité et spécificité en TDM, sous la forme d'images de densité aérique généralement piégées dans les zones les plus antérieures chez un sujet en décubitus dorsal (sous la paroi abdominale, en avant du foie, sous le ligament rond, proche du lit vésiculaire notamment). Sur un ASP, le pneumopéritoine est recherché en position debout car l'air vient se collecter à la face inférieure des coupoles diaphragmatiques (figure 25.12) sous la forme d'un croissant hyperclair qui silhouette le bord supérieur du foie ou les parois externes de l'estomac. Cependant, la sensibilité de l'ASP pour la détection d'un pneumopéritoine est faible et la TDM est incontournable pour la détection d'une perforation digestive débutante (figure 25.13).

Figure 25.13

Pneumopéritoine en TDM.

La coupe transversale anatomique permet de localiser avec précision les plages de densité aérique. Certaines sont situées dans la lumière des anses digestives, de façon physiologique (*), d'autres sont situées en dehors des anses digestives (flèches) ce qui correspond à un pneumopéritoine et donc à la perforation du tube digestif. La topographie extradigestive de l'air est affirmée par la constatation d'un angle aigu avec les parois des anses digestives (tête de flèche).

Figure 25.12

Pneumopéritoine sur un cliché standard d'ASP centré sur les coupes diaphragmatiques en position debout.

L'air vient se collecter dans les parties les plus hautes, donc à la face inférieure du diaphragme. Il crée un croissant clair interposé entre la face inférieure du diaphragme et la face supérieure du foie, tous deux de densité hydrique (flèches noires). Du côté gauche, l'air vient tapisser la face extérieure de la paroi de l'estomac sous la coupole diaphragmatique gauche (flèche blanche). Lorsqu'il existe également de l'air dans le fundus gastrique, la paroi de l'estomac est silhouettée de part et d'autre de l'air et réalise une fine ligne régulière (têtes de flèches).

Ascite

L'ascite correspond à l'accumulation de liquide dans l'espace normalement virtuel de la cavité péritonéale. Son signal hydrique rend son identification sur des clichés d'ASP difficile. En échographie, sa présence est détectée sous forme d'un liquide anéchogène (figure 25.14A) ou faiblement échogène. Son accumulation déclive fait que le liquide intrapéritonéal est d'abord retrouvé dans le cul-de-sac rectovésical (de Douglas) ou dans les gouttières pariéocoliques. En TDM, l'épanchement se traduit par des plages de densité liquidienne visibles autour des organes, dans la cavité péritonéale et qui ne se rehaussant pas après injection intraveineuse de produit de contraste iodé. En l'absence d'injection, les limites entre les organes (de densité hydrique) et de l'ascite (de densité hydrique) ne sont pas toujours identifiables et une ascite peu abondante peut être méconnue (figure 25.14B).

Figure 25.14

Ascite en échographie et en TDM.

En échographie (A) une coupe longitudinale passant par le bord inférieur du foie (flèche en pointillés), l'ascite est hypoéchogène (flèche blanche) et les anses digestives (flèches noires) sont visibles dans le liquide.

En TDM (B), en coupe axiale après injection de PDC iodé par intraveineuse (comme le montre le rehaussement des lumières vasculaires des artères iliaques) (flèches noires), on observe autour des anses digestives dont les parois sont rehaussées ou qui contiennent de l'air une plage de densité hydrique (flèches blanches) qui correspond à un épanchement intrapéritonéal.

Infiltration de la graisse péritonéale

L'infiltration de la graisse péritonéale se traduit par une augmentation de densité des tissus graisseux infiltrés par du liquide, réalisant un aspect voilé de la graisse, dont les contours sont flous, avec une densité intermédiaire entre du tissu graisseux pur et du tissu hydrique pur. Elle est classiquement décrite sur les imageries en coupes et ne peut être identifiée sur un ASP.

Cette infiltration est en général à contours flous. Cet aspect signe une inflammation de la graisse qui a souvent pour origine une inflammation d'un organe au contact (cf. « Processus inflammatoires »).

Identifier une infiltration et sa topographie suffit souvent à obtenir une orientation diagnostique. Par exemple, une infiltration de la graisse dans l'hypochondre droit doit faire rechercher une affection vésiculaire (figure 25.15) ; en fosse iliaque droite, une pathologie appendiculaire ; en fosse iliaque gauche, une affection diverticulaire ; autour du pancréas, une pancréatite, etc.

Figure 25.15

Aspect caractéristique d'une infiltration inflammatoire de la graisse des mésos (flèches) réalisant une augmentation de densité du tissu graisseux sous la forme d'un voile de densité intermédiaire entre la graisse pure (astérisque blanche) et la densité hydrique (astérisque noire).

La topographie de cette infiltration inflammatoire renseigne sur l'organe touché. Il s'agit ici d'une infiltration située à la face inférieure du foie dans l'hypochondre droit consécutive à une cholécystite aiguë non visible sur cette coupe.

-
- On peut alors rechercher les signes directs de l'inflammation (recrutement inflammatoire avec hyperhémie et œdème) de l'organe intra-abdominal responsable de l'infiltration de la graisse péritonéale qui sont : vésicule biliaire : un épaissement des parois de la vésicule biliaire supérieur à 3 mm lors d'une cholécystite aiguë ;
 - appendice : un épaissement des parois de l'appendice supérieur à 3 mm lors d'une appendicite aiguë ;
 - tube digestif : un épaissement des parois du côlon lors d'une colite (cf. *infra* « Anomalies de la paroi digestive »).

Tube digestif

Dysphagie

En imagerie, la sensation de blocage des aliments est explorée par une opacification digestive haute ou TOGD qui consiste en l'ingestion d'un produit de contraste. L'analyse sémiologique des images élémentaires est présentée en figure 25.16.

Figure 25.16

Images d'addition (A, B) et de soustraction (C, D, E, F) en TOGD.

Les images d'addition sont définies par un débord du produit de contraste au-delà du liseré muqueux supposé (flèches). Ce débord peut être limité à l'épaisseur de la paroi et correspond plutôt à une ulcération (A). Il peut également être plus régulier et faire une hernie au-delà de la paroi qui correspond à un diverticule (B). Les images de soustraction sont définies par une absence d'opacification au contact du liseré muqueux supposé (flèches). Lorsque le refoulement a des bords irréguliers (C), cela témoigne plutôt du développement sur la paroi d'une tumeur maligne. Le refoulement régulier du produit de contraste par rapport à la ligne théorique du liseré muqueux avec des angles obtus évoque un processus bénin (D). Les sténoses sont des rétrécissements de la lumière du tube digestif. Ces rétrécissements peuvent être centrés, longs et réguliers (E) (flèches). Dans ce cas, cela évoque une atteinte bénigne. Les sténoses peuvent être plus courtes irrégulières et excentrées (F) (flèches) : l'aspect est évocateur d'une tumeur maligne.

Le TOGD permet par ailleurs une analyse dynamique du passage du bol de produit de contraste et de différencier les dysphagies organiques des dysphagies fonctionnelles (par atteinte motrice de l'œsophage). Une fibroscopie œsophagienne (avec biopsies) et une TDM sont indispensables lorsqu'il existe une tumeur de l'œsophage.

Enfin, si une compression extrinsèque est suspectée, une TDM thoracique avec injection est réalisée.

Syndrome occlusif

L'air est normalement situé dans la lumière du tube digestif (de l'œsophage jusqu'au rectum). Il est réparti de manière harmonieuse au sein du tube digestif.

Une distension des anses digestives est un signe de mauvaise progression du bol alimentaire et peut, lorsqu'elle est segmentaire, témoigner d'un syndrome occlusif, c'est-à-dire de l'arrêt complet du transit intestinal. La répartition de l'air digestif et le diamètre des anses digestives sont donc des éléments sémiologiques fondamentaux en imagerie de l'abdomen.

Les niveaux hydroaériques (NHA) témoignent d'une stagnation concomitante d'air et de liquide au sein d'une anse digestive. La présence d'un NHA dans l'estomac est physiologique : après un repas, sur un ASP, l'estomac est rempli de liquide et l'air surnage dans le fundus en position debout (figure 25.1). La présence de NHA en dehors de l'estomac doit faire rechercher des signes d'arrêt du transit. Ainsi, une distension significative des anses grêles (au-delà de 30 mm) combinée à des NHA évoque une occlusion digestive. Mais comment les NHA sont-ils identifiés en imagerie ? Il faut bien comprendre qu'un NHA se caractérise par la présence d'un liquide déclive, séparé d'un contenu aérique sus-jacent par une ligne horizontale nette. En imagerie de coupe (échographie, TDM, IRM), les NHA sont facilement identifiés. La position en décubitus dorsal, dans laquelle sont classiquement réalisées ces imageries de coupe, fait rechercher de l'air en position antérieure, car le liquide s'accumule dans les zones déclives.

Dans le tube digestif, une stase liquidienne et aérique survient si le péristaltisme des anses digestives disparaît (iléus réflexe, iléus postopératoire, ischémie, etc.) ou le plus souvent en amont d'un obstacle et donc une occlusion du grêle ou du côlon (figure 25.17). La cause d'un NHA dans la vessie est soit une fistule entre la vessie et le tube digestif, soit un sondage vésical qui a introduit de l'air.

Figure 25.17

Niveaux hydroaériques en TDM sur une coupe axiale après injection de produit de contraste. Les niveaux hydroaériques sont reconnaissables sous la forme d'une ligne parfaitement horizontale (flèches) limitant en haut des clartés aériques, et en bas des densités hydriques. On observe par ailleurs que les anses grêles sont dilatées et pleines de liquide (*), l'ensemble signe une stagnation du liquide et de l'air dans l'intestin et donc une occlusion.

Anomalies de la paroi digestive

La paroi digestive est analysable en échographie. Il existe une alternance de couches hyper- et hypoéchogènes correspondant aux couches muqueuse, sous-muqueuse et musculuse. Cet aspect est modifié en cas d'anomalie. Cependant, l'échographie de la paroi du tube digestif n'est informative que chez le patient mince et chez l'enfant.

La paroi digestive est plus couramment étudiée en TDM : la paroi est une structure fine, en règle générale de moins de 3 mm, de densité tissulaire qui se rehausse après injection de produit de contraste. L'épaisseur et le rehaussement des anses au temps portal (ou parenchymateux) sont modifiés en cas de processus ischémique, inflammatoire, infectieux ou tumoral (figure 25.18).

Figure 25.18

Aspects normaux et anormaux de la paroi des anses digestives en TDM.

A. Épaisseur et rehaussement normaux de la paroi des anses grêles et du côlon en coupe axiale. Noter qu'en fonction de leur degré de remplissage, les anses n'ont pas le même diamètre et le même aspect sur cet examen standard, réalisé sans remplissage de la lumière digestive.

B. Aspect en cible de la paroi d'une anse grêle dans la fosse iliaque gauche : la muqueuse se rehausse fortement par rapport au muscle de la paroi abdominale et par rapport à la sous-muqueuse qui est

œdématisée et à la séreuse (flèche blanche). Cet aspect est en rapport avec des anomalies inflammatoires, infectieuses ou ischémiques.

C. Hypervascularisation d'anses grêles (flèche noire) dans le cadre de troubles de la perfusion vasculaire : la paroi se rehausse globalement de façon plus marquée que la paroi musculaire abdominale, réalisant un aspect « blanc » de la paroi.

D. Pneumatose pariétale d'une anse grêle: l'aspect de la paroi est globalement noir (densité autour de $-1000 = \text{air}$) (flèche blanche). Noter la présence de bulles d'air dans le mésentère (aéromésentérie) (flèche noire).

Foie et voies biliaires

Calculs vésiculaires

Les calculs sont des formations cristallines ou non développées dans des cavités ou des canaux (vésicule biliaire, voies biliaires, voies urinaires, vessie). Ils peuvent être ronds ou plus irréguliers. En radiographie et en TDM, les calculs, lorsqu'ils sont calciques, entraînent une forte atténuation des rayons X – générant ainsi une opacité en radiographie ou une image hyperdense en scanner. Les calculs ne sont pas toujours calcifiés, en particulier les calculs biliaires. Ils sont alors beaucoup mieux visibles en échographie qu'en TDM.

En échographie, les calculs sont hyperéchogènes, avec une **atténuation postérieure** également appelée **cône d'ombre postérieur** (figure 25.19).

Figure 25.19

Aspect d'un calcul vésiculaire en échographie .

le contenu de la vésicule biliaire est principalement anéchogène (*) responsable d'un renforcement postérieur (flèches courtes), ce qui témoigne du contenu liquidien, de sa lumière.

On observe aussi trois formations hyperéchogènes (têtes de flèches) responsables de trois cônes d'ombre postérieur (flèches longues). Il s'agit de trois calculs vésiculaires.

Anomalies des voies biliaires

Lorsque les voies biliaires sont dilatées, elles apparaissent en échographie sous la forme d'une structure tubulée de contenu anéchogène. L'obstacle en aval de la dilatation est parfois identifiable en échographie (calcul, tumeur des voies biliaires).

Lorsqu'une lésion tumorale est suspectée, on s'oriente vers la TDM abdominopelvienne avec injection. Enfin, la cholangio-IRM permet d'analyser le calibre des voies biliaires ; la présence de sténoses multifocales, d'épaississements pariétaux et de dilatations de l'arbre biliaire sont évocateurs d'une cholangite sclérosante.

Surcharge hépatique

Il existe deux grandes anomalies de surcharge : une surcharge en graisse appelée aussi stéatose et une surcharge en fer.

Stéatose

La stéatose correspond à une surcharge du foie en graisse. La graisse étant hyperéchogène (plus blanche que le tissu sur l'image échographique), une surcharge en graisse du parenchyme hépatique se traduit par un aspect plus blanc (figure 25.20A). En TDM, la graisse étant hypodense, une stéatose hépatique se traduit par une diminution de la densité du foie par rapport à la rate (figure 25.20B).

Figure 25.20

Aspects en imagerie des surcharges hépatiques.

A. Stéatose hépatique en échographie sur une coupe longitudinale passant par le foie et le rein droit : le parenchyme hépatique (flèche creuse) est beaucoup plus hyperéchogène car plus riche en graisse que le parenchyme rénal (flèche pleine).

B. Stéatose hépatique en coupe axiale en TDM après injection de produit de contraste au temps portal : le parenchyme hépatique est plus hypodense que la rate car il contient de la graisse qui diminue sa densité.

C. Surcharge hépatique en fer en IRM en coupe axiale en pondération T2 : le foie présente un hyposignal (un aspect noir) très marqué en rapport avec une importante surcharge en fer. Noter par comparaison l'aspect en hypersignal du kyste biliaire et en isosignal de la rate qui ne contiennent pas de fer.

Surcharge en fer

Une surcharge en fer du foie n'est pas détectable échographiquement. L'IRM est la méthode aujourd'hui de référence pour estimer la surcharge en fer hépatique. Le fer perturbe le champ magnétique local en IRM et induit une chute du signal dans le parenchyme (figure 25.20C). Plus cette chute est importante plus la surcharge en fer est importante, ce qui permet sa quantification sans qu'une biopsie hépatique soit nécessaire.

Syndrome tumoral

Lésions kystiques

En échographie, les formations de contenu liquidien pur sont anéchogènes avec un renforcement postérieur des ultrasons (figure 25.21). L'échographie est une des rares techniques qui permette d'affirmer avec certitude qu'une formation présente un contenu liquidien. L'aspect anéchogène avec renforcement postérieur est rencontré pour toute formation liquidienne, qu'il s'agisse d'une structure anatomique (vésicule biliaire, vessie) ou pour toute formation pathologique (kyste ou tumeur liquidienne).

Figure 25.21

Exemple de kyste hépatique en échographie. Au centre du foie, on identifie une formation anéchogène (*).

En arrière de cette formation, il existe un net renforcement du faisceau ultrasonore (flèches). Il s'agit donc d'une image liquidienne pure : c'est un kyste bénin du foie.

Seule l'IRM avec des séquences en pondération T2 est capable de fournir des informations similaires sur le caractère purement liquidien d'une lésion (figure 25.22).

Figure 25.22

Exemple d'IRM en pondération T2 (A) et T1 (B) du foie (F).

La séquence en pondération T2 est reconnue car le LCS est en hypersignal (flèche). À la face postérieure du foie, on observe une volumineuse formation en franc hypersignal T2 et en franc hyposignal T1 (K). La séquence en pondération T1 a été effectuée après injection de produit de contraste comme en témoigne le rehaussement de la lumière de l'aorte (*). Cela a permis de confirmer que cette formation n'était le siège d'aucune prise de contraste. Cette formation est donc une formation liquidienne pure qui correspond à un kyste bénin.

Lésions solides

En échographie, les formations solides renvoient à un large spectre d'anomalies (tumeurs bénignes, tumeurs malignes, infections). Elles sont identifiées par des différences d'échogénicité et d'échostructure avec les organes adjacents dans lesquels elles se développent. Elles sont le plus souvent hypoéchogènes sans modification du faisceau d'ultrasons en arrière ([figure 25.23](#), [figure 25.24](#)).

Figure 25.24

Coupe échographique du foie (F).

Autour du foie, le long de sa face antérieure, on note une lame de liquide anéchogène (*). Au sein du parenchyme hépatique, on retrouve une lésion tumorale isoéchogène au foie adjacent (flèches) et qui n'est visible que parce qu'elle déforme les contours de la face inférieure du foie. Il s'agit d'une métastase hépatique de mélanome.

Figure 25.23

Coupe échographique de la vésicule biliaire : le contenu vésiculaire est principalement anéchogène (*), avec un calcul (flèche longue) qui présente un cône d'ombre postérieur (têtes de flèches).

Accroché à sa paroi antérieure (la plus haute sur l'image), il existe une formation moins hyperéchogène que la précédente, isoéchogène par rapport à la paroi de la vésicule biliaire (flèche courte). Elle n'est pas déclive et ne génère aucun cône d'ombre en arrière. Il ne s'agit donc pas d'un calcul mais d'une formation tissulaire qui correspond ici à un polype bénin.

Devant une lésion solide (ou tissulaire), l'injection d'un produit de contraste est essentielle car l'intensité du rehaussement de la lésion reflète l'importance de sa vascularisation et c'est souvent cette information qui permet de distinguer les lésions entre elles. Cette injection de produit de contraste peut être réalisée en échographie (utilisation de microbulles) (cf. « Echographie ») mais ce sont surtout l'imagerie par TDM et IRM qui sont utilisées. On décrit ainsi des lésions hypervascularisées ou hypovascularisées par rapport aux organes adjacents ([figure 25.5](#)). Les formations liquidiennes strictes, kystiques, ou des épanchements, seront de densité liquidienne avant injection et ne présentent aucun rehaussement après injection.

La séméiologie en IRM est fondée sur l'analyse du contraste obtenu par une combinaison de séquences en pondération T1 et T2 et des séquences après injection de produit de contraste ([figure 25.25](#)). L'IRM est plus sensible que la TDM pour détecter le rehaussement des structures faiblement vascularisées, ce qui rend l'IRM plus performante que la TDM pour caractériser la vascularisation des tumeurs.

Figure 25.25

Exemple d'IRM en pondération T1 du foie avant (A) et après (B) injection intraveineuse de chélates de gadolinium.

La séquence T1 est reconnue car le LCS est noir (têtes de flèches). L'injection de gadolinium est reconnue car la lumière de l'aorte devient blanche (*). Au sein du parenchyme hépatique, on identifie après injection un nodule (B, flèche) qui est plus rehaussé que le foie adjacent. Ce nodule était invisible avant injection. Il existe donc une petite tumeur hépatique plus vascularisée que le foie adjacent.

Enfin, certaines séquences spécifiques sont réalisées pour obtenir une information fonctionnelle : les séquences de diffusion, qui sont dérivées des séquences T2 permettent d'apprécier le degré de cellularité dans une région du corps en étudiant les mouvements protoniques à l'échelle du voxel.

Principales indications en imagerie abdominale

Principales indications de l'échographie

- L'échographie est une technique d'imagerie très efficace pour l'étude :des organes pleins de l'abdomen (foie, rate, pancréas, reins) ;
- du tube digestif car son caractère « temps réel » permet de montrer le péristaltisme digestif et d'étudier l'épaisseur de la paroi ;
- des structures anatomiques contenant physiologiquement du liquide (vésicule biliaire, voies biliaires, vessie) et pour les lésions kystiques.

La limite de l'échographie tient à la présence de structures osseuses ou de structures contenant de l'air qui renvoient la totalité du faisceau ultrasonore vers la sonde et génèrent un cône d'ombre acoustique. Son utilisation est limitée chez les patients en surpoids.

Principales indications de la TDM

- La TDM sans et/ou avec injection intraveineuse de produit de contraste iodé permet une imagerie en coupe de la totalité de l'abdomen. La TDM est particulièrement utile pour :l'étude des organes pleins et des organes creux (entéroscanner, coloscanner), et pour la recherche d'air extradiigestif – d'où l'intérêt de la TDM dans l'imagerie des urgences digestives ;
- l'étude de la vascularisation des organes et donc la détection de lésions dont la vascularisation diffère de celle des organes sains (détection de lésions tumorales avec angiogénèse, caractérisation de leur vascularisation) ;
- l'étude des vaisseaux de l'abdomen à la recherche d'anomalies de diamètre (anévrisme) ou des réductions de calibre des vaisseaux (sténoses) ;
- la recherche de lésions traumatiques, ou de plaies pénétrantes.

Principales indications de l'IRM

Le contraste tissulaire est mieux étudié en IRM qu'en TDM (T1, T2, caractérisation de la graisse et des liquides, etc.), ce qui fait de l'IRM un examen plus performant que la TDM et l'échographie pour la caractérisation des lésions kystiques et solides se développant dans l'abdomen, en particulier dans le foie et le rectum.

Par ailleurs, l'IRM n'étant pas irradiante, elle est préférée à la TDM pour le suivi au long cours des entéropathies inflammatoires chroniques qui nécessitent des examens répétés.

Enfin, les séquences cholangiographiques sont complémentaires de l'échographie et de la TDM pour l'étude des voies biliaires et du pancréas.

Description et indications des examens de médecine nucléaire

La médecine nucléaire utilise des particules ou molécules marquées par un isotope radioactif, appelées MRP, administrés aux patients pour révéler des processus physiopathologiques.

- En ce qui concerne l'abdomen, l'imagerie nucléaire peut être classée en trois types d'explorations :les études dynamiques des transits digestifs et hépatobiliaire ;
- les suivis cellulaires ;
- les études métaboliques et moléculaires.

Études dynamiques des transits digestifs

Ce sont des examens anciens et peu connus car actuellement souvent remplacés par les explorations endoluminales (endoscopies). Néanmoins, ces examens peuvent toujours être réalisés, dans des services de médecine nucléaire spécialisés, dans des cas particuliers lorsque les explorations conventionnelles n'ont pas répondu à la question posée. Parmi ces examens, il existe :la scintigraphie explorant les reflux

gastro-œsophagiens permettant, en condition physiologique, de quantifier la fréquence et les volumes des reflux ainsi que de rechercher des inhalations ;
les études des motricités digestives permettant d'explorer le péristaltisme œsophagien, colique et la vidange gastrique ;
la scintigraphie du transit hépatobiliaire qui permet d'évaluer la fonction hépatique par l'administration de la mébrofénine marquée au ^{99m}Tc , dont l'élimination purement hépatique suit le même transit que la bilirubine sans réabsorption (figure 25.26).

Figure 25.26

Images dynamiques d'une scintigraphie hépatobiliaire normale.

Captation hépatique du MRP et cinétique d'excrétion satisfaisantes (sans retard), suivie d'un passage digestif dans un délai normal du radiopharmaceutique. Image tomoscintigraphique en coupe axiale fusionnée à une TDM (image en couleur) permettant une segmentation du foie droit et gauche pour des mesures respectives de clairances.

Suivis cellulaires

Scintigraphie splénique

Cet examen consiste à prélever des hématies du patient, les vieillir artificiellement en les chauffant à 49 °C, les marquer *in vitro* au ^{99m}Tc , puis les réinjecter au patient. Il a pour but d'explorer la séquestration, par le parenchyme splénique fonctionnel, des hématies fragilisées (figure 25.27). Il peut être demandé pour caractériser une formation tissulaire apparue chez un patient splénectomisé en cas de suspicion de splénose (repousse d'une rate).

Figure 25.27

Image d'une scintigraphie splénique chez un patient présentant de multiples formations tissulaires abdominales apparues dans les suites d'une splénectomie.

Image d'une scintigraphie splénique en projection abdominale (A) : multiples lésions tissulaires intra-abdominales responsables d'une séquestration des hématies fragilisées radiomarquées, confirmant leur nature splénique (splénose abdominale). Image scintigraphique en coupe axiale fusionnée à une TDM (B).

Recherche scintigraphique d'une hémorragie chronique

Cet examen est demandé exceptionnellement pour localiser le site d'un saignement occulte digestif. Il consiste à marquer les hématies du patient *in vivo* ou *in vitro* au ^{99m}Tc pour localiser une radioactivité extravasculaire, digestive, témoignant d'un saignement actif.

Scintigraphie aux leucocytes marqués

Cet examen consiste à prélever les leucocytes du patient, les marquer *in vitro* avec de l' ^{111}In puis les lui réinjecter pour rechercher une accumulation digestive des leucocytes montrant une inflammation active en cas de maladie inflammatoire chronique de l'intestin (Crohn ou rectocolite hémorragique), ou une accumulation vasculaire révélant une inflammation et/ou un processus infectieux d'un anévrisme ou d'une prothèse.

Étude scintigraphique de la cinétique des plaquettes

Cet examen consiste à prélever les plaquettes du patient, les marquer *in vitro* avec de l'¹¹¹In puis les lui réinjecter pour confirmer le site splénique de destruction des plaquettes chez les patients atteints d'un purpura thrombopénique idiopathique, avant d'envisager une splénectomie.

Études métaboliques et moléculaires

Elles représentent la très grande majorité des imageries nucléaires digestives réalisées en pratique clinique. Elles ont pour objectif de caractériser l'activité et l'évolutivité d'une maladie tumorale ou inflammatoire, d'aider au diagnostic histologique de lésions tumorales, de participer au bilan d'extension des maladies inflammatoires et/ou tumorales, d'évaluer précocement l'efficacité des traitements. Comme pour le reste du corps, on utilise largement la TEP.

TEP au ¹⁸F-FDG

La TEP au ¹⁸F-FDG étudie le métabolisme glucidique (figure 25.28). Celui-ci est majoré dans les maladies tumorales et souvent corrélé à l'évolutivité de la maladie. Le métabolisme glucidique permet également d'observer les phénomènes inflammatoires. Cette TEP est donc utile pour caractériser l'évolutivité d'une lésion et pour rechercher par l'étude du métabolisme d'autres tumeurs ou inflammations.

Figure 25.28

Évaluation métabolique en TEP au ¹⁸F-FDG d'un cancer du côlon droit. L'étude métabolique permet d'évaluer l'extension de la maladie.

TEP ou scintigraphie aux analogues de la somatostatine radiomarqués (respectivement au ⁶⁸Ga et à l'¹¹¹In)

Ce sont des imageries moléculaires qui permettent de rechercher des surexpressions des récepteurs à la somatostatine (figure 25.29). Ces récepteurs cellulaires à la somatostatine sont souvent surexprimés par certains tissus, en particulier certains cancers : les tumeurs neuroendocrines dérivées de l'endoderme. Ces examens permettent donc d'aider au diagnostic et au bilan d'extension des tumeurs neuroendocrines.

Figure 25.29

Évaluation moléculaire en TEP aux analogues de la somatostatine radiomarquées au ⁶⁸Ga d'une lésion pancréatique.

L'intense fixation des analogues de la somatostatine témoigne d'une surexpression des récepteurs à la somatostatine par la lésion, caractéristique d'une tumeur neuroendocrine.

TEP à la ¹⁸F-DOPA (précurseur dopaminergique) et scintigraphie au MIBG-¹²³I (précurseur de l'adrénaline)

Ce sont des imageries métaboliques qui recherchent un métabolisme anormal des catécholamines. Ces examens permettent donc d'aider au diagnostic histologique et de participer au bilan d'extension de tumeurs qui produisent des catécholamines (dérivées du neuroectoderme ou, pour certaines, de l'endoderme).

TEP à la ^{18}F -choline (précurseur des phospholipides membranaires)

La TEP à la ^{18}F -choline (^{18}F -FCH) étudie le métabolisme lipidique membranaire témoignant indirectement du métabolisme cellulaire (renouvellement membranaire) et de la prolifération cellulaire (synthèse de nouvelles membranes). Ce MRP a la particularité d'être fortement métabolisé par les carcinomes hépatocellulaires bien différenciés. Ainsi la TEP à la ^{18}F -FCH peut être indiquée pour la caractérisation d'une lésion hépatique, notamment la caractérisation pronostique des patients atteints d'un carcinome hépatocellulaire avant transplantation hépatique.



Essentiel à retenir

- L'imagerie de l'abdomen est en pleine mutation et les techniques d'imagerie historiques reposant sur les rayons X en projection (radiographies) et sur les opacifications digestives (lavement, transit du grêle) ont désormais laissé la place aux techniques d'imagerie en coupes (TDM, IRM et échographie).
- L'imagerie en coupes sert à l'exploration des organes pleins, de l'intestin grêle et de la paroi du côlon, en cas d'échec de l'endoscopie.
- L'injection intraveineuse de produit de contraste permet d'enrichir considérablement la séméiologie et les possibilités diagnostiques de la TDM, de l'IRM mais également de l'échographie en étudiant la vascularisation des organes et des processus pathologiques.
- Pour un résultat équivalent, il est toujours préférable de remplacer l'imagerie par rayons X par une technique d'imagerie non irradiante telle que l'échographie ou l'IRM. L'échographie est utilisée en première intention pour explorer l'abdomen, suivie par la TDM.
- L'IRM est plus onéreuse et moins disponible. Elle doit être réservée à la résolution des problèmes qui persistent après réalisation d'une échographie et/ou d'une TDM. L'IRM est rarement un examen de première intention pour explorer l'abdomen sauf pour les cancers du rectum.
- L'imagerie nucléaire montre les phénomènes métaboliques (selon les radiomarqueurs utilisés) et lorsqu'elle est couplée à une TDM permet de localiser avec précision le lieu où le phénomène métabolique étudié se trouve.

Entraînement 25.1 QCM

QCM 1

La formation que vous voyez dans le foie

- :Est anéchogène avec renforcement postérieur
- Est anéchogène avec atténuation postérieure
- Est liquidienne typique
- Est hypoéchogène avec renforcement postérieur
- Nécessite un autre examen pour être caractérisée

QCM 2

Sur cette échographie, la vésicule biliaire contient

- :Une image hypoéchogène avec atténuation postérieure

- Une image hyperéchogène avec atténuation postérieure
- Un calcul
- Une bulle d'air
- Une tumeur

QCM 3

Sur cette échographie, l'anomalie splénique désignée par les flèches

- N'est probablement pas liquidienne
- N'est probablement pas solide
- N'est probablement pas calcifiée
- Peut être une tumeur
- Ne peut pas être une tumeur

QCM 4

Quelles sont les propositions vraies concernant ce cliché ?

- Ce cliché est normal
- Ce cliché a été fait patient en position couchée
- On observe un croissant opaque sous la coupole diaphragmatique droite
- On observe un croissant clair sous la coupole diaphragmatique droite
- Il y a un niveau hydroaérique dans la poche à air gastrique

QCM 5

Sur cette TDM abdominale d'une tumeur hépatique

- L'image B est une TDM sans injection de produit de contraste
 - L'image A est une TDM après injection de produit de contraste
 - Il existe une tumeur globalement hypervascularisée
 - Il existe une tumeur globalement hypovascularisée
 - L'intensité de la vascularisation d'une tumeur hépatique ne peut pas être évaluée en TDM avec injection de produit de contraste
-

Chapitre 26 Imagerie de l'appareil urogénital

R. Renard-Penna and E. Durand

Plan du chapitre

- Technique et séméiologie en imagerie 292
 - Grands syndromes cliniques 300
-



Objectifs

- ◆ Connaître les techniques d'imagerie morphologique et fonctionnelle permettant l'exploration de l'appareil urogénital.
 - ◆ Connaître les principes de la scintigraphie dynamique, et son intérêt en pathologie rénale et urinaire.
 - ◆ Connaître la séméiologie normale des reins, de la voie excrétrice, de l'espace rétropéritonéal, de la prostate en imagerie morphologique et fonctionnelle.
 - ◆ Connaître les principaux agents diagnostiques utilisés, et les temps d'exploration nécessaire à l'étude des reins et des voies urinaires.
 - ◆ Connaître les contre-indications à l'utilisation de ces produits, et la stratégie à adopter en cas d'insuffisance rénale.
 - ◆ Connaître la séméiologie des grands syndromes cliniques (syndrome obstructif, lithiase urinaire, masses rénales).
-

Technique et séméiologie en imagerie

L'exploration des reins peut se faire par imagerie morphologique (échographie, ASP, uréthrographie, angiographie), fonctionnelle (scintigraphie statique ou dynamique) ou mixte, à la fois morphologique et fonctionnelle (IRM, uro-TDM, cystographie). En imagerie fonctionnelle, nombre d'agents diagnostiques utilisés sont des agents à diffusion interstitielle qui sont librement filtrés par le glomérule (cas de tous les produits de contraste en radiologie et en IRM ainsi que du ^{99m}Tc -DTPA en scintigraphie).

Échographie

L'exploration de l'appareil urinaire par les ultrasons est une méthode fiable et non agressive pouvant ainsi être facilement répétée, elle peut également guider certains gestes invasifs (ponctions, biopsies). Elle peut être faite avec trois types de sondes (abdominale, superficielle ou endorectale). L'échographie est désormais l'examen de « débrouillage » de toute affection urinaire ; c'est en fonction de ses résultats que s'oriente ensuite la stratégie diagnostique.

Reins : aspect normal

Les reins sont explorés en procubitus par voie latérale, le faisceau ultrasonore étant transmis à travers les fosses lombaires (figure 26.1). Le rein droit peut être également examiné par voie antérieure à travers la fenêtre acoustique constituée par le foie droit ; le rein gauche par cette voie est habituellement masqué par les gaz contenus dans le tube digestif. L'utilisation du Doppler couleur et pulsé permet l'étude de la vascularisation du rein (artères et veines). L'utilisation de produit de contraste

ultrasonore (microbulles) permet l'étude de la vascularisation du rein et la caractérisation des lésions tissulaires du rein.

Figure 26.1

Échographie rénale : coupe longitudinale.

Le cortex apparaît discrètement hypoéchogène (comparativement au parenchyme hépatique) homogène. La médullaire est plus hypoéchogène que le cortex. Il existe donc à l'état normal une différenciation corticomédullaire.

Le cortex apparaît discrètement hypoéchogène (comparativement au parenchyme hépatique), homogène. La médullaire est plus hypoéchogène que le cortex. Il existe donc, à l'état normal, une différenciation corticomédullaire. La médullaire est constituée de structures coniques, les pyramides rénales de Malpighi, qui se présentent donc comme des triangles hypoéchogènes à base externe et à sommet interne. Entre ces pyramides s'insinuent les colonnes rénales de Bertin, qui sont les prolongements du cortex contenant des vaisseaux venant du sinus du rein. Les contours du rein sont nets, marqués par un liseré hyperéchogène régulier qui correspond à l'interface entre la capsule du rein et la graisse rétropéritonéale. La capsule du rein n'est pas visible de façon distincte. Le sinus du rein (formé par les éléments vasculaires, la voie excrétrice, les lymphatiques et du tissu cellulograisieux) est hyperéchogène. À l'état normal, les cavités pyélocalicielles intrarénales ne sont pas visibles.

- L'échographie permet : l'évaluation de la taille et de la situation des reins ;
- l'étude de la vascularisation rénale ;
- la détection et caractérisation des kystes rénaux simples ;
- la découverte d'une masse solide ou kystique atypique : indication d'une échographie avec injection de produit de contraste ultrasonore ou, secondairement, d'une TDM ou d'une IRM ;
- la détection des calculs, et évaluation du retentissement sur les voies excrétrices (à réaliser conjointement à une radiographie de l'abdomen) ;
- la surveillance à distance postopératoire, en particulier dans la chirurgie des uropathies obstructives.

L'étude des artères rénales est facilitée par le Doppler couleur.

L'enregistrement spectral obtenu en Doppler pulsé après repérage de l'artère est composé d'un pic systolique à pente raide et d'une composante diastolique antérograde.

L'indice de résistance (IR) ou indice de Pourcelot :

$$IR = \frac{V_{S,max} - V_{TD,min}}{V_{S,max}}$$

est calculé à partir des vitesses systolique maximale et télédiastolique minimale. C'est actuellement le plus utilisé pour évaluer les résistances artérielles périphériques du rein (normale : < 0,7).

Uretères : imagerie anatomique normale

L'uretère à l'état normal n'est pas visible. Seule sa partie terminale, dans son trajet intramural vésical, est visible sous forme d'une image hypoéchogène canalaire centrée par une petite surélévation de la muqueuse vésicale, au-dessus du trigone. On peut observer les jets urétéraux sous forme de petits échos mobiles, tourbillonnants, correspondant à l'arrivée de l'urine dans la vessie. Les ostiums urétéraux sont, quant à eux, constamment visibles, réalisant deux petites surélévations de la face luminale de la paroi vésicale (bilatérales et symétriques dans le plan axial), en continuité avec l'image intramurale des uretères. Le repérage des ostiums urétéraux peut être facilité par l'utilisation du Doppler couleur.

Vessie : imagerie anatomique normale

L'abord sus-pubien permet l'exploration de la paroi vésicale, et évalue la contenance de la vessie et le résidu postmictionnel. La vessie apparaît de forme variable, en fonction de son état de réplétion. Pleine ou en semi-réplétion, elle a un contenu totalement liquide, anéchogène. En réplétion, la vessie est entourée d'une paroi fine et régulière, échogène et homogène. Lorsqu'elle est peu remplie, sa paroi apparaît plus épaisse. Après miction, il n'y a pas de résidu : totalement vide, la paroi et le contenu ne sont pas analysables.

L'utilisation d'une sonde endorectale permet une excellente étude endoluminale et pariétale, en particulier de la face postérieure de la vessie (siège le plus fréquent des tumeurs vésicales). Elle montre aussi la portion distale des uretères.

Prostate

- 3) L'exploration par sonde endorectale permet d'obtenir : une estimation plus précise du volume prostatique ;
- 4) une excellente étude endoluminale et pariétale, en particulier de la face postérieure de la vessie (siège le plus fréquent des tumeurs vésicales) ;
- 5) une étude de la portion distale des uretères.

La prostate apparaît sous forme grossièrement triangulaire avec un sommet situé vers le bas correspondant à l'apex et une base vers le haut au contact du trigone vésical, se prolongeant par les vésicules séminales. Elle est modérément hypoéchogène. L'anatomie zonale est bien appréciée par la voie endorectale.

Testicules

Une sonde haute fréquence est utilisée en pathologies scrotale, testiculaire et épидидymaire. L'échographie est l'examen de choix pour l'exploration de tumeurs testiculaires.

Abdomen sans préparation (ASP)

Réalisé en décubitus dorsal, il s'agit d'une radiographie couvrant la totalité de l'arbre urinaire depuis le pôle supérieur du rein le plus haut jusqu'à la symphyse pubienne en bas. Les reins, de tonalité hydrique, ne sont visibles sur l'ASP que si la graisse rétropéritonéale est en quantité suffisante. La ligne des psoas se détache de T12 et descend obliquement en bas et en dehors vers la crête iliaque. Elle est rectiligne ou très légèrement convexe chez les sujets athlétiques. Le principal intérêt actuel de l'ASP est la recherche d'un calcul radio-opaque en projection de l'arbre urinaire. Il est de moins en moins souvent pratiqué.

Urographie intraveineuse (UIV)

- 2) Elle consiste à acquérir une série de clichés radiologiques après une injection intraveineuse de 60 à 100 mL d'un produit de contraste iodé hydrosoluble à élimination urinaire, permettant l'opacification de l'urine et la visualisation du parenchyme rénal et des cavités excrétrices. Le produit atteint l'artère rénale en une quinzaine de secondes ; il est éliminé par filtration glomérulaire puis collecté dans les cavités excrétrices ; ainsi, progressivement l'urine opaque vient remplacer l'urine non opaque préexistante dans les cavités excrétrices. Le déroulement habituel de l'examen comprend : cliché 0 : ASP après miction ;
- 3) cliché à 3 minutes après injection de produit de contraste : opacification du parenchyme rénal (néphrographie) ;
- 4) de 5 à 10 minutes : visibilité des cavités pyélocalicielles ;
- 5) cliché toutes les 10 minutes : étude des cavités pyélocalicielles, des uretères et du remplissage initial de la vessie.

À la fin de l'étude, on prend un cliché prémictionnel centré sur la vessie puis per- et postmictionnel. Cet examen a quasiment disparu, supplanté par l'uro-TDM mais garde quelques rares indications spécialisées dans les contrôles postopératoires.

Tomodensitométrie (TDM)

L'examen TDM est l'examen de référence pour l'exploration des reins (pathologies tumorale, lithiasique, infectieuse), de l'arbre urinaire, pour les bilans d'extension des tumeurs vésicales.

Technique

L'examen est principalement fondé sur l'étude des différentes phases de diffusion du produit de contraste iodé injecté par voie intraveineuse. Il permet ainsi d'analyser le parenchyme rénal aux différentes phases de son rehaussement ainsi que la sécrétion de produit de contraste au niveau des cavités urinaires.

- On distingue quatre phases d'étude pour les reins et l'arbre urinaire : la phase sans injection de produit de contraste ;
- la phase artérielle ou corticale isolée (phase corticomédullaire, 30 à 45 secondes après l'injection intraveineuse) ;
- la phase parenchymateuse ou tubulovasculaire (néphrographique 90 à 120 secondes après l'injection intraveineuse) ;
- la phase dite « excrétoire » ou pyélocalicielle (> 180 secondes après l'injection intraveineuse).

On parle d'uro-TDM lorsqu'une acquisition est réalisée au temps « excrétoire » pour l'étude de la voie excrétrice. On parle de TDM rénale lorsqu'il s'agit d'une TDM abdominopelvienne sans injection (bilan de colique néphrétique) ou pour les TDM injectées limitées à un temps cortical et médullaire (étude des infections, des tumeurs rénales, etc.).

L'inconvénient majeur de la TDM est l'irradiation. Les indications doivent donc être bien posées, les acquisitions, ainsi que la répétition des examens, limitées. Après chaque examen TDM, la dose d'irradiation délivrée au patient doit être précisée sur le compte-rendu. Cet examen est contre-indiqué pendant la grossesse, et les précautions à prendre avant l'injection de produit de contraste iodé doivent être respectées (insuffisance rénale, intolérance aux produits de contraste (cf. « Tomodensitométrie »).

Séméiologie

Reins

Les reins sont situés dans la fosse lombaire (**figure 26.2**). Sur les coupes axiales, ils apparaissent grossièrement ovales. Dans la région du hile, ils prennent un aspect en U ouvert en dedans et en avant. Les vaisseaux du pédicule sont également visibles sous forme de structures tubulaires avec un plan veineux situé en avant du plan artériel. L'épaisseur du parenchyme rénal décroît normalement avec l'âge. La longueur normale du rein est égale à la distance séparant le bord supérieur de L1 à la partie moyenne de L4 (soit trois vertèbres et demie).

Figure 26.2

Examen tomодensitométrique des reins. Quatre phases d'étude des reins et de l'arbre urinaire.

A. Sans injection.

B, C. Néphrogramme corticomédullaire : 30–45 s « tubulocapillaire » (B) et supérieur à 90 s « néphronique » (C).

D. Dite « excrétoire » ou « pyélocalicielle » (300–480 s).

Phase sans injection de produit de contraste

Lors de cette phase le parenchyme rénal est homogène, avec une densité comprise entre 35 et 55 UH. C'est la phase la plus sensible pour la détection des calculs. Elle permet l'évaluation des densités spontanées des masses (calcification, hémorragie, graisse, évaluation de la densité en UH).

Phase corticale

Elle débute **30 à 45 secondes** après le début de l'injection de produit de contraste en bolus : la prise de contraste débute par le rehaussement intense du cortex rénal isolé (120 UH et plus), alors que la médullaire est hypodense (différenciation corticomédullaire).

Cette phase est essentielle pour la détection des anomalies du cortex, les déficits de perfusion, l'analyse des syndromes tumoraux (rénaux et urothéliaux) et pseudotumoraux (hypertrophie d'une colonne de Bertin). Elle permet également d'apprécier le nombre et la disposition des artères rénales et des veines rénales qui sont rehaussées de façon extrêmement précoce et la recherche de localisation à distance pour le bilan d'extension.

Phase parenchymateuse ou néphrographique

La phase parenchymateuse ou tubulovasculaire débute environ 60 secondes après le début de l'injection et dure environ 60 secondes. Elle est caractérisée par l'opacification de la médullaire rénale lors de l'arrivée du produit de contraste dans les tubes collecteurs, alors que la densité du cortex diminue. Le parenchyme rénal s'est homogénéisé et les deux compartiments, cortex et médullaire, ne sont plus distinguables l'un de l'autre. Les vaisseaux rénaux sont encore opacifiés d'où le nom de phase tubulovasculaire.

Elle est plus adaptée pour la détection et la caractérisation de masses rénales, pour la détection des lésions infectieuses (foyer de pyélonéphrite).

Phase pyélocalicielle dite « excrétoire »

L'apparition du produit de contraste dans les cavités pyélocalicielles (souvent appelée « sécrétion » en séméiologie radiologique) se fait normalement avant la troisième minute et est maximale à un temps tardif réalisé à environ sept à huit minutes (éventuellement potentialisée par l'injection d'un diurétique créant une hyperdiurèse, ou d'une hyperhydratation).

C'est l'obtention de cette phase au temps excrétoire qui définit l'**uro-TDM**.

C'est sur cette phase que l'arbre urinaire est étudié. Les reconstructions dans un plan coronal et dans les trois dimensions de l'espace (*volume rendering*, *maximum intensity projection* [MIP]) permettent l'obtention d'une urographie reconstruite.

Cavités pyélocalicielles (figure 26.3)

- Les **calices mineurs** (petits calices) sont au nombre d'une douzaine en moyenne. Ils répondent au sommet de chaque papille. Chaque petit calice est composé : d'une cupule concave en dehors ;
- d'une tige calicielle courte qui réunit la cupule au grand calice.

Figure 26.3

Uro-TDM : phase excrétoire, reconstruction dans le plan coronal pour obtenir un équivalent urographique.

Les **calices majeurs** (groupes caliciels) : typiquement au nombre de trois, ils sont formés par la réunion de trois ou quatre calices mineurs. Le calice majeur supérieur est typiquement vertical, le calice majeur moyen, le calice majeur inférieur oblique en bas et en dehors.

Le **pelvis (bassinnet ou pyélon)** : est formé par la convergence des trois calices majeurs. Il a une forme triangulaire. Son bord supérieur est convexe et son bord inférieur, concave en bas, dessine avec le calice majeur inférieur et l'uretère une arche qui épouse la forme de la lèvre inférieure du sinus. Le sommet du triangle correspond à la jonction pyélo-urétérale.

La morphologie du pelvis rénal est très variable : parfois absent (les calices majeurs confluent pour former directement l'uretère), parfois volumineux à développement extrasinusal.

Uretères

Ils font suite au pelvis rénal à hauteur de L2 et cheminent en avant des grands psoas en se dirigeant vers le bas, accompagnés des vaisseaux gonadiques.

Chez l'adulte, les uretères ont une longueur de 25 à 30 cm. On leur distingue trois segments : lombaire, iliaque et pelvien.

L'uretère lombaire descend en avant du grand psoas, croisant de dehors en dedans les processus costiformes transverses des trois dernières vertèbres lombaires.

L'uretère iliaque se projette sur l'aile sacré, en dedans de l'articulation sacro-iliaque. L'uretère pelvien décrit une courbe convexe en dehors, parallèle au bord interne de l'os coxal. Les derniers centimètres de l'uretère, horizontaux, correspondent en partie au segment intravésical ou intramural.

- Le calibre moyen de l'uretère est de 5 mm. Les uretères présentent ainsi deux portions plus larges (appelées cystoïdes) situées entre trois rétrécissements physiologiques : la jonction pyélo-urétérale ;
- le croisement avec les vaisseaux iliaques communs ;
- l'uretère intramural.

L'hyperdiurèse (obtenue avec l'injection d'un diurétique de l'anse) permet d'obtenir une bonne visibilité des uretères sur toute la hauteur, la reconstruction en deux et trois dimensions permet d'obtenir au temps excrétoire un équivalent d'UIV reconstruite.

Vessie

Elle est de forme ovale, à grand axe transversal ou antéro-postérieur. Lorsque la réplétion vésicale est satisfaisante, la paroi est fine et régulière, de densité tissulaire homogène, de contours nets (excellent contraste avec la graisse périvésicale). Le contenu vésical est totalement liquide, hypodense.

Si la vessie est vide, la paroi apparaît très épaisse et le contenu peut ne pas être visualisé. Après injection intraveineuse de produit de contraste, la paroi vésicale se rehausse modérément, de façon homogène. Sur les coupes tardives réalisées au temps excrétoire (au minimum trois minutes après injection), le produit de contraste arrive par les uretères dans la lumière vésicale. Comme il est plus dense que l'urine il est déclive, réalisant au début un niveau horizontal entre l'urine non opacifiée et opacifiée. En quelques minutes, l'urine opacifiée remplit entièrement la vessie

Prostate

Elle présente un aspect circulaire ou ovalaire et est parfaitement limitée. Elle est homogène, de densité tissulaire (parfois, quelques calcifications banales sont visibles au sein du tissu prostatique). Elle est entièrement entourée de graisse. La TDM n'est pas adaptée à l'étude de la prostate car elle ne parvient pas à préciser l'anatomie zonale de la prostate et ne permet pas l'analyse du parenchyme prostatique.

Vésicules séminales

Elles sont grossièrement ovales à grand axe transversal, de densité intermédiaire entre la densité tissulaire et la densité liquidienne.

Vaisseaux rénaux

Les vaisseaux rénaux sont maintenant très bien analysés en TDM, grâce à l'acquisition millimétrique qui permet d'obtenir l'équivalent d'une angiographie avec les reconstructions multiplanaires et curvilignes. Les variantes anatomiques artérielles et veineuses sont nombreuses, les vaisseaux surnuméraires ou polaires sont fréquents.

Espaces et fascias rétropéritonéaux

Les reins, les surrénales et la graisse périrénale sont entourés par le fascia rénal (de Gerota). Celui-ci comporte deux feuillets : l'un antérieur, l'autre postérieur. Latéralement, ces deux feuillets fusionnent pour former le fascia latéro-conal. La capsule rénale, qui est en contact étroit avec le parenchyme, n'est pas individualisable à l'état normal en TDM.

Surrénales

La surrénale droite est située immédiatement en arrière de la VCI et s'étend postéro-latéralement, parallèlement au pilier droit du diaphragme. La surrénale gauche est située en dehors de l'aorte et du pilier gauche du diaphragme, derrière la queue du pancréas et les vaisseaux spléniques, en avant et en dedans du pôle supérieur du rein gauche.

Normalement l'épaisseur d'un bras est d'environ 5 à 8 mm. Une épaisseur de 10 mm et plus doit être considérée comme pathologique. La densité spontanée des surrénales est entre 25 et 40 UH.

Imagerie par résonance magnétique (IRM)

Technique

Les séquences sont effectuées en pondération T2, en pondération T1 avant et après injection de gadolinium sans et avec saturation de la graisse. Les séquences sont obtenues dans les trois plans de l'espace.

Les contre-indications sont les contre-indications générales de l'IRM. Les limites de l'IRM sont essentiellement dues à la résolution spatiale moins bonne que celle de la TDM, en particulier pour l'analyse de l'arbre urinaire.

L'IRM est une technique d'imagerie peu invasive, très performante, pour l'analyse des reins et fournit des informations d'ordre morphologique sur l'ensemble de l'appareil urinaire (vaisseaux du rein, parenchyme rénal, voie excrétrice supérieure et vessie, bas appareil urinaire) et fonctionnel (sur la fonction rénale et le drainage du produit de contraste).

- Elle est particulièrement utile chez les patients pour lesquels un examen TDM ne peut être réalisé. Elle peut également être prescrite en complément d'une TDM ; elle s'intègre alors dans quatre indications principales : caractérisation d'une tumeur tissulaire ou kystique (mise en évidence d'un rehaussement lésionnel, détection de cloisons et de végétations, analyse de la paroi) ;
- surveillance d'une tumeur rénale opérée (si fonction rénale altérée : voir encadré p. 304) ;
- bilan d'extension veineuse d'une tumeur rénale déjà étudiée en TDM ;
- bilan de maladie vasculaire artérielle.

Séméiologie

IRM rénale

Sur les séquences en pondération T1, le signal du cortex est plus important que celui de la médullaire, celle-ci prenant un aspect de zones triangulaires, à base externe, en hyposignal (figure 26.4). Le sinus

du rein est le siège d'un hypersignal T1 proche de celui du rétropéritoine, lié à son contenu essentiellement graisseux.

Figure 26.4

IRM rénale.

Sur les séquences en pondération T1 (A), le signal du cortex (flèche blanche) est plus important que celui de la médullaire (flèche noire), celle-ci prenant un aspect de zones triangulaires, à base externe, en hyposignal. Le sinus du rein est le siège d'un hypersignal T1 proche de celui du rétropéritoine, lié à son contenu essentiellement graisseux. Sur les séquences en pondération T2 (B), hypersignal homogène du parenchyme sur les séquences pondérées T2.

Sur les séquences en pondération T2, la deuxième particularité de signal du parenchyme rénal est liée à son temps de relaxation T2 assez long qui est à l'origine d'un hypersignal homogène du parenchyme sur les séquences pondérées T2.

L'injection d'un produit de contraste paramagnétique (complexes de gadolinium) est responsable d'un rehaussement homogène de l'ensemble du parenchyme rénal sur les séquences pondérées T1. Les séquences dynamiques réalisées précocement après injection du gadolinium montrent un rehaussement précoce du cortex, suivi d'une homogénéisation rapide du signal (temps tubulaire). Elles permettent d'estimer la fonction rénale relative (pourcentage de fonction assuré par chacun des deux reins).

Actuellement l'uro-TDM est l'examen de référence pour l'exploration des tumeurs urothéliales car il offre une meilleure résolution spatiale. L'uro-IRM est réservée aux patients présentant une contre-indication à la TDM (intolérance aux produits de contraste iodés, radiosensibilité anormale d'origine génétique) ou à la fonction rénale altérée, à condition d'utiliser des chélates de gadolinium macrocycliques stables. Une uro-IRM est obtenue après opacification de l'arbre urinaire sur les temps tardifs après l'injection de gadolinium en pondération T1 et d'un diurétique de l'anse. Le type et la dose de produit de contraste injecté sont adaptés pour éviter le risque de fibrose néphrogénique systémique.

IRM pelvienne

Elle est particulièrement intéressante en pathologie tumorale vésicale et prostatique. Sa résolution est supérieure à celle de la TDM dans l'estimation de l'extension tumorale locale.

IRM vésicale

Elle peut être indiquée pour le bilan d'extension locale d'une tumeur de vessie en complément d'une uro-TDM.

IRM prostatique

- L'IRM prostatique est l'examen de référence pour : la détection du cancer de prostate (permet de guider les prélèvements biopsiques) ;
- le bilan d'extension locorégional du cancer de la prostate (extension à l'espace périprostatique, aux vésicules séminales et aux chaînes lymphatiques).

Elle est également utile en cas de suspicion de récurrence de cancer de la prostate.

Scintigraphie dynamique

La scintigraphie dynamique consiste à suivre la distribution d'un médicament radio pharmaceutique (MRP) injecté en intraveineux excrété par le rein, avec une acquisition en mode cinéma. Cet examen revient à réaliser l'équivalent d'une UIV à faible résolution spatiale mais permettant une quantification. Contrairement à l'UIV ou à l'uro-TDM, l'irradiation est faible (de l'ordre de 1 mSv). Le MRP injecté

peut être : un traceur glomérulaire (principalement le ^{99m}Tc -DTPA), qui trace donc la filtration glomérulaire ;
un traceur tubulaire : principalement le mertiatide (^{99m}Tc -MAG3) (figure 26.5) ou l'éthylène dicystéine (^{99m}Tc -EC).

Figure 26.5

Images de scintigraphie dynamique au ^{99m}Tc -MAG3.

Série de huit images d'une minute montrant l'évolution de la captation du traceur : vasculaire puis parenchymateuse puis urinaire (A) ; dessin des régions d'intérêt autour des reins, du VG et d'un poumon, permettant la quantification (B) ; courbes d'évolution de la quantité de traceur dans les reins (C) : les deux reins ont la même fonction (50 %/50 %), le rein gauche a un drainage rapide mais le rein droit a un drainage nettement ralenti en raison d'un syndrome de la jonction pyélo-urétérale.

XXX Cet examen permet d'apprécier : la perfusion rénale de manière semi-quantitative ;
YYY la répartition fonctionnelle relative (pourcentage du rein gauche par rapport au rein droit) ;

ZZZ le drainage des urines vers les voies urinaires ; pour ce dernier, la scintigraphie se fait sous test d'hyperdiurèse (hydratation et diurétique de l'anse).

La mesure des fonctions relatives permet d'apprécier le retentissement d'une affection touchant un seul rein (en pathologie obstructive ou infectieuse). Elle permet aussi de prédire la fonction résiduelle après néphrectomie. L'acquisition se fait en projection postérieure. Le rein droit apparaît donc à droite de l'image.

Angiographie

L'échodoppler, la TDM et l'IRM ont considérablement réduit les indications des explorations vasculaires. L'angiographie ne garde à ce jour que des indications essentiellement à visée thérapeutique.

Scintigraphie corticale

- La scintigraphie corticale consiste à injecter un traceur, en pratique le ^{99m}Tc -DMSA (figure 26.6), qui va s'accumuler lentement dans le parenchyme rénal fonctionnel. Les images sont acquises tardivement (au moins deux heures après injection). Elles montrent : la répartition fonctionnelle relative (pourcentage du rein gauche par rapport au rein droit) ;
- l'état du parenchyme fonctionnel : on peut notamment visualiser des encoches hypofonctionnelles en cas de pyélonéphrite aiguë ou de cicatrice de pyélonéphrite ou de lésion de reflux.

Figure 26.6

Images de scintigraphie statique au ^{99m}Tc -DMSA : examen normal (A), rein droit fonctionnellement unique (B) et rein droit montrant des séquelles de pyélonéphrite aiguë infectieuse (têtes de flèches) avec une fonction relative à 36 % (C).

Les images sont toujours montrées en vue postérieure.

Mesures de clairance

La fonction rénale absolue (débit de filtration glomérulaire [DFG]) ne peut pas être obtenue par imagerie. Elle peut être soit estimée de manière grossière par une formule (Cockcroft et Gault ou *modification of the diet in renal disease* [MDRD] ou *chronic kidney disease epidemiology*

collaboration [CKD-EPI]) à partir d'un dosage de créatininémie, soit être mesurée de manière précise par une mesure de clairance isotopique.

Bien qu'elles ne soient pas à proprement parler des techniques d'imagerie, les mesures de clairance isotopiques sont des techniques diagnostiques de médecine nucléaire. Le principe est simple : injecter un traceur en intraveineux, puis mesurer son élimination rénale pour déterminer la fonction groupée des deux reins.

- Le médicament injecté est un traceur glomérulaire, généralement le ^{51}Cr -*ethylene diamine tetracetic acid* (EDTA), parfois le $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DTPA. On peut : soit suivre la décroissance de sa concentration plasmatique au moyen de quelques prélèvements sanguins (clairance plasmatique) ;
- soit observer son élimination dans les urines en faisant à la fois des prélèvements sanguins et des recueils urinaires (clairance urinaire).

Si l'on veut connaître la fonction d'un rein, il faut donc à la fois mesurer une clairance globale (par exemple $120 \text{ mL/min/1,73 m}^2$) et réaliser une scintigraphie rénale pour obtenir la fonction rénale relative (par exemple rein droit : 30 % ; rein gauche : 70 %). Dans l'exemple fourni, la fonction du rein droit est de $36 \text{ mL/min/1,73 m}^2$.

Cystographie rétrograde (ascendante) ou sus-pubienne

La cystographie est un examen qui consiste à remplir la vessie de produit de contraste dilué après sondage.

Elle peut être soit **rétrograde** par mise en place d'une sonde vésicale à travers l'urètre, soit **sus-pubienne** par ponction directe de la vessie à travers la paroi abdominale dans la région sus-pubienne (en cas d'impossibilité de sondage).

L'étude pré-, per- et postmictionnelle comporte un ou plusieurs clichés en cours de miction et un cliché après miction. Cet examen est utilisé pour rechercher un reflux vésico-urétéral car il n'a pas d'équivalent en imagerie en coupes. Dans les cas les plus difficiles, il est aussi possible de réaliser une cystoscintigraphie selon le même principe en médecine nucléaire, ce qui peut mettre en évidence des reflux discrets, peu visibles en cystographie conventionnelle.

Urétrographie rétrograde (ascendante)

- Elle consiste en l'injection à contre-courant d'un produit de contraste dans l'urètre et comporte donc : une phase rétrograde donnant des informations sur la morphologie de l'urètre antérieur ;
- une phase d'analyse du remplissage vésical (avec des clichés de face et obliques) ;
- une phase permictionnelle descendante, succédant au remplissage complet de la vessie.

L'urétrographie rétrograde est toujours utilisée car elle seule permet une étude morphologique plus fine de l'urètre dans ses différents segments et est intéressante dans le cadre de l'exploration d'une pathologie urétrale, notamment d'origine prostatique chez l'homme.

Grands syndromes cliniques

Syndrome obstructif

L'obstruction est définie comme une gêne à l'écoulement de l'urine vers les voies urinaires qui, en l'absence de traitement, entraîne une diminution de la fonction rénale ou, chez l'enfant, compromet le développement de la fonction. Le mécanisme classiquement invoqué pour cette atteinte rénale est une élévation de pression dans les voies urinaires en amont de l'obstacle entraînant une souffrance rénale.

- Le syndrome obstructif se traduit par : des anomalies fonctionnelles : retard d'apparition de la néphrographie, néphrographie prolongée, retard d'opacification des cavités excrétrices en uro-TDM ou uro-IRM ; ralentissement du drainage en scintigraphie dynamique ;

- morphologiquement : une dilatation de la voie excrétrice en amont de l'obstacle visible en échographie, TDM, IRM et scintigraphie ;
- elle peut aussi se traduire par une baisse de fonction rénale du ou des reins concernés, visible en scintigraphie.

On distingue deux types d'obstruction : le syndrome obstructif aigu et le syndrome obstructif chronique.

Obstruction aiguë

L'obstruction aiguë est douloureuse. La dilatation des cavités est modérée, voire absente. L'absence de dilatation des cavités pyélocalicielles peut être une source de faux négatif. Lorsqu'elle est présente, la dilatation des cavités peut être importante, mais il n'y a pas de modification du parenchyme, en particulier pas d'amincissement qui serait alors en faveur d'une obstruction chronique. Il peut exister une néphromégalie, une infiltration de la graisse périrénale, voire un épanchement autour du rein. Elle se manifeste par une dilatation des cavités pyélocalicielles, sans amincissement du parenchyme rénal. En scintigraphie dynamique, les traceurs tubulaires sont initialement sécrétés mais mal drainés, donnant une image de fixation très intense du rein atteint. En revanche, les traceurs glomérulaires sont généralement peu filtrés s'il y a un retentissement sur la fonction, donnant au contraire une image de rein hypofixant.

Cas particulier de la colique néphrétique

L'objectif de l'imagerie dans ce contexte sera d'identifier le calcul et d'évaluer le retentissement sur les voies urinaires. Deux stratégies sont disponibles.

Couple ASP-échographie

L'**abdomen sans préparation** (ASP) permet de mettre en évidence un calcul radio-opaque en projection des voies urinaires, d'estimer sa taille, sa localisation. Il permettra de faire la différence entre un **calcul urinaire** et un calcul biliaire, des calcifications pancréatiques, aortiques, des phlébolites pelviens.

Un calcul est **radio-opaque** s'il est visible sur l'ASP. Un calcul est **radio-transparent** s'il est visible en échographie mais pas sur l'ASP.

L'**échographie** permet de confirmer le diagnostic clinique de colique néphrétique aiguë en identifiant le calcul et la dilatation urétérale. Elle permet d'identifier également les calculs radio-transparents (figure 26.7).

Figure 26.7

Échographie rénale dans le cadre d'une colique néphrétique.

Dilatation des cavités rénales correspondant à une zone hypo- ou anéchogène centro-sinusienne (A). En amont d'un obstacle lithiasique : calcul correspondant à un arc échogène suivi d'un cône d'ombre postérieur (B).

En échographie, le calcul montre un arc échogène suivi d'un cône d'ombre postérieur. Le calcul est particulièrement bien visible lorsqu'il est situé au niveau de l'uretère pelvien rétrovésical, ou au niveau de l'uretère lombaire sous-jonctionnel. En revanche, l'analyse de la portion iliaque de l'uretère est difficile ; les calculs enclavés au niveau du promontoire sont le plus souvent non détectés en échographie.

Dilatation des cavités pyélocalicielles

- Dilatation pyélique (ou du pelvis) : zone hypo- ou anéchogène centro-sinusienne, dont la topographie est reconnue sur deux incidences ;
- dilatations calicielles : poches liquidiennes périphériques.

On recherchera des complications : comme la rupture de fornix qui correspond à un épanchement périrénal sous la forme d'une lame hypoéchogène périrénale.

Examen tomодensitométrique (TDM)

Dans cette indication, il doit être réalisé sans injection de produit de contraste et avec une dose très basse d'irradiation. C'est l'examen le plus performant pour le diagnostic de colique néphrétique (figure 26.8).

Figure 26.8

TDM abdominopelvienne sans injection de produit de contraste dans le cadre d'une colique néphrétique droite : calcul du méat urétéral droit (A) (flèche) 1 : vessie, responsable d'une dilatation urétérale et pyélo-calicielle droite (B) (flèche).

- Cet examen permettra de faire : **le bilan complet du calcul** (localisation, taille, densité, évaluation de la composition chimique). Tous les types de calculs sont visibles en TDM sauf d'exceptionnels calculs médicamenteux ;
- **l'évaluation de la dilatation des cavités** : même sans injection de produit de contraste, la TDM permettra d'identifier une dilatation asymétrique de l'uretère et des cavités pyélocalicielles en amont de l'obstacle. En cas de doute diagnostique, elle permet la recherche d'éventuels diagnostics différentiels. La rentabilité de l'examen tomодensitométrique est nettement supérieure à celle du couple ASP-échographie. Cependant, pour limiter l'irradiation, il doit être effectué en adaptant les paramètres (acquisition à basse dose d'irradiation), et pas de façon répétitive.

Syndrome obstructif chronique

Le cas d'une dilatation chronique des cavités pyélocalicielles, souvent indolore est plus difficile à évaluer. S'il s'agit bien d'une obstruction, par définition, elle finit par entraîner un retentissement sur le parenchyme rénal.

- L'obstruction chronique se fait en plusieurs étapes : réplétion des cavités sans distension, avec conservation de l'épaisseur du parenchyme rénal ;
- distension modérée des cavités avec réduction de l'épaisseur du parenchyme rénal ;
- distension majeure des cavités (calices en boule, perte de la concavité du bord inférieur du pelvis) avec réduction de l'épaisseur du parenchyme rénal.

Les anomalies fonctionnelles caractéristiques du syndrome obstructif sont également présentes : retard d'apparition de la néphrographie, néphrographie prolongée, retard d'opacification de la voie excrétrice, drainage ralenti, diminution de la fonction relative du côté atteint en cas d'atteinte unilatérale.

Conduite à tenir devant un syndrome obstructif

- Le diagnostic est évoqué : parfois devant des douleurs lombaires ;
- parfois de manière fortuite, un examen d'imagerie (TDM ou échographie) révélant une dilatation des cavités ;
- assez fréquemment lors d'une échographie anténatale.
- Il faut alors : apprécier le retentissement sur le parenchyme rénal (état morphologique du parenchyme **par échographie et TDM ; fonction relative par scintigraphie**) ;

- localiser le siège et la nature de l'obstacle (la TDM est l'examen de référence chez l'adulte) ;
- dans les cas des atteintes congénitales, évaluer le ralentissement du drainage par scintigraphie dynamique sous hyperdiurèse ; les hydronéphroses congénitales sont en effet assez souvent bien tolérées et n'imposent pas toujours d'intervention.
- Les causes du syndrome obstructif du haut appareil urinaire sont multiples : corps étranger endoluminal : calcul le plus fréquemment, mais aussi caillots ;
- origine pariétale :
 - tumeur bénigne ou maligne végétante ou sténosante,
 - sténose postinfectieuse (tuberculose) ou parasitaire (bilharziose), postradique, postchirurgicale ou post-traumatique,
 - congénitale : syndrome de la jonction pyélo-urétérale, méga-uretère ;
 - origine extrinsèque :
 - tumeur rénale ou extrarénale, notamment gynécologique,
 - fibrose rétropéritonéale.

Exploration des masses et tumeurs

Exploration d'une masse rénale

L'**échographie** permet de différencier : une formation purement liquidienne ou kyste (totalement anéchogène avec renforcement postérieur du faisceau ultrasonore), de contours nets, sans paroi nettement individualisable : il s'agit d'un kyste simple parenchymateux (kyste cortical banal) ou parapyélique (développé dans le sinus du rein) (**figure 26.9**). Le kyste banal typique est de découverte fortuite et n'oblige pas à des explorations complémentaires. Quelques formes doivent attirer l'attention : les kystes bénins multiples, la dysplasie multikystique unilatérale, la maladie polykystique qui est généralisée ;

une formation solide, d'échostructure iso-, hypo- ou hyperéchogène par rapport au cortex rénal adjacent, homogène ou hétérogène, hypervascularisée en Doppler couleur, de contours plus ou moins réguliers ; toute tumeur solide doit être considérée comme maligne jusqu'à preuve du contraire ; une formation mixte, à composante liquidienne et solide : il peut s'agir notamment d'un kyste atypique bénin, d'une tumeur maligne nécrosée ou d'un processus infectieux (abcès).

Figure 26.9

Échographie rénale.

Kyste simple du rein, formation purement liquidienne (totalement anéchogène avec renforcement postérieur du faisceau ultrasonore [flèches]), de contours nets, sans paroi nettement individualisable. Il s'agit d'un kyste simple parenchymateux (kyste cortical banal).

L'analyse en Doppler permet de rechercher une vascularisation intratumorale et de compléter le bilan d'extension en recherchant une thrombose veineuse au niveau de la veine rénale et son éventuelle extension à la VCI.

La TDM (figure 26.10), examen de référence, permet de différencier une masse de type solide ou mixte, dont la prise en charge est chirurgicale, d'une formation strictement liquidienne, toujours bénigne (et ne nécessitant donc aucun traitement). La TDM est donc indispensable dès que le syndrome de masse tumorale visualisé en échographie ne correspond pas à une formation liquidienne présentant tous les caractères ultrasonores habituels d'un kyste simple parenchymateux ou parapyélique. Elle doit être effectuée sans puis avec injection de produit de contraste aux temps cortical, néphrographique et excrétoire.

Figure 26.10

TDM rénale, phase sans injection (A), et phase corticale (B).

Masse solide du rein droit : lésion encapsulée, hétérogène, avec une double composante solide, tissulaire hypervascularisée, et nécrotique ou nécrotico-hémorragique (flèches). L'injection de produit de contraste montre un rehaussement de densité précoce et intense des zones charnues, alors que les plages de nécrose sont avasculaires.

-
- Si la masse est solide, on recherchera, avant injection : un syndrome de masse de densité spontanée tissulaire (> 20 UH) déformant les contours du rein ou comblant le sinus rénal ;
 - des hyperdensités spontanées (calcifications, hémorragie) ;
 - des hypodensités graisseuses (< 0 UH) ;
 - des hypodensités liquidiennes (< 20 UH).

Après injection de produit de contraste (temps cortical et néphrographique), on recherchera une prise de contraste supérieure à 15 UH entre la phase non injectée et la phase néphrographique qui signe une lésion solide.

Le cancer du rein typique se présente sous forme d'une lésion encapsulée, hétérogène, avec une double composante solide, tissulaire hypervascularisée, et nécrotique ou nécrotico-hémorragique. L'injection de produit de contraste montre un rehaussement de densité précoce et intense des zones charnues, alors que les plages de nécrose sont avasculaires. Des éléments caractéristiques mais inconstants sont des calcifications intratumorales, l'envahissement de la veine rénale et de la VCI.

- Les critères tomодensitométriques (TDM) de bénignité d'une masse rénale kystique sont : densité homogène, voisine de celle de l'eau (de -15 à 20 UH) ;
- absence de rehaussement (< 15 UH) de la densité de la masse après injection de produit de contraste ;
- contours nets ;
- paroi externe très fine et régulière.

L'IRM, enfin, peut aider à la caractérisation (caractère tissulaire ou non) d'une masse atypique pour laquelle un diagnostic de certitude n'a pu être posé par l'échographie et la TDM (masse kystique atypique le plus souvent). En effet, l'IRM est très sensible à la présence du produit de contraste et permet donc d'identifier plus facilement le caractère solide des lésions. Les critères morphologiques sont les mêmes qu'en TDM.

Vessie

L'échographie peut montrer une lésion tissulaire végétante : il y a alors indication d'une cystoscopie et d'une uro-TDM pour le bilan d'extension.

Prostate

L'échographie est peu sensible pour la détection des tumeurs prostatiques mais l'échographie endorectale permet de guider les biopsies.

Pathologie infectieuse

Les cystites simples ne nécessitent pas d'examen d'imagerie. En revanche, les infections urinaires fébriles (pyélonéphrites) nécessitent au moins une échographie pour vérifier l'absence d'obstacle. Dans les cas difficiles, une scintigraphie corticale peut aider à porter le diagnostic puis à apprécier d'éventuelles séquelles parenchymateuses.

Une pyélonéphrite chez l'homme et une pyélonéphrite récidivante chez la femme doivent faire rechercher un reflux vésicorénal par une cystographie.

Imagerie uronéphrologique en cas d'insuffisance rénale non dialysée : que faire ?

D'une manière générale, il faut privilégier l'échographie et, lorsqu'une injection de produit de contraste est nécessaire, il est parfois suffisant de faire une injection de produit de contraste ultrasonore (les microbulles ne sont pas néphrotoxiques).

S'il est néanmoins nécessaire de faire une TDM ou une IRM, il faut privilégier l'IRM. En effet, parfois l'IRM résout les problèmes sans injection de produit de contraste grâce à sa grande richesse en contraste T1 et T2.

Si l'injection est finalement nécessaire, les chélates de gadolinium ne sont pas néphrotoxiques alors que les produits de contraste iodés le sont. Il est donc préférable d'utiliser l'IRM et les chélates de gadolinium plutôt que la TDM et les produits de contraste iodés.

Toutefois, en cas d'insuffisance rénale sévère ($DFG < 30$ mL/min), les chélates de gadolinium circulent dans le sang pendant des heures avant d'être lentement éliminés. Cette longue circulation peut entraîner une dissociation de l'ion gadolinium de son chélateur. Or le gadolinium libre est très toxique et provoque une complication retardée grave : la fibrose néphrogénique systémique. En cas d'insuffisance rénale, il faut donc utiliser les chélates de gadolinium les plus stables (macrocycliques).

En résumé, en cas d'insuffisance rénale sévère non dialysée, on utilise de préférence dans l'ordre et en fonction des indications : l'échographie et l'échographie de contraste ;

l'IRM sans injection ;

l'IRM avec injection de chélates de gadolinium macrocycliques ;

la TDM sans injection.



Essentiel à retenir

- Les principales techniques d'imagerie morphologique utilisées pour l'étude des reins et des voies urinaires sont l'échographie, la TDM (TDM rénale et uro-TDM) et l'IRM (IRM rénale et uro-IRM).
- Les techniques d'imagerie en coupes (TDM et IRM) nécessitent l'utilisation d'agent de contraste et des temps d'acquisition précis après l'injection pour étudier le cortex rénal, la médullaire et des voies urinaires (paroi et contenu).
- L'échographie est un examen non invasif, le plus souvent réalisé en première intention en cas d'affection urinaire.
- La TDM est l'examen de référence en pathologie des voies urinaires (uro-TDM), la détection et la caractérisation des syndromes de masse rénaux (TDM rénale). Ses limites sont l'irradiation et l'utilisation d'un produit de contraste iodé.
- L'IRM peu invasive est très performante. Elle peut être utilisée en cas de contre-indication à la TDM, ou en complément de celle-ci en cas de doute diagnostique (par exemple : caractérisation d'une masse rénale). Il permet également l'exploration rénale (IRM rénale) des voies urinaires excrétrices (uro-IRM), des testicules et de la prostate.
- La scintigraphie rénale donne des informations sur la fonction rénale et l'état du parenchyme rénal. La mesure des fonctions relatives permet d'apprécier le retentissement d'une affection touchant un seul rein.

Entraînement 26.1 QCM

QCM 1

- Un kyste simple en échographie est une formation : Anéchogène
- Avec un renforcement postérieur

- De contours nets
- Sans paroi
- Avec des cloisons

QCM 2

- Une uro-TDM est une TDM qui comprend obligatoirement une phase : Sans injection de produit de contraste
- Avec injection à un temps corticale (35 s)
- Avec injection à un temps néphrographique (90 s)
- Avec injection à un temps portale (70 s)
- Avec injection à un temps excrétoire (> 3 min)

QCM 3

5. Parmi les signes suivants, quels sont ceux qui évoquent une dilatation des cavités pyélocalicielles ?
Un aspect en boule des calices
6. Une perte de la concavité du bord inférieur du pelvis
7. Une augmentation du diamètre antéro-postérieur du pelvis
8. Un retard d'apparition de la néphrographie
9. Un retard d'opacification de la voie excrétrice

QCM 4

5. Lors d'une obstruction urinaire aiguë, il peut classiquement exister : Une dilatation des cavités pyélocalicielles
6. Une néphromégalie
7. Un amincissement du parenchyme rénal
8. Une image de fixation très intense des traceurs tubulaires au niveau du rein
9. Parfois un épanchement autour du rein.

QCM 5

5. En TDM, les critères de bénignité d'une lésion kystique sont : Une densité homogène, voisine de celle de l'eau (de -15 à 20 UH)
6. L'absence de rehaussement de la densité de la masse après injection de produit de contraste
7. Des contours nets
8. Une paroi externe très fine et régulière
9. Une paroi épaisse et rehaussée après injection

QCM 6

5. Pour mesurer la fonction individuelle des deux reins de manière absolue, il faut réaliser : Une échographie
6. Une TDM
7. Une cystographie
8. Une scintigraphie
9. Une mesure de clairance

QCM 7

4. Les traceurs suivants permettent de réaliser une scintigraphie dynamique : ^{99m}Tc -MAG3

5. ^{99m}Tc -EC
6. ^{99m}Tc -DMSA
7. ^{99m}Tc -DTPA
8. ^{51}Cr -EDTA

QCM 8

- Déterminez parmi les examens suivants ceux qui sont des examens dynamiques, consistant à suivre le devenir d'un agent diagnostique capté par les reins : Scintigraphie au ^{99m}Tc -MAG3
 - Uro-IRM
 - Échographie rénale
 - Cystographie isotopique
 - Uro-TDM
-

Chapitre 27 Imagerie des seins et du pelvis féminin

I. Thomassin-Naggara and O. Humbert

Plan du chapitre

- Gynécologie 308
- Sénologie 311



Objectifs

Gynécologie

- Connaître les différentes techniques d'exploration pour la pathologie gynécologique.
- Connaître quelques éléments d'anatomie et de séméiologie normales en imagerie gynécologique.
- Connaître les différents éléments sémiologiques échographiques et tomodensitométriques (TDM) des principales urgences gynécologiques.
- Connaître le signal des principaux liquides et solides rencontrés dans les tumeurs ovariennes en imagerie par résonance magnétique (IRM).

Sénologie

- AAAA Connaître les techniques d'exploration de la pathologie mammaire. Savoir expliquer à la patiente la technique de la mammographie.
- BBBB Connaître l'existence du dépistage de masse organisé et sa cible.
- CCCC Connaître les principales indications des examens sénologiques diagnostiques.
- DDDD Connaître les principaux éléments sémiologiques en imagerie mammaire.
- EEEE Connaître les principaux examens sénologiques interventionnels.
- FFFF Connaître le principe et les principales modalités du bilan d'extension du cancer du sein.
- GGGG Comprendre l'intérêt et les perspectives de l'imagerie TEP dans le cancer du sein.
- HHHH Connaître la technique du nœud lymphatique sentinelle.

La place de l'imagerie dans l'exploration en pathologie gynécologique et mammaire est centrale, permettant de diagnostiquer, surveiller la patiente sous traitement et dépister des patientes asymptomatiques. Nous avons à notre disposition une large gamme de techniques d'imagerie utilisant les rayons X, les ultrasons, l'IRM ou les isotopes.

Gynécologie

Techniques d'exploration pour la pathologie gynécologique

L'examen de première intention, quel que soit le symptôme présenté par la patiente en gynécologie est **l'échographie pelvienne par voie sus-pubienne et par voie endovaginale** avec Doppler. Cet examen se fait dans la continuité de l'examen clinique et permet parfois à lui seul de diagnostiquer une maladie ou d'orienter la patiente vers d'autres techniques d'imagerie. L'échographie par voie endovaginale présente une excellente résolution spatiale en raison de l'utilisation d'une sonde à haute fréquence placée au contact des structures utéro-ovariennes, sans l'interposition des muscles et de la graisse de la

paroi abdominale. De plus, il s'agit d'un examen dynamique permettant de réaliser une palpation abdominale en même temps que l'examen échographique.

Les examens pouvant compléter l'échographie endovaginale et sus-pubienne sont tout d'abord l'**IRM pelvienne** avec ou sans injection de produit de contraste à base de gadolinium. Elle permet d'explorer l'anatomie du pelvis féminin et est très utile pour la caractérisation des structures liquidiennes et solides situées dans le pelvis féminin. Cette technique permet de combiner des séquences morphologiques pondérées en T2, T1, T1 avec suppression de graisse, T1 après injection de gadolinium ainsi que l'utilisation de séquences fonctionnelles permettant de différencier une tumeur bénigne d'une tumeur maligne (IRM avec injection dynamique de gadolinium, étude de la perfusion, imagerie de diffusion).

La **TDM abdominopelvienne** est parfois utile dans un contexte d'urgence, car une douleur pelvienne n'est pas toujours d'origine gynécologique mais peut aussi être d'origine digestive ou urinaire. Elle présente un moins bon contraste tissulaire que l'IRM pelvienne mais une meilleure résolution spatiale. La TDM abdominopelvienne se fait le plus souvent sans et après injection de produit de contraste à base d'iode. La TDM est l'examen de référence du bilan d'extension des cancers ovariens car il permet la visualisation des métastases péritonéales sous la forme de petits implants péritonéaux.

En imagerie gynécologique, le seul examen permettant d'analyser la morphologie des trompes ainsi que leur perméabilité est l'**hystéro-salpingographie**. Cet examen se fait à l'aide de rayons X après opacification rétrograde des trompes par l'injection d'un produit de contraste radio-opaque à travers le col utérin. Sa principale indication est le bilan d'infertilité.

La **TEP-TDM** au ^{18}F -FDG peut être indiquée pour réaliser le bilan d'extension initial de certaines tumeurs pelviennes (col utérin, endomètre, ovaires), lorsqu'elles sont localement avancées. La TEP au ^{18}F -FDG est surtout utile pour réaliser le bilan d'extension régional et à distance, c'est-à-dire détecter un éventuel envahissement des nœuds lymphatiques régionaux (diffusion lymphogène) ou la présence de localisations secondaires (métastases) plus à distance (diffusion hématogène).

Éléments d'anatomie et de séméiologie normales en imagerie gynécologique

L'utérus est situé au-dessus et en arrière de la vessie et en avant du rectum. Chez la femme en âge de procréer, il a une forme de poire inversée, il est médian, plus ou moins dévié latéralement et anté- ou rétroversé. Ses quatre segments (col, isthme, corps et fond utérin) sont identifiables en échographie et en IRM (figure 27.1). L'utérus est composé de trois structures : la *cavité utérine*, l'*endomètre*, qui correspond à la muqueuse recouvrant la cavité utérine et le *myomètre*, qui est la portion la plus épaisse de l'utérus, correspondant à du muscle lisse. Au cours du cycle menstruel, l'échostructure et l'épaisseur de l'endomètre se modifient de façon physiologique : il est fin et plutôt hypoéchogène en première partie de cycle et s'épaissit et devient progressivement plus hyperéchogène en seconde partie de cycle. Les trompes ne sont pas visibles à l'état normal en raison de leur finesse.

Figure 27.1

Coupes IRM en pondération T2 du pelvis d'une femme de 30 ans.

1. fond de l'utérus ; 2. corps de l'utérus ; 3. col de l'utérus ; 4. vagin ; 5, 6. ovaires droit et gauche (plusieurs follicules sont visibles sous la forme de structures arrondies et hyperintenses) ; 7. rectum ; 8. vessie ; 9. anse grêle ; 10. corps du pubis ; 11. coccyx ; 12. têtes fémorales. Les étoiles sont dans la lumière utérine bordée par l'endomètre, les flèches blanches montrent un seul récessus recto-utérin (cul-de-sac de Douglas), point déclive de la cavité péritonéale où s'accumulent les petits épanchements liquidiens.

A. Coupe sagittale.

B. Coupe parasagittale droite.

C. Coupe frontale.

D. Coupe horizontale. L'utérus est antéversé, un peu dévié à droite.

Les ovaires sont le plus souvent situés de part et d'autre de l'utérus, en dedans des vaisseaux iliaques externes. Ils sont de forme ovale et contiennent plusieurs follicules (figure 27.2). En échographie, les follicules apparaissent ronds et anéchogènes mesurant entre 2 et 10 mm environ, harmonieusement répartis au sein du parenchyme ovarien. Le volume de l'ovaire varie en fonction de l'âge et du cycle.

Figure 27.2

Ovaire normal d'une patiente en période d'activité génitale en échographie par voie endovaginale.

Éléments sémiologiques échographiques et tomodensitométriques des principales urgences gynécologiques

Les deux principaux symptômes motivant une consultation en urgence en gynécologie sont la douleur pelvienne aiguë et le saignement d'origine gynécologique.

Douleurs pelviennes

Grossesse extra-utérine

Chez la femme en période d'activité génitale, la survenue d'une douleur pelvienne aiguë nécessite de rechercher avant tout une grossesse extra-utérine. Si le dosage de l'hormone chorionique gonadotrope humaine (hCG) est positif, l'examen à pratiquer en première intention et en urgence est une échographie endovaginale à la recherche d'une grossesse évolutive. Les signes échographiques en faveur d'une grossesse extra-utérine sont la présence d'un utérus vide, d'un pseudo-sac ou de kystes dans l'endomètre associés à des signes annexiels que sont un embryon extra-utérin, un sac gestationnel ou plus fréquemment une masse tubaire (figure 27.3). On peut retrouver un épanchement pelvien non spécifique qui est non prédictif de rupture et dont l'échogénicité est variable. Une grossesse extra-utérine est habituellement très vascularisée en mode Doppler couleur.

Figure 27.3

Grossesse extra-utérine en échographie par voie endovaginale.

En cas de doute diagnostique, un contrôle échographique toutes les 24 à 48 heures et une surveillance du taux de bêta-hCG sont proposés.

L'un des principaux diagnostics différentiels est la rupture de kyste lutéal hémorragique qui se traduit par la présence également d'un hémopéritoine mais avec un rehaussement annulaire aplati caractéristique du kyste ovarien.

Torsion d'annexe

Devant des douleurs pelviennes aiguës, le second diagnostic à évoquer est celui de torsion d'annexe. Elle est plus fréquente chez la femme enceinte mais peut également survenir en l'absence de grossesse, parfois parce qu'une tumeur de l'ovaire (tumeur organique bénigne, kyste fonctionnel) a entraîné la torsion. Les signes à rechercher sont, en échographie, une masse annexielle, un déplacement de l'annexe du côté controlatéral ou en position médiane, un épaississement de la trompe et la présence d'un tour de spire de la trompe tordue. Il existe des torsions d'annexe sur ovaire sain chez la patiente jeune (en raison d'un défaut de fixation de la gonade ou d'une augmentation de son volume) ; dans ce cas, le diagnostic est suspecté devant un œdème ovarien important avec déviation périphérique des follicules. En cas de doute diagnostique en échographie endovaginale, on peut proposer de réaliser une IRM pelvienne (figure 27.4) ou une TDM abdominopelvienne.

Figure 27.4

Torsion d'annexe (coupe sagittale en IRM en pondération T2).

Infection génitale haute (salpingite aiguë)

Le 3^e diagnostic par ordre de gravité à évoquer devant des douleurs pelviennes aiguës est celui d'infection génitale haute. L'infection est d'origine endométriale et s'étend à la trompe et éventuellement à l'ovaire. En imagerie, les signes sont le plus souvent bilatéraux, asymétriques et centrés sur la trompe. Il existe des images tubulées bilatérales dont la paroi est épaissie, correspondant aux trompes infectées. Elles sont très vascularisées en Doppler en échographie et se rehaussent de façon importante en IRM ou en TDM. Il s'y associe une infiltration de la graisse sous-péritonéale se traduisant par des plages de contours flous et de densité plus élevée de la graisse en TDM.

Endométriose

L'endométriose pelvienne est habituellement responsable de douleurs pelviennes chroniques souvent rythmées par les menstruations (dysménorrhées), de douleurs pelviennes lors des rapports sexuels (dyspareunie) et d'infertilité. Elle est explorée en échographie et en IRM.

Saignement d'origine gynécologique

Dans le cadre de l'urgence et devant des saignements abondants d'origine gynécologique, l'échographie par voie endovaginale recherche une anomalie endométriale ou myométriale. L'utilisation du Doppler est fondamentale dans cette indication à la recherche d'une malformation artérioveineuse, qui correspond à une image intramyométriale très vascularisée avec présence de foyers à haute vitesse (> 1 m/s). Une embolisation des artères utérines est réalisée sous guidage par rayons X (cf. « Processus hémorragiques »).

Signal des principaux liquides et solides rencontrés dans les tumeurs ovariennes en IRM

Une masse ovarienne peut être uni- ou pluritissulaire, être purement liquidienne, purement solide ou mixte. L'IRM est l'examen de choix car la combinaison des différentes séquences permet d'approcher une caractérisation de la masse.

Ainsi, les masses liquidiennes pures sont homogènes, en hypersignal en T2 et hyposignal en T1. La graisse est en hypersignal T1, disparaissant après saturation du signal de la graisse : cet aspect est retrouvé dans le kyste dermoïde ou le tératome ovarien. Le sang est également en hypersignal T1, mais ne disparaît pas après saturation du signal de la graisse : cet aspect est retrouvé dans l'endométriome ovarien ou dans le kyste lutéal hémorragique.

Une tumeur ovarienne maligne présente une composante tissulaire qui se rehausse après injection de gadolinium. Les tumeurs malignes sont souvent en signal T2 intermédiaire et en hypersignal en diffusion (figure 27.5).

Figure 27.5

Masse ovarienne (coupes axiales en IRM en pondération T2/T1/T1 avec injection dynamique de gadolinium/courbe de perfusion IRM).

Masse ovarienne uniloculaire avec végétations en signal T2 intermédiaire (flèche), se rehaussant après injection de gadolinium selon une courbe de type 2 (rehaussement modéré avec un plateau courbe rouge comparativement au myomètre [courbe verte]). Il s'agissait d'une tumeur borderline séreuse de l'ovaire.

Sénologie

Techniques d'exploration en pathologie mammaire

En imagerie mammaire, nous disposons de trois types d'examen d'imagerie diagnostique : la mammographie fondée sur les rayons X, l'échographie fondée sur les ultrasons et l'IRM. Nous abordons essentiellement les deux premières techniques dans cette partie.

La mammographie est une technique d'imagerie par rayons X qui permet de détecter les principales anomalies séméiologiques évocatrices d'un cancer du sein qui sont par ordre de fréquence des masses, des microcalcifications, des distorsions architecturales ou des asymétries de densité soit des masses, soit des non-masses (asymétrie de densité, distorsion architecturale ou foyer de microcalcifications). La nécessité de détecter des anomalies de très petite taille et la mobilité normale du sein rendent nécessaire l'utilisation d'un système de compression permettant de bloquer le sein contre un détecteur dont la résolution spatiale est excellente (< 100 micromètres). Deux incidences sont réalisées, l'une de face et l'autre oblique (à 45°) pour couvrir l'ensemble de la glande mammaire et repérer les anomalies dans l'espace.

L'aspect d'un sein en mammographie est très variable en fonction des patientes et de leur statut hormonal. Dans un sein normal, on décrit quatre composantes anatomiques principales qui expliquent le signal radiologique : l'unité ductulolobulaire terminale et les canaux galactophoriques qui constituent le tissu glandulaire, le tissu fibreux et le tissu adipeux. En fonction de la proportion de tissu fibroglandulaire et de tissu adipeux de chacun de ces éléments, le sein est dense (tissu majoritairement fibreux et/ou glandulaire) ou radio-transparent (tissu majoritairement grasseux). La majorité des femmes présentent des seins de densité intermédiaire (densité types B et C selon le lexique Breast Imaging-Reporting And Data System [BI-RADS] de l'American College of Radiology [ACR]). Les seins grasseux (densité type A) représentent 20 % de la population et les seins très denses (densité type D) représentent 10 % de la population. Avec l'âge, il existe une disparition progressive du tissu fibroglandulaire et donc une diminution progressive de la densité mammaire (figure 27.6). C'est la raison pour laquelle, les seins des femmes jeunes, classiquement plus denses, sont plus facilement explorés en échographie tandis que les seins des femmes plus âgées, classiquement moins denses, s'explorent plus aisément en mammographie.

Figure 27.6

Densité mammaire.

Clichés mammographiques obliques montrant les différents types de densité mammaire.

Le cancer du sein naît dans l'unité ductulolobulaire terminale et se traduit le plus souvent par une masse dense. Il est donc facile à détecter dans un sein grasseux mais plus difficile à détecter dans un sein dense ou très dense (densité types C et D) (figure 27.7).

Figure 27.7

Mammographie bilatérale montrant une masse dense de forme ronde de contours spiculés correspondant à un carcinome canalaire invasif.

Dans ce cas, il est nécessaire de compléter la mammographie par une **échographie mammaire**.

En échographie mammaire, un cancer du sein se traduit par un nodule hypoéchogène qui se voit mieux dans le tissu fibroglandulaire (hyperéchogène) que dans la graisse qui est hypoéchogène (figure 27.8). L'échographie mammaire est donc un examen complémentaire de la mammographie. Elle permet de plus d'analyser la dureté des tissus, ce qui aide à reconnaître les cancers qui sont classiquement durs à la palpation, caractéristique retrouvée en mode élastographique échographique.

Figure 27.8

Échographie mammaire montrant une masse irrégulière de contours spiculés avec un halo hyperéchogène. Cette masse est classée ACR5.

Dépistage de masse organisé et sa cible

Le dépistage organisé du cancer du sein repose en France sur la réalisation d'une mammographie bilatérale pour les femmes âgées entre 50 et 74 ans, une fois tous les deux ans. Ce dépistage a montré sa capacité à détecter précocement le cancer du sein et à améliorer la survie des patientes. La mammographie bilatérale doit être accompagnée d'un examen clinique. Cet examen fait l'objet de règles strictes d'acquisition (contrôle qualité des mammographes) et d'interprétation (lexique BI-RADS). Afin de limiter les erreurs diagnostiques, une double lecture est organisée à l'échelon régional.

Principales indications des examens sénologiques diagnostiques

- Outre le dépistage systématique chez des patientes indemnes qui se fait par mammographie bilatérale éventuellement associée à une échographie si la patiente a des seins denses ou très denses ou si une anomalie est détectée sur la mammographie, la patiente peut se présenter d'emblée avec un symptôme mammaire nécessitant une exploration. En cas de masse palpable chez une patiente de moins de 35 ans, une échographie mammaire est réalisée en première intention. Chez les patientes de plus de 35 ans, une mammographie avec une échographie mammaire est recommandée.
- En cas d'écoulement mamelonnaire, une mammographie et une échographie sont réalisées, éventuellement complétées par une galactographie (opacification d'un canal galactophorique par produit de contraste) en cas d'écoulement unipore. Si la réalisation de la galactographie est impossible, une IRM mammaire est une bonne alternative pour faire le diagnostic de toute atteinte intragalactophorique.
- En cas d'adénopathie axillaire suspecte, une exploration de la glande mammaire est réalisée par mammographie et échographie. Si ces examens sont normaux, une IRM mammaire est pratiquée.
- En cas de rétraction cutanée ou d'anomalie de la plaque aréolo-mamelonnaire le bilan commence par une mammographie suivie d'une échographie. Si ces examens sont normaux, une IRM mammaire est pratiquée.

Éléments sémiologiques en imagerie mammaire

- En imagerie mammaire, il existe deux types d'anomalies : les masses correspondent à un volume tissulaire envahissant l'espace. Une masse est décrite en fonction de ses contours (critère ayant la plus grande valeur diagnostique), sa forme et ses caractéristiques internes. En échographie, on ajoute des critères de déformabilité (élastographie, technique d'imagerie permettant d'analyser la déformabilité des tissus sous l'impulsion d'une onde ultrasonore). En IRM, on ajoute des critères de néovascularisation (courbe de rehaussement après injection de gadolinium) ;
- les anomalies sans masse correspondent à différentes entités en fonction de la modalité d'imagerie considérée. En mammographie, les non-masses sont les foyers de microcalcifications, les asymétries de densité et les distorsions architecturales. En échographie, il s'agit de zones hypoéchogènes mal limitées. En IRM, il s'agit de rehaussement sans masse dont on décrit la distribution et les caractéristiques internes de rehaussement après injection de gadolinium.

En fonction de ces différents critères descriptifs, les anomalies sont classées selon le lexique BI-RADS en cinq catégories. Ces catégories sont directement en lien avec la valeur prédictive positive de malignité (le risque que la lésion soit un cancer).

Un cancer du sein invasif se présente typiquement en mammographie sous la forme d'une masse hyperdense irrégulière de contours spiculés. En IRM, elle se rehausse précocement et intensément avec lavage secondaire (chute du signal après un pic de plus de 15 %). Les deux principaux diagnostics différentiels sont : l'adénofibrome qui est une tumeur bénigne solide intramammaire de contours lisses de forme ovale en mammographie et en échographie se rehaussant en IRM de façon peu intense et progressive (figure 27.9).

le kyste intramammaire qui peut être simple et se présenter sous la forme d'une structure liquidienne anéchogène ou complexe échogène.

Figure 27.9

Diagnostic différentiel du cancer du sein : adénofibrome.

En mammographie (A, B), il existe une masse peu dense de contours lisses de forme ovale (flèche) correspondant en échographie (C) à la présence d'un nodule hypoéchogène homogène de contours macrolobulés typique.

Un cancer du sein *in situ* (strictement intracanaulaire) se présente typiquement sous la forme d'anomalies sans masse, sous forme le plus souvent d'un foyer de calcifications (figure 27.10) dont la topographie suit les canaux galactophores (donc segmentaire orienté vers le mamelon). Certaines formes de cancers *in situ* de haut grade se traduisent en IRM sous la forme d'anomalies sans masse de trajet galactophorique (figure 27.11).

Figure 27.11

Carcinome canalaire *in situ* en IRM mammaire. Non masse de distribution triangulaire orienté vers le mamelon (segmentaire) (flèche).

Figure 27.10

Foyer de microcalcifications (flèches) en mammographie correspondant à un carcinome canalaire *in situ* du sein droit.

En cas de cancer du sein, il est important de faire le bilan d'extension locorégional du cancer en appréciant la taille tumorale, la présence d'une extension à la peau, à la plaque aréolo-mamelonnaire ou au muscle grand pectoral. De plus, l'imagerie permet d'apprécier l'envahissement lymphatique axillaire et de guider d'éventuels prélèvements percutanés. Le meilleur examen d'imagerie pour ce bilan est l'IRM.

examens sénologiques interventionnels

En sénologie, les biopsies percutanées des lésions mammaires sont relativement aisées. Plusieurs imageries sont possibles pour guider ce geste : guidage mammographique, échographique, IRM, voire TDM. On privilégiera toujours une biopsie sous guidage échographique, car elle est précise et permet de suivre en temps réel la procédure. Lorsque l'anomalie n'est pas visible en échographie mais en mammographie, elle pourra être biopsiée sous guidage stéréotaxique. Lorsqu'une anomalie est visible avec plusieurs modalités d'imagerie et que l'on veut s'assurer qu'il s'agit bien de la même lésion, on peut disposer des marqueurs métalliques en fin de procédure, de façon à pouvoir les visualiser à la fois en mammographie, en échographie et en IRM.

Enfin, lorsqu'une chirurgie conservatrice est envisagée (tumorectomie), le radiologue réalise un repérage préalable dans la glande mammaire par un fil ou un clip métalliques pour aider le chirurgien à faire l'exérèse d'une zone tumorale visible sur l'imagerie, mais parfois difficilement repérable à l'examen clinique et en peropératoire (figure 27.12).

Figure 27.12

Repérage préopératoire d'un cancer du sein en mammographie. Grâce à un fil métallique, positionné par voie percutanée, le chirurgien peut retrouver l'anomalie à opérer.

Modalités du bilan métastatique d'extension du cancer du sein

Le bilan d'extension vise à rechercher les localisations métastatiques d'un cancer du sein évolué. Il convient de rechercher en premier les métastases osseuses, pulmonaires et hépatiques, les autres sites de métastases étant des diagnostics cliniques (nœuds lymphatiques, peau, etc.) ou n'ayant qu'une incidence faible. Cette recherche s'effectue en combinant différentes modalités d'imagerie qui explorent un ou plusieurs de ces organes à risque : radiographie de thorax, échographie abdominale, scintigraphie osseuse, TDM thoraco-abdominale, TEP au ^{18}F -FDG, etc.

Un bilan d'extension par imagerie n'est pas systématique lors de la découverte d'un cancer du sein. En effet, pour les petites tumeurs asymptomatiques, la prévalence des métastases est faible et les examens d'imagerie exposent surtout au risque de résultats « faux positifs ». Citons l'exemple de la découverte fortuite d'un nodule pulmonaire bénin faisant suspecter à tort une métastase pulmonaire. Ce résultat faux positif risque d'inquiéter inutilement la patiente, d'aboutir à des gestes invasifs supplémentaires (biopsie du nodule pulmonaire) et de retarder la mise en route de son traitement.

Intérêt et perspectives de l'imagerie TEP dans le bilan des cancers pelviens et des cancers du sein

La TEP au ^{18}F -FDG peut être utilisée pour le bilan d'extension des cancers du col utérin de stade avancé, de l'endomètre en cas de risque élevé de métastases (figure 27.13), de l'ovaire et du sein. Elle est utile au suivi de la réponse à la chimiothérapie et la recherche de récurrence. Par ailleurs, dans les perspectives pour la prise en charge initiale du cancer du sein, de nouveaux médicaments radiopharmaceutiques (MRP) émergent. Leur objectif est d'identifier l'expression par les cellules tumorales de la cible moléculaire d'un agent thérapeutique, afin de mieux prédire son efficacité et d'adapter de façon individuelle le traitement. Parmi ces nouveaux MRP, citons l'exemple de l'imagerie de l'expression cellulaire des récepteurs aux œstrogènes. Le 16α - ^{18}F -fluoro- 17β -œstradiol (^{18}F -FES) est un analogue de l'œstradiol marqué au ^{18}F ; il se fixe aux récepteurs des œstrogènes s'ils sont exprimés *in vivo* par les cellules tumorales. La TEP au ^{18}F -FES permet alors de visualiser l'expression globale des récepteurs des œstrogènes par la maladie métastatique (figure 27.14). Cet examen pourrait permettre à terme de mieux cibler les patientes éligibles à un traitement hormonal (en fait, il s'agit d'une « antihormone ») qui permet de stopper la croissance des cellules tumorales en s'opposant aux effets stimulants des œstrogènes.

Figure 27.14

Examens TEP au ^{18}F -FDG et au ^{18}F -FES pour une même patiente présentant un cancer du sein métastatique.

Les lésions cancéreuses, visibles sur la TEP au ^{18}F -FDG (images de gauche), ont une expression hétérogène des récepteurs aux œstrogènes sur la TEP au ^{18}F -FES (images de droite) : la lésion mammaire droite fixe intensément le ^{18}F -FES (flèches rouges), les adénopathies médiastinales ne le fixent pas (flèches jaunes), la métastase osseuse de la branche ischio-pubienne gauche le fixe faiblement (flèches vertes). Enfin, la métastase hépatique n'est pas évaluable du fait du métabolisme hépatique physiologique du ^{18}F -FES (flèches bleues).

Figure 27.13

Examen TEP au ¹⁸F-FDG dans le bilan d'extension d'une tumeur du corps utérin grade 2, avec infiltration inférieure à 50 % du myomètre à l'IRM. L'examen montre la lésion du corps utérin (flèches vertes) (A, D) associée à une lésion du segment VIII du foie (flèches bleues) (B, E) et à une atteinte lymphatique précave (flèches roses) (C, F).

Technique du « ganglion sentinelle » (ou du nœud lymphatique sentinelle)

Principe

La recherche du nœud lymphatique sentinelle est une technique qui vise à identifier le nœud lymphatique le plus à risque d'invasion par les cellules malignes d'une tumeur (Cf. « Processus tumoraux »).

Au cours de leur évolution, certaines cellules tumorales se « détachent » de la tumeur primitive et se propagent dans l'organisme via par la circulation lymphatique. Elles vont alors être arrêtées par les nœuds lymphatiques qui se trouvent sur ce réseau lymphatique et qui fonctionnent comme des filtres. Les cellules tumorales s'y multiplient et infiltrent le tissu lymphatique. La connaissance de cet envahissement lymphatique est indispensable pour guider le choix du traitement optimal. Cette information peut être obtenue grâce à la technique du nœud lymphatique sentinelle.

Le principe du nœud lymphatique sentinelle repose sur la progression ordonnée des cellules tumorales au sein des nœuds du système lymphatique, de proche en proche, sans saut de relais lymphatique. Le premier nœud lymphatique sur cette chaîne lymphatique est appelé nœud lymphatique sentinelle. Si ce premier relais n'est pas envahi, alors les nœuds lymphatiques suivants seront également indemnes. S'il est envahi, alors les cellules tumorales ont pu diffuser dans les autres nœuds lymphatiques.

La technique du nœud lymphatique sentinelle vise à identifier le nœud lymphatique sentinelle parmi tous les autres nœuds lymphatiques locorégionaux et permettre une exérèse/analyse sélective de ce seul nœud lymphatique. Si son analyse histologique ne montre pas d'infiltration tumorale, alors le curage lymphatique extensif (exérèse de tous les nœuds lymphatiques de cette même région) n'est pas nécessaire. L'intérêt pour la patiente est alors d'éviter la morbidité postopératoire d'un curage lymphatique étendu (risque de lymphœdème). Si l'analyse histologique du nœud lymphatique sentinelle révèle la présence de cellules tumorales, un curage ganglionnaire complet doit généralement compléter l'exérèse du nœud lymphatique sentinelle.

Indications

Son indication la plus fréquente est le cancer du sein de moins de 3 cm. Cette technique peut également être appliquée au mélanome ou, plus occasionnellement, à d'autres localisations telles que les cancers de la vulve, du col utérin, de la prostate, certains cancers ORL. Aucun envahissement lymphatique ne doit être suspecté à l'examen clinique ou à l'échographie (sinon, un curage lymphatique complet est plutôt réalisé directement).

Réalisation

La recherche du nœud lymphatique sentinelle du cancer mammaire peut se faire selon différentes méthodes.

Repérage visuel colorimétrique

Pendant l'intervention chirurgicale, le chirurgien injecte un traceur lymphotrope coloré (du bleu patenté) au sein de la tumeur ou au niveau du mamelon. Après quelques minutes, le colorant est drainé par le système lymphatique jusqu'au nœud lymphatique sentinelle, qui le « bloque » et se colore. Le nœud lymphatique sentinelle pourra être repéré visuellement par le chirurgien qui fera son exérèse et l'adressera pour un examen anatomopathologique extemporané (c'est-à-dire au cours de l'acte chirurgical).

Repérage par la méthode isotopique

Quelques heures avant l'intervention, le MRP est injecté à proximité de la tumeur du sein (le plus souvent quatre injections sous-cutanées péri-aréolaires). Il s'agit de petites particules dont le diamètre va de 50 à 100 nm (sulfure de rhénium colloïdal ou nanocolloïdes d'albumine humaine), marquées au ^{99m}Tc . La taille de ces particules leur permet de circuler dans le système lymphatique, sans passer dans le système sanguin. Le transport vers les nœuds lymphatiques est rapide (quelques minutes à quelques heures).

Une lymphoscintigraphie (visualisation du drainage lymphatique du radio-traceur grâce à une gamma-caméra) est ensuite réalisée. Les images statiques sont centrées sur les régions mammaire et axillaire homolatérales afin de visualiser la ou parfois les voie(s) de drainage lymphatique amenant vers le nœud lymphatique. Le ganglion sentinelle va apparaître comme un foyer hyperfixant intense au sein de la région lymphatique axillaire, du fait de la concentration du traceur (figure 27.15). Une sonde de détection de la radioactivité permettra au chirurgien de repérer le nœud lymphatique sentinelle pendant l'intervention chirurgicale. Le nœud lymphatique sentinelle est souvent unique, mais peut parfois être multiple du fait de plusieurs conduits lymphatiques émanant de la région mammaire. Il est observé dans la région axillaire, parfois également dans la région thoracique interne.

Figure 27.15

Lymphoscintigraphie aux nanocolloïdes d'albumine marquée au technétium 99m d'un cancer du sein gauche.

Repérage par tomoscintigraphie couplée à un scanner : visualisation des deux points d'injection (cercle vert) et d'un nœud lymphatique sentinelle axillaire (flèches).



Essentiel à retenir

- L'exploration des affections gynécologiques se fait en première intention par une échographie pelvienne par voie sus-pubienne et endovaginale avec Doppler.
 - L'exploration en pathologie mammaire se fait par mammographie et échographie. Dans certains cas, on sera amené à compléter le bilan par une IRM.
 - L'anatomie du sein permet un accès simple aux techniques de biopsies percutanées qui pourront se faire sous guidage mammographique, échographique ou IRM.
-

Entraînement 27.1 QCM

QCM 1

- Quels signes échographiques sont évocateurs de torsion d'annexe ? Tour de spire
- Épaississement tubaire
- Kystes endométriaux

- Présence d'un flux Doppler dans la trompe
- Épanchement intrapéritonéal

QCM 2

- Quelles sont les signes mammographiques en faveur d'un cancer du sein ? La présence d'une masse contenant de la graisse
- La présence de contours spiculés
- La présence d'un foyer de microcalcifications
- La présence de macrocalcifications
- La présence d'une adénopathie visible dans le creux axillaire

QCM 3

- Durant quelle période le dépistage organisé du cancer du sein est-il recommandé ? 30–64 ans
- 45–74 ans
- 50–74 ans
- 55–74 ans
- 60–84 ans

QCM 4

- Quelle(s) est (sont) la (les) proposition(s) vraie(s) concernant la technique du nœud lymphatique sentinelle dans le cancer du sein ? La recherche du nœud lymphatique sentinelle vise à identifier le nœud lymphatique le plus à risque d'envahissement par les cellules malignes tumorales
 - Si le nœud lymphatique sentinelle n'est pas infiltré par les cellules tumorales, il faut faire l'exérèse des autres nœuds lymphatiques axillaires
 - Son indication est le cancer du sein localement avancé avec forte suspicion d'envahissement lymphatique à l'examen clinique ou à l'échographie
 - Pour la technique isotopique, on utilise de petites particules dont le diamètre va de 50 à 100 nm, marquées au ^{99m}Tc
 - Le traceur est injecté dans la région axillaire et diffuse jusqu'aux nœuds lymphatiques par la voie vasculaire
-

Chapitre 28 Imagerie des glandes endocrines

D. Taïeb , P. Otal and M. Montaudon

Plan du chapitre

- Thyroïde 320
- Parathyroïdes 322
- Surrénales 323
- Pancréas 325



Objectifs

III Connaitre les principales techniques d'exploration et la radio-anatomie de la thyroïde, des parathyroïdes, des surrénales et du pancréas.

JJJ Connaitre la place relative des techniques d'imagerie fonctionnelle et morphologique dans les principales pathologies endocrines.

KKKK Connaitre en TDM et en IRM les signes élémentaires des pathologies tumorales endocrines (nodule thyroïdien, adénome surrénalien, insulinome).

Thyroïde

Généralités

Les examens d'imagerie sont demandés lors du diagnostic clinique ou biologique d'une affection thyroïdienne. Il peut s'agir soit d'un trouble fonctionnel (hyperthyroïdie ou hypothyroïdie), soit d'une anomalie morphologique (palpation d'une masse ou d'un goitre, recherche d'un cancer primitif thyroïdien). L'imagerie de la thyroïde repose sur deux techniques principales : l'échographie et la scintigraphie thyroïdienne.

Techniques et séméiologie normale

Échographie

La thyroïde est un organe superficiel, dont l'exploration peut être réalisée à l'aide de sondes de haute fréquence, avec une excellente résolution spatiale. À l'état normal, la thyroïde est homogène et hyperéchogène par rapport aux muscles adjacents. Les dimensions et la morphologie des deux lobes et de l'isthme thyroïdiens sont explorées dans le plan axial et dans le plan longitudinal (figure 28.1). Lorsqu'il existe un goitre plongeant en intrathoracique, l'échographie peut être insuffisante et il faut avoir recours à l'IRM ou à la TDM.

Figure 28.1

Échographie d'une thyroïde normale en coupes transversale (A) et longitudinale (B).

1. lobe droit ; 2. isthme ; 3. lobe gauche ; 4. muscle sterno-hyoïdien ; 5. muscle sterno-thyroïdien ; 6. trachée ; 7. pédicule vasculaire jugulo-carotidien gauche.

Scintigraphie

Le traceur utilisé est de préférence I^{123} car il permet une quantification de la fixation. À défaut, on utilisera le ^{99m}Tc , plus largement disponible. La scintigraphie est classiquement indiquée en cas de thyro-stimuline (TSH) abaissée ($< 0,60$ mU/L) et *a fortiori* en présence d'une hyperthyroïdie d'origine périphérique avec une TSH inférieure à $0,1$ mU/l. La fixation physiologique de I^{123} est inférieure à 2% en présence d'une TSH effondrée. La scintigraphie permet de distinguer les hyperthyroïdies vraies (fixation de I^{123} préservée), des hyperthyroïdies par relargage des stocks hormonaux préformés (thyroïdites) ou factices (fixation basse de I^{123}) et participe au bilan étiologique des hyperthyroïdies.

Séméiologie pathologique élémentaire

Nodule

Échographie

Le nodule thyroïdien correspond à une masse localisée dans la glande thyroïde. Il peut être unique ou multiple et se développer dans une glande normale ou dans un goitre.

- Devant un nodule thyroïdien, l'échographie cherche les critères en faveur d'une tumeur maligne ou bénigne ou en faveur d'un kyste fonctionnel (figure 28.2A) : nodule anéchogène bien limité avec renforcement postérieur : contenu liquidien = kyste = bénin ;
- nodule hyperéchogène : rarement malin ;
- nodule hypoéchogène, avec présence de microcalcifications, contours irréguliers, grand axe perpendiculaire à la peau : plus souvent malin ;
- nodule avec riche vascularisation péri- et intranodulaire, vitesses circulatoires intranodulaires élevées : plus souvent nodule fonctionnel (à corrélérer au taux de TSH et à une scintigraphie).

Figure 28.2

Échographie thyroïdienne en coupes transversales.

A. Nodule thyroïdien gauche (1) mal limité, hypo-échogène à la thyroïde normale (2), probablement malin. 3 : pédicule vasculaire jugulo-carotidien ; 4 : trachée.

B. Thyroïde volumineuse, hétérogène, plutôt hypoéchogène. 1 : trachée, 2 : lobe thyroïdien droit, 3 : isthme, 4 : pédicule vasculaire jugulo-carotidien droit.

L'échographie ne permet pas de faire un diagnostic anatomopathologique, mais les critères échographiques péjoratifs sont pris en compte dans la classification Thyroid Imaging-Reporting and Database System (TI-RADS), analogue pour la pathologie thyroïdienne de la classification Breast Imaging-Reporting And Data System (BI-RADS) des lésions mammaires.

Elle est également utile pour détecter d'éventuelles adénomégalies et pour guider la cytoponction d'un nodule échographiquement suspect.

Scintigraphie

Elle n'est pas indiquée en cas de TSH normale. Quand elle est réalisée, les nodules hypofixants ou isofixants (dits « froids ») doivent être considérés comme suspects. En revanche, les nodules hyperfixants sont presque toujours bénins. Il n'existe pas de traceur de référence pour le diagnostic de cancer. On utilise parfois le méthoxy-isobutyl-isonitrile (MIBI)- ^{99m}Tc qui a une forte valeur prédictive négative de cancer, en cas d'absence de fixation.

Dysthyroïdies

Maladie de Basedow

Échographie

La glande est généralement de volume augmenté, parfois normal. L'échostructure glandulaire devient hétérogène de façon diffuse, avec des plages hypoéchogènes mal systématisées au sein de lobes globuleux (figure 28.2B). Le mode Doppler met en évidence une riche vascularisation parenchymateuse.

Scintigraphie

Elle montre selon le cas un goitre ou une thyroïde de volume normal. Le captage de l'¹²³I est diffus et intense (figure 28.3A). La valeur de fixation est souvent supérieure à 20 % à 2 h 00 et peut dépasser 80 %.

Figure 28.3

Hyperthyroïdie. Scintigraphie à l'¹²³I.

A. Hyperfixation diffuse en rapport avec une maladie de Basedow.

B. Hyperfixation focale en rapport avec adénome toxique.

Thyroïdite auto-immune de Hashimoto

Échographie

La thyroïde apparaît d'abord globuleuse, de contours lobulés, d'échostructure hypoéchogène, avec des travées hyperéchogènes en rapport avec l'infiltration lymphocytaire. Dans un deuxième temps, la glande se fibrose, s'atrophie et conserve une échostructure hétérogène à prédominance hypoéchogène.

Scintigraphie

La scintigraphie n'est classiquement pas indiquée dans ce contexte. Elle montrerait une fixation hétérogène (en damier).

Adénome et goitre multinodulaire toxique

Échographie

L'imagerie du goitre relève en première intention d'une échographie qui confirmera l'impression clinique d'augmentation du volume thyroïdien. Les nodules toxiques sont généralement tissulaires, hypoéchogènes et richement vascularisés.

En cas de retentissement œsophagien ou trachéal, une IRM analyse les rapports anatomiques ; elle est préférée à la TDM car l'injection de produit de contraste iodé est susceptible d'aggraver une hyperthyroïdie.

Scintigraphie

La scintigraphie met en évidence un ou plusieurs nodules « chauds » ou hyperfixants malgré la présence d'une TSH abaissée (fonction indépendante de la TSH dite « autonomisée ») (figure 28.3B) : on parle alors d'adénome toxique ou de goitre multinodulaire toxique. Parfois, la forme multinodulaire peut coexister avec une hyperfixation thyroïdienne diffuse (variété dite « mixte »).

Thyroïdite de De Quervain

Échographie

L'échographie peut mettre en évidence des micronodules hypoéchogènes diffus ou une hypoéchogénicité bilatérale. La glande est globalement atrophiée.

Scintigraphie

La scintigraphie montre une fixation diminuée, en rapport avec la baisse de la TSH et l'atteinte tissulaire. Les thyroïdites de De Quervain ont souvent une évolution triphasique, bien visible en scintigraphie. La phase débutante montre l'atteinte d'un lobe, la phase d'état un effondrement du contraste global et de la fixation (« scintigraphie blanche ») et la phase de récupération une image bien fixante. Les thyroïdites factices ont une fixation effondrée (« scintigraphie blanche »).

Parathyroïdes

Généralités

Le diagnostic d'hyperparathyroïdie est un diagnostic clinique et biologique. Comme souvent en pathologie endocrinienne, le rôle de l'imagerie est essentiellement topographique, en permettant d'identifier la ou les glandes pathologiques en position eutopique ou ectopique. L'atteinte est uni- ou bilatérale. Elle peut concerner une seule (adénome) ou plusieurs glandes (adénomes multiples ou hyperplasie). L'échographie et la scintigraphie sont souvent réalisées en première intention.

Séméiologie pathologique

Échographie, IRM, TDM

Les glandes parathyroïdes sont difficilement échovisibles lorsqu'elles sont normales. Elles apparaissent comme des nodules rétrothyroïdiens lorsqu'elles sont pathologiques. L'exploration doit concerner toute l'aire cervicale à la recherche d'une parathyroïde en position atypique et être complétée, en cas de négativité, par une TDM ou une IRM thoracique car certaines parathyroïdes de topographie atypique siègent dans le médiastin (figure 28.4).

Figure 28.4

Coupe TDM axiale après injection d'un adénome parathyroïdien inférieur droit (1), thyroïde (2), trachée (3).

Scintigraphie

Le MIBI-^{99m}Tc est le traceur utilisé pour visualiser les glandes parathyroïdes hyperfonctionnelles. Toutefois, ce n'est pas un traceur spécifique et il existe aussi une fixation thyroïdienne. Deux méthodes ont été développées pour éliminer l'image thyroïdienne « parasite ». La première méthode (soustraction) consiste à soustraire l'image thyroïdienne grâce à la réalisation conjointe d'une image avec un traceur thyroïdien (¹²³I) (figure 28.5). La deuxième méthode (double phase) nécessite des acquisitions tardives car il existe une rétention prolongée du MIBI-^{99m}Tc dans la parathyroïde comparé à la thyroïde. Les adénomes ont une fixation intense et précoce du MIBI-^{99m}Tc. Les acquisitions tomoscintigraphiques cervicomédiastinales couplées à une TDM permettent de dépister les adénomes en position ectopique, parfois développés aux dépens de glandes surnuméraires (notamment dans les hyperparathyroïdies secondaires). Une TEP à fluorocholine peut être réalisée en seconde intention.

Figure 28.5

Hyperparathyroïdie primaire. Scintigraphie par méthode de soustraction.

Après soustraction sur les images planaires et tomoscintigraphiques, il existe un foyer parathyroïdien unique en position eutopique.

Surrénales

Généralités

L'exploration morphologique des glandes surrénales est indiquée lorsqu'il existe des anomalies biologiques. Alors que l'imagerie nucléaire explore séparément les anomalies de sécrétion glucocorticoïde et minéralocorticoïde, l'imagerie morphologique décrit les anomalies de taille (tumeur, hyperplasie, atrophie) et aide à la caractérisation d'une éventuelle tumeur. La TDM est prescrite en première intention, parfois complétée par une IRM. L'échographie est d'un intérêt limité car les surrénales sont profondes et difficilement accessibles chez l'adulte.

Séméiologie normale

TDM, IRM

Les surrénales normales sont situées au-dessus, en avant et en dedans du pôle supérieur des reins. Elles sont constituées d'un corps et de deux jambes et peuvent présenter plusieurs formes : V inversé, Y inversé, linéaire (figure 28.6A, figure 28.6B). L'aspect varie selon le plan de coupe. Le meilleur critère de normalité morphologique d'une surrénale est le caractère rectiligne ou concave de ses bords, qui deviennent convexes lorsque la glande est déformée par un processus pathologique tumoral, infectieux ou inflammatoire (figure 28.6C).

Figure 28.6

Coupes TDM axiales des glandes surrénales normales (A et B) et d'une masse surrénalienne gauche (C).

1. foie ; 2. aorte ; 3. rate ; 4. veine cave inférieure ; 5. diaphragme. Les flèches montrent des glandes normales de morphologies différentes, la tête de flèche désigne une masse surrénalienne.

Scintigraphie

Le choix du traceur dépend de la pathologie surrénalienne. On distingue classiquement les traceurs de la corticosurrénale et de la médullosurrénale, ^{131}I -6-iodométhyl-19-norcholestérol (^{131}I -iodocholestérol) dans le premier cas et ^{123}I -MIBG ou ^{18}F -DOPA dans le second cas. Les masses surrénaliennes non sécrétantes et non typiques d'adénome en imagerie conventionnelle peuvent être explorées par TEP au ^{18}F -FDG.

Séméiologie pathologique

Hypercortisolisme

TDM, IRM

La première étape du diagnostic étiologique d'un hypercortisolisme doit déterminer si la sécrétion est *adrenocorticotrophic hormone* (ACTH)-dépendante ou ACTH-indépendante.

Les hypersécrétions ACTH-dépendantes sont pour la plupart dues à un adénome hypophysaire, à explorer par IRM (cf. « Imagerie du système nerveux central »). Il s'agit plus rarement, dans le cadre

d'un syndrome paranéoplasique, d'une sécrétion ectopique par une tumeur carcinoïde (généralement bronchique), à rechercher par une TDM thoraco-abdomino-pelvienne.

Les hypersécrétions ACTH-indépendantes ont pour origine un adénome surrénalien (dit « adénome de Cushing »), un corticosurrénalemente malin ou plus rarement une hyperplasie bilatérale des surrénales (micro- ou macronodulaire). L'adénome de la surrénale est un nodule bénin, homogène, arrondi et bien limité. Sur le scanner sans injection de produit de contraste, sa densité est pseudoliquidienne, proche de 0 UH, traduisant son riche contenu en graisse. La traduction IRM de ce contenu graisseux est la chute du signal du nodule sur la séquence en opposition de phase en comparaison avec la séquence en phase (imagerie par déplacement chimique).

Scintigraphie

En cas d'adénome cortisolique, la fixation de ^{123}I -iodocholestérol est intense avec extinction de la fixation surrénalienne controlatérale (du fait de la baisse de l'ACTH). En cas d'hyperplasie, la fixation est bilatérale et équilibrée. La scintigraphie a peu d'intérêt dans les corticosurrénalementes malins, où la fixation tumorale est préservée dans la moitié des cas.

Hyperaldostéronisme primaire

TDM, IRM

Le scanner est réalisé dans cette indication pour rechercher un adénome de Conn, qui est souvent de petite taille et qui présente les mêmes caractéristiques densitométriques et de signal que l'adénome de Cushing. En l'absence d'une image typique d'adénome unilatéral, le diagnostic s'oriente vers une hyperplasie bilatérale de la zone glomérulée. Toutefois, afin de s'assurer de l'absence de latéralisation de la sécrétion d'aldostérone, qui justifierait une intervention, un cathétérisme sélectif des veines surrénales peut être réalisé recherchant une différence de sécrétion entre les deux glandes surrénales.

Scintigraphie

La scintigraphie au ^{131}I -iodocholestérol peut participer au diagnostic étiologique des hyperaldostéronismes primaires, notamment en cas d'échec du cathétérisme veineux. L'examen doit être réalisé sous freination corticotrope puissante (Dectancyl® 2 mg/j, débuté 48 heures avant l'injection) et après saturation iodée de la thyroïde (pour protéger la glande thyroïde de l'effet potentiellement délétère de l' ^{131}I libre). Une fixation surrénalienne unilatérale est en faveur d'un adénome de Conn.

Tumeurs de la médullosurrénale

TDM, IRM

L'imagerie a un rôle topographique, après diagnostic clinique et biologique d'une hypersécrétion de catécholamines. Il s'agit dans 90 % des cas d'une tumeur de la surrénale (phéochromocytome) et plus rarement d'une tumeur extrasurrénalienne (paragangliome), qu'il faut rechercher « du clivus à l'anus », notamment à l'étage cervical, à proximité du cœur, de la vessie et dans le rétropéritoine médian. Dans la mesure où le rôle de l'imagerie est topographique, les caractéristiques morphologiques de la tumeur ne sont pas déterminantes. Il s'agit habituellement de tumeurs hypervasculaires présentant parfois une composante kystique. Un net hypersignal en pondération T2 est classique mais ce signe n'est ni sensible ni spécifique.

Scintigraphie

La scintigraphie à la ^{123}I -MIBG ou la TEP à la ^{18}F -DOPA constituent les imageries isotopiques de référence dans l'exploration des phéochromocytomes et paragangliomes. La fixation est en règle générale intense pour les deux traceurs (figure 28.7). L'imagerie isotopique permet de rechercher des atteintes multifocales (notamment dans les formes héréditaires) ou des métastases (notamment en cas de volumineuses tumeurs).

Figure 28.7

TEP à la ^{18}F -DOPA dans un phéochromocytome/paragangliome héréditaire.

Multiples lésions tumorales développées aux dépens des paraganglions vagues cervico-médiastinaux (paragangliomes) et de la médullo-surrénale droite (phéochromocytome).

Insuffisance surrénale primaire

L'imagerie est réalisée à la recherche de métastases bilatérales ou d'un processus infectieux ou infiltratif.

La scintigraphie n'a pas d'indication. Une TEP au ^{18}F -FDG peut être indiquée dans certains cas.

Pancréas

Généralités

L'exploration d'un diabète de type 1 ou de type 2 ne nécessite aucune imagerie. En revanche, lorsqu'une maladie endocrine du pancréas est suspectée sur des arguments cliniques et biologiques, une TDM est réalisée en première intention.

Sémiologie normale

En échographie, le pancréas a une échostructure homogène et hypoéchogène par rapport à la graisse péritonéale. Cependant, compte tenu de sa localisation profonde, rétropéritonéale, il est difficilement exploré en totalité chez l'adulte du fait de l'interposition des gaz digestifs et du fait parfois de l'obésité du patient. En TDM, le pancréas normal est homogène et se rehausse de façon homogène (figure 28.8A, figure 28.8B). En IRM, le pancréas est de signal intermédiaire en T1 et en T2, il se rehausse également de façon homogène après injection de produit de contraste. Les contours du pancréas sont bosselés. Cette lobulation est plus marquée avec l'âge en raison de l'infiltration graisseuse de la glande (figure 28.8C).

Figure 28.8

Coupes TDM injectées axiales chez un patient de 25 ans (A, B) et un autre de 57 ans (C).

1. queue du pancréas ; 2. corps du pancréas, séparé de la queue par le croisement de l'artère splénique ; 3. isthme du pancréas (en avant des vaisseaux mésentériques supérieurs) ; 4. tête du pancréas ; 5. foie ; 6. rate ; 7. veine cave inférieure. Flèche blanche : veine porte ; flèche jaune : veine mésentérique supérieure ; flèche rouge : artère mésentérique supérieure ; flèche verte : veine splénique. C. Aspect d'atrophie physiologique avec l'âge : les contours du pancréas deviennent plus irréguliers (têtes de flèches).

Séméiologie pathologique : exploration d'une tumeur endocrine du pancréas

TDM, IRM

La localisation préopératoire d'une tumeur endocrine du pancréas diagnostiquée sur des arguments cliniques et biologiques n'est pas toujours aisée, notamment lorsque la lésion est de petite taille, ce qui est fréquemment le cas avec les insulinomes.

Le scanner est l'examen à réaliser en première intention, à la recherche d'un nodule classiquement hypervasculaire et sans retentissement canalaire, à la différence de l'adénocarcinome pancréatique, plutôt hypovasculaire et rapidement responsable d'une sténose du canal pancréatique et/ou de la voie biliaire.

L'IRM est prescrite en deuxième intention, en cas de négativité du scanner. Si elle-même est en échec, l'écho-endoscopie peut être proposée. Celle-ci n'est pas prescrite en première intention car elle nécessite une anesthésie générale et ne permet pas de réaliser le bilan d'extension, notamment hépatique.

Scintigraphie

L'imagerie isotopique de choix cible les récepteurs de la somatostatine, soit par scintigraphie au pentétréotide marqué à l'¹¹¹In (OctréoScan®, encore appelée scintigraphie des récepteurs de la somatostatine) soit plus récemment par la TEP aux analogues de la somatostatine marqués au ⁶⁸Ga. Les tumeurs pancréatiques non fonctionnelles bien différenciées et leur éventuelles métastases (lymphatiques ou à distance) ont une fixation intense. La TEP au ¹⁸F-FDG est peu fixante dans les tumeurs bien différenciées et constitue donc un marqueur pronostique. Les insulinomes sont fixants uniquement dans la moitié des cas environ en scintigraphie à l'OctréoScan® du fait de leur plus faible expression en récepteur de la somatostatine.



Essentiel à retenir

- Le rôle de l'imagerie radiologique en pathologie endocrine est de localiser le site d'une sécrétion hormonale anormale, diagnostiquée sur des arguments cliniques et biologiques.
- L'échographie et la scintigraphie sont essentielles au diagnostic des affections thyroïdiennes et parathyroïdiennes.
- L'exploration des lésions surrénaliennes et pancréatiques s'effectue essentiellement en TDM et en IRM.
- L'imagerie scintigraphique peut être spécifique d'une tumeur endocrine.

Entraînement 28.1 QCM

QCM 1

- En ce qui concerne la thyroïde, quelles sont les propositions exactes ? La TDM est d'utilisation courante dans l'exploration de la thyroïde
- Un nodule thyroïdien hypoéchogène, de contours irréguliers, de grand axe perpendiculaire à la peau et porteur de microcalcifications est le plus souvent malin
- La scintigraphie thyroïdienne est indiquée quelle que soit la valeur de la TSH
- La scintigraphie thyroïdienne est utile en cas d'hyperthyroïdie à la Cordarone®
- Une scintigraphie blanche est toujours en rapport avec une thyrotoxicose factice

QCM 2

- En ce qui concerne la parathyroïde, quelles sont les propositions exactes ? Les parathyroïdes normales sont facilement visibles à l'échographie
- Des glandes parathyroïdes ectopiques peuvent être médiastinales
- La scintigraphie parathyroïdienne utilise un traceur spécifique du tissu parathyroïdien
- La scintigraphie parathyroïdienne doit explorer la région cervicale et médiastinale
- Les adénomes ont typiquement une fixation fugace de MIBI-^{99m}Tc

QCM 3

- En ce qui concerne l'hypercortisolisme, quelles sont les propositions exactes ? L'IRM hypophysaire est utile dans l'exploration des hypercortisolismes ACTH-indépendants
- Un scanner sans injection de produit de contraste permet de caractériser un adénome surrénalien
- Dans les adénomes cortisoliques, la scintigraphie au ¹³¹I-iodocholestérol montre typiquement une fixation unilatérale
- Les corticosurrénales malins fixent le ¹³¹I-iodocholestérol dans les trois quarts des cas
- La TEP au ¹⁸F-FDG permet d'aider à caractériser les tumeurs non typiques d'adénome en imagerie conventionnelle

QCM 4

- En ce qui concerne l'hyperaldostéronisme, quelles sont les propositions exactes ? La radiologie interventionnelle n'a pas de place dans l'exploration des hyperaldostéronismes
- La richesse en graisse des adénomes de Conn peut être décelée par une séquence spécifique d'IRM
- Le protocole d'exploration par scintigraphie au ¹³¹I-iodocholestérol est identique à celui des hypercortisolismes
- La scintigraphie au ¹³¹I-iodocholestérol n'est pas un examen de première ligne
- Les adénomes de Conn sont souvent volumineux

QCM 5

- En ce qui concerne le pancréas, quelles sont les propositions exactes ? L'insulinome est habituellement une tumeur facilement localisable
 - L'IRM pancréatique est prescrite en première intention lors de la recherche topographique d'un insulinome
 - La scintigraphie des récepteurs de la somatostatine (à l'OctréoScan®) a une sensibilité de plus de 80 % dans les insulinomes
 - L'imagerie TEP permet aussi de caractériser l'expression des récepteurs de la somatostatine par les tumeurs
 - La TEP au ¹⁸F-FDG est peu fixante dans les tumeurs bien différenciées
-

Chapitre 29 Imagerie pédiatrique

E. Blondiaux and C. de Labriolle-Vaylet

Plan du chapitre

Radioprotection	330
Ostéoarticulaire	331
Système nerveux central	334
Abdomen	335
Appareil urinaire	339
Fœtus	339
Thorax	340
Communication	342



Objectifs

LLLL Radioprotection :

- connaître la vulnérabilité des enfants aux radiations ionisantes ;
- connaître les indications des différentes modalités et leur pertinence en fonction de l'indication et de l'âge de l'enfant.
- Ostéoarticulaire :
 - connaître les particularités anatomiques du squelette de l'enfant ;
 - avoir des notions en radiologie conventionnelle de croissance et de maturation osseuse ;
 - connaître les principales méthodes de détermination de la maturation osseuse ;
 - reconnaître les signes en faveur d'une fracture chez un enfant.
- Neurologie :
 - connaître les indications et les limites de l'échographie et de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) dans l'exploration du cerveau et de la moelle chez le nourrisson.
- Digestif :
 - connaître les indications et les limites de l'échographie, de la tomodensitométrie (TDM), de l'IRM et des opacifications digestives dans l'exploration de l'abdomen de l'enfant ;
 - connaître l'intérêt de l'échographie dans l'exploration du tube digestif de l'enfant.
- Urinaire :
 - connaître les particularités de l'échographie urinaire de l'enfant ;
- Fœtus :
connaître l'intérêt des techniques d'imagerie dans l'exploration du fœtus.
 - Thorax :
 - reconnaître la présence du thymus sur une radiographie du thorax.
 - Communication :
 - expliquer à l'enfant ou l'adolescent et à ses parents les modalités de réalisation des examens, à partir de notion de durée, de contention, de sédation et d'analgésie, de risque radique ;
 - établir une relation de confiance avec l'enfant et ses parents en vue de la réalisation de l'examen.

L'imagerie chez l'enfant est différente de l'imagerie chez l'adulte car elle s'adresse à un organisme en développement et en transformation constante. L'interprétation d'un examen est nuancée par l'âge et par le contexte clinique, dont l'intérêt est primordial en imagerie pédiatrique. De façon conventionnelle, les définitions utilisées en fonction de l'âge de l'enfant sont les suivantes :

- nouveau-né : des premières heures de vie au 28^e jour de vie ;
- nourrisson : du 28^e jour de vie à 2 ans ;

enfant : de 2 ans à l'adolescence ;
adolescent : entre 10–12 ans jusqu'à 18 ans.

Nous abordons dans ce chapitre les notions importantes de radioprotection, de réalisation des examens et certaines spécificités de l'imagerie pédiatrique en radiologie et en médecine nucléaire.

Radioprotection

Les principes de base de la radioprotection, que sont la justification des examens et leur optimisation, doivent être appliqués en pédiatrie avec beaucoup de rigueur. En effet, la radiosensibilité des enfants est plus grande que celle des adultes. Les cellules en croissance rapide seraient en effet plus radiosensibles que les cellules quiescentes (cf. « **Radioprotection** »). En médecine nucléaire, intervient aussi le rôle de la proximité des organes les uns par rapport aux autres : une activité volumique vésicale identique entraîne une dose à la moelle plus élevée chez l'enfant que chez l'adulte, du fait d'une distance plus faible. Le risque des examens irradiants (radiographie, TDM et médecine nucléaire) est celui des effets stochastiques (aléatoires) de cancers à long terme. Ces effets sont extrêmement faibles en imagerie diagnostique, mais plus l'espérance de vie est longue, plus le risque qu'ils se manifestent augmente. Quelle que soit leur spécialité, tous les médecins sont susceptibles au cours de leur formation ou de leur pratique d'être un jour *demandeur* d'un examen d'imagerie pour un enfant. Le principe de justification les concerne donc tous. Un examen utilisant des rayonnements ionisants (RI) ne doit être réalisé, notamment chez l'enfant, que s'il modifie la prise en charge et qu'il n'existe pas d'examen non irradiant susceptible de fournir la même information. Le choix de l'examen d'imagerie le plus approprié à la question posée et à l'état de l'enfant est sous la responsabilité légale du radiologue ou du médecin nucléaire (*prescripteur* de l'examen), sur la base des informations qui lui sont fournies, par écrit, par le clinicien *demandeur* qui a l'obligation de s'identifier lisiblement pour permettre d'éventuelles discussions. Le *Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale* (gbu.radiologie.fr) a été établi pour guider les cliniciens dans le choix des examens d'imagerie adaptés à la situation clinique. L'optimisation de l'examen relève du prescripteur, puisqu'il s'agit de réaliser un examen de la meilleure qualité possible, délivrant une irradiation aussi faible que possible. Le choix du spécialiste portera sur le matériel employé sur le protocole de réalisation et le choix des paramètres d'acquisition des examens, en tenant compte des recommandations internationales quand elles existent. En pédiatrie, il faut tenir compte aussi de la capacité de participation de l'enfant. La sédation est parfois nécessaire en radiologie, adaptée à l'âge. Les méthodes suivantes peuvent être utilisées : biberon avant 6 mois, sédation consciente médicamenteuse gérée par les radiologues ou les anesthésistes entre 6 mois et 3 ans, puis distraction au-delà de 3–5 ans. La prise en compte de la douleur est un impératif facilitant par ailleurs l'obtention de l'immobilité. Celle-ci est importante pour obtenir des clichés de bonne qualité et respecter les règles en matière de radioprotection en évitant de répéter les clichés de qualité insuffisante parce que l'enfant a bougé. Son obtention est facilitée en pédiatrie par une contention douce mais ferme (**figure 29.1**).

Figure 29.1

Emmaillotage par des bandes Velpeau® en IRM chez un nourrisson préalablement endormi avec un biberon : les coussins de part et d'autre des oreilles assurent la protection auditive (flèches noires).

Ostéoarticulaire

Un os en croissance

Le développement du squelette fait appel à deux mécanismes : la croissance et la maturation osseuses.

Croissance osseuse

La croissance osseuse se fait à la fois en longueur, à partir du cartilage de croissance et en largeur, à partir du périoste (figure 29.2).

Figure 29.2

Représentation schématique de l'os en croissance.

M : métaphyse, E : épiphyse

Dessin : Cyrille Martinet

Le *cartilage de croissance* (synonymes : physe, cartilage de conjugaison) est situé entre la métaphyse et l'épiphyse. Il est constitué de quatre couches, depuis l'épiphyse jusqu'à la métaphyse : les zones de réserve proliférative, hypertrophique et d'ossification. La partie la plus fragile est celle située entre la zone d'ossification du cartilage de croissance et la métaphyse. Les fractures surviennent plus fréquemment à cet endroit. Les cartilages les plus actifs se situent près du genou et loin du coude. Comme la maquette cartilagineuse des épiphyses des os longs, le cartilage de croissance n'est pas radio-opaque. La fermeture du cartilage de croissance est une étape importante, car elle est le signe que la croissance est terminée.

Le *périoste* est très résistant. Il n'est pas visible en radiographie, sauf après son agression (traumatisme, infection, tumeur, etc.) lorsqu'une ossification du périoste ou apposition périostée apparaît (figure 29.3).

Figure 29.3

Radiographie de l'humérus et de l'avant-bras gauches de profil chez une enfant de 2 ans montrant des fractures multiples dans un contexte de traumatisme non accidentel.

Il existe une fracture du tiers moyen de la diaphyse humérale gauche (flèche noire) avec un cal osseux (flèche noire en pointillés) et des appositions périostées (flèches blanches) au niveau de l'humérus et du radius. L'ossification du périoste témoigne d'une fracture datant d'au moins dix jours.

Maturation osseuse

- La maturation osseuse se fait à partir de l'ossification de pièces cartilagineuses du squelette, soit par ossification enchondrale pour les os longs, soit par ossification membraneuse pour les os plats. La maturation osseuse se déroule schématiquement en trois étapes :prénatale : ossification des maquettes cartilagineuses et diaphysaires ;
- enfance : tarse, carpe, épiphyses des os longs et voûte du crâne ;
- adolescence : fermeture physiologique des cartilages de croissance.

À la naissance, le carpe, le tarse et la plupart des épiphyses des os longs sont essentiellement constitués de cartilage, dont la tonalité est hydrique en radiographie. Cette maquette cartilagineuse, non visible sur une radiographie, va progressivement s'ossifier, à partir de noyaux d'ossification. À la fin de la croissance, toute la maquette cartilagineuse a disparu, elle est entièrement ossifiée (figure 29.4). Les os du crâne répondent à une double ossification, enchondrale au niveau de la base et de membrane (sutures) au niveau de la voûte.

Figure 29.4

Ossification progressive du carpe et des épiphyses métacarpo-phalangiennes sur des radiographies de la main et du poignet gauches de face chez un nourrisson de 1 mois (A), un enfant de 2 ans (B), un adolescent de 11 ans (C) et un adulte de 18 ans (D).

À la naissance, le carpe n'est jamais ossifié : la maquette cartilagineuse est de tonalité hydrique et n'est donc pas visible directement sur une radiographie (flèche noire). Progressivement, le carpe et les

épiphyses vont s'ossifier à partir des noyaux d'ossification (flèches blanches). Le cartilage de croissance reste radiotransparent tant que la croissance n'est pas terminée (flèches noires en pointillés). La fermeture du cartilage de croissance signe la fin de la croissance (flèches blanches en pointillés).

Les étapes relativement stéréotypées d'apparition progressive des noyaux d'ossification permettent d'estimer « l'âge du squelette » ou « âge osseux ». Ces étapes varient normalement peu d'un enfant à l'autre, il est possible de déterminer si un enfant présente une avance ou un retard de maturation osseuse. Les principales méthodes d'évaluation de la maturation osseuse sont les suivantes : avant 6 mois : comptage des points d'ossification sur des radiographies du membre supérieur et du membre inférieur ;

à tout âge : évaluation de la présence et de la morphologie des épiphyses et des métaphyses sur une radiographie de la main et du poignet gauches ;

adolescence : évaluation du noyau d'ossification secondaire des crêtes iliaques (figure 29.5).

L'apparition du point d'ossification iliaque se fait vers 13–14 ans chez les filles et 15–16 ans chez les garçons. La fin de l'ossification de ce point complémentaire et la fusion complète avec l'aile iliaque se font en général en trois ans, ce qui en fait un très bon marqueur de suivi de maturation osseuse dans la surveillance de la scoliose (ce d'autant qu'il est visible sur les radiographies de rachis de surveillance de la courbure).

Figure 29.5

Méthode d'évaluation de l'âge osseux chez l'adolescent : radiographie de l'aile iliaque pour le test de Risser.

Le point iliaque n'est pas ossifié chez une fille de 10 ans : Risser 0 (A). Le point d'ossification est visible sur le versant latéral de l'aile iliaque chez une adolescente de 12 ans : Risser 1 (flèche) (B). Le point d'ossification se prolonge sur le versant médial de l'aile iliaque chez une adolescente de 13 ans : Risser 4 (C). Il est enfin complètement fusionné chez une adolescente de 16 ans : Risser 5 (D), signant la fin de la croissance.

Reconnaître une fracture chez un enfant

Quelles incidences faut-il réaliser ?

La réalisation d'une radiographie dans deux plans orthogonaux est nécessaire pour mettre en évidence une fracture d'un os long (figure 29.6).

Les clichés de trois-quarts ne seront réalisés que si une fracture est fortement suspectée et non objectivée sur les radiographies préalablement réalisées.

Les radiographies comparatives des membres sont le plus souvent inutiles dans le cadre d'une suspicion de fracture. Les ouvrages de référence sur la maturation du squelette de l'enfant et sur les variantes du normal permettent d'éviter une irradiation inutile sur des membres ou segments de membre *a priori* indemnes.

Figure 29.6

Radiographies de la jambe gauche chez une enfant de 3 ans montrant l'intérêt de réaliser deux incidences orthogonales.

La fracture spiroïde de la diaphyse tibiale est difficile à discerner sur le cliché de profil (A), alors qu'elle parfaitement visible sur le cliché de face (B) (flèche).

Particularités des fractures de l'enfant

Les traits de fracture transversaux, obliques, spiroïdes, comminutifs sont identiques à ceux de l'adulte. Certaines fractures sont propres à l'enfant, parmi lesquelles : la fracture en motte de beurre (plicature d'une corticale métaphysaire), bois vert (fracture diaphysaire, une corticale étant rompue et l'autre continue), plastique (courbure de tout l'os, le plus souvent, la fibula ou l'ulna) (figure 29.7). La fracture sous-périostée ou en cheveu survient le plus souvent au niveau des membres inférieurs chez l'enfant autour de 2 ans et peut ne pas être visible sur la radiographie initiale.

Figure 29.7

Radiographies et représentation schématique des fractures spécifiques de l'enfant.

A, B. Fracture en motte de beurre métaphysodiaphysaire distale du radius et de l'ulna droits chez un nourrisson de 18 mois (flèches noires).

C, D. Fracture en bois vert diaphysaire distale du radius chez un enfant de 14 ans (flèche blanche).

E, F. Fracture plastique du radius, sans luxation de la tête radiale, chez un enfant de 4 ans (flèches en pointillés).

Les fractures épiphyso-métaphysaires sont classées en fonction du risque ultérieur de séquelles. Leur point commun est qu'elles débutent toutes au sein du cartilage de croissance. Une complication rare mais grave de ces fractures propres à l'enfant est la survenue d'un arrêt de croissance anormal du fait de la création d'un pont osseux entre l'épiphyse et la métaphyse ou pont d'épiphyso-dèse. Il peut en résulter une perte de longueur (figure 29.8) ou une désaxation en fonction du siège central ou latéral de ce pont.

Figure 29.8

Fracture passant par le cartilage de croissance

Sur la radiographie réalisée le jour du traumatisme chez un enfant de 11 ans (A), mise en évidence d'une fracture passant par le cartilage de croissance fémoral distal gauche avec déplacement important. Sur la TDM réalisée chez le même enfant un an après la fracture (B), (reconstructions en coupe coronale des deux genoux) : à droite, le cartilage de croissance fémoral distal est normal (flèches blanches), à gauche : visibilité d'un pont d'épiphyso-dèse (flèche noire). Sur la radiographie des deux membres inférieurs réalisée en position debout deux ans après le traumatisme (C) : fermeture prématuré du cartilage de croissance fémoral distal gauche (flèche en pointillés) et inégalité de longueur des membres avec un raccourcissement du fémur gauche.

Fracture non visible sur la radiographie

Une fracture par torsion peut rompre les fibres osseuses sans qu'il y ait de séparation des fragments, qui sont plaqués les uns contre les autres par le périoste de l'enfant, particulièrement élastique et résistant. Une fracture sous-périostée ou en cheveu peut ne pas être visible sur la radiographie initiale. La répétition de clichés radiographiques dix jours plus tard, quand les signes de réparation osseuse deviennent visibles ou la réalisation d'une scintigraphie osseuse, qui visualise le renouvellement osseux en montrant une hyperfixation de la diaphyse permettent d'établir le diagnostic (figure 29.9).

Figure 29.9

Chez un enfant de 18 mois boitant depuis une semaine, visibilité sur le cliché scintigraphique en incidence postérieure sur les membres inférieurs, deux heures après l'injection d'un diphosphonate marqué au ^{99m}Tc , d'une hyperfixation des deux tiers inférieurs de la diaphyse tibiale gauche (flèche noire), ce qui est l'aspect scintigraphique très évocateur de fracture en cheveu. Plus la fracture est récente, plus l'hyperfixation est intense.

Le recours à l'IRM est rarement nécessaire dans les situations orthopédiques courantes.

Dans le contexte d'une suspicion de maltraitance, scintigraphie et radiographie se complètent pour une évaluation de fractures multiples et d'âges différents.

Concernant les diagnostics différentiels, dont la suspicion d'infection ostéoarticulaire, nous vous invitons à vous référer aux chapitres « Processus infectieux » et « Imagerie ostéoarticulaire ».

Système nerveux central

Chez le nouveau-né, l'absence d'ossification des fontanelles et de la synchondrose entre les deux hémisphères postérieurs des vertèbres permet d'examiner en échographie le cerveau et la moelle avec une excellente résolution spatiale et sans sédation.

Échographie transfontanellaire (ETF)

Elle est réalisée en posant la sonde d'échographie sur la fontanelle antérieure. Elle permet de bien visualiser les ventricules latéraux, la substance blanche et la ligne médiane du prématuré et du nouveau-né à terme (figure 29.10). En revanche, l'exploration des zones latérales et de la fosse postérieure est limitée par la voûte du crâne. Cette échographie n'est réalisable que pendant les premiers mois de vie car la fontanelle antérieure devient rapidement trop étroite pour laisser passer le faisceau ultrasonore. L'ETF est utile pour le dépistage des hémorragies péri- et intraventriculaires et des anomalies de la substance blanche comme la leucomalacie périventriculaire chez le nouveau-né prématuré. Une exploration plus précise des espaces péricérébraux, de la substance blanche ou de la substance grise, de la fosse postérieure sera réalisée en IRM cérébrale, réalisable dès la période néonatale.

Figure 29.10

Comparaison des différentes techniques d'imagerie pour l'exploration du cerveau chez le nouveau-né. L'échographie (A, B) permet de visualiser le parenchyme cérébral et les ventricules (flèches blanches) mais les régions pariétales et la fosse postérieure sont mal identifiées. En TDM (C, D), la voûte du crâne et les espaces péricérébraux sont bien explorés (flèches grises). En IRM, sur une séquence pondérée en T1 avec inversion récupération (E), la différenciation substance blanche-substance grise et sur une séquence pondérée en T1(F), la fosse postérieure avec le vermis (flèche blanche en pointillés), le tronc cérébral et la tente du cervelet (têtes de flèches) sont bien identifiés.

Échographie médullaire

Le nouveau-né est placé en décubitus ventral. Il est possible de réaliser des coupes sagittales et axiales du canal vertébral et de son contenu. La morphologie et la position du cône terminal, du filum terminal (la corde d'amarrage du cône terminal), des racines de la queue de cheval et des espaces périmédullaires (figure 29.11) sont identifiables échographiquement. Les principales indications de l'échographie médullaire sont les anomalies cutanées au niveau lombo-sacré (fossette sacroccygyenne, touffe de poils, angiome, pertuis cutané), qui représentent des signes évocateurs d'anomalie de fermeture du tube neural. Au-delà du premier mois de vie, les arcs postérieurs des vertèbres s'ossifient et l'échographie médullaire ne peut plus être réalisée. Une exploration complémentaire de la moelle, du cul-de-sac dural et des espaces périmédullaires pourra être réalisée en IRM médullaire.

Figure 29.11

Échographie médullaire chez un nouveau-né de 15 jours, dans le plan sagittal montrant le contenu du canal vertébral à l'étage dorsolombaire.

Abdomen

Échographie

Chez l'enfant, l'échographie est l'examen de première intention pour explorer l'abdomen, car la faible épaisseur du tissu graisseux et musculaire de la paroi abdominale de l'enfant permet d'explorer l'abdomen dans son ensemble avec une grande précision. De plus, l'échographie a l'avantage d'être non irradiante, non invasive et rapide à mettre en œuvre, ne nécessitant pas de préparation particulière. Le diagnostic étiologique des douleurs abdominales ou des occlusions comme la sténose hypertrophique du pylore, le volvulus du grêle (torsion de la masse des anses grêles libres sur son mésentère avec non seulement un arrêt du transit mais également de la vascularisation et un risque majeur de nécrose de l'intestin grêle) ou l'invagination intestinale aiguë est le plus souvent réalisé en échographie. La paroi intestinale avec ses différentes couches muqueuse, sous-muqueuse et séreuse est identifiable en échographie avec des sondes de haute fréquence. Cela permet de diagnostiquer, entre autres, une appendicite aiguë (figure 29.12), les maladies inflammatoires ou infectieuses de la paroi intestinale (maladie de Crohn, etc.)

Figure 29.12

Échographie abdominale d'une appendicite aiguë non compliquée chez un enfant de 14 ans avec une coupe longitudinale (A) et axiale de l'appendice (B).

Radiographie d'abdomen sans préparation

La radiographie d'abdomen sans préparation (ASP) ne conserve que quelques indications chez l'enfant : recherche de signes en faveur d'une occlusion, recherche de perforation digestive (air libre dans le péritoine : pneumopéritoine) et recherche de corps étranger radio-opaque ou d'opacités calciques (calculs des voies urinaires). La séméiologie de l'ASP en position couchée doit être connue car la radiographie d'ASP est souvent réalisée en décubitus en pédiatrie, en particulier en période néonatale. Le pneumopéritoine n'apparaît pas sous la forme d'un croissant gazeux sous les coupes diaphragmatiques, mais sous la forme d'une clarté centrale périombilicale, moulant les anses digestives et le ligament falciforme (figure 29.13). L'occlusion digestive d'origine mécanique sur le cliché en décubitus dorsal apparaît sous la forme d'une distension des anses digestives et une absence d'aération des anses en aval (au-delà des premières heures de vie). En période néonatale, l'exploration en imagerie d'un syndrome occlusif repose sur le cliché d'ASP effectué en position couchée, l'échographie, et l'opacification du côlon par un lavement aux hydrosolubles iodés.

Figure 29.13

Pneumopéritoine visible sur une radiographie de l'ASP en position couchée (A) chez un nouveau-né prématuré de 31 SA : clarté centrale (flèches noires) moulant le ligament falciforme (flèche blanche). Sur la radiographie en position couchée avec un rayon horizontal (B), le croissant gazeux sous la paroi abdominale est visible (flèches en pointillés).

Opacifications digestives

- L'opacification digestive permet d'évaluer la topographie, la morphologie et la cinétique de progression du produit de contraste dans le tube digestif. Seul l'intérieur du tube digestif est visualisé. S'il existe un obstacle intrinsèque complet comme une atrésie, il se traduira par une interruption de la progression du produit de contraste. S'il existe une compression extrinsèque,

elle se traduira par une déformation des bords du tube digestif. Ce type d'examen vient en complément des explorations radiographiques standards ou échographiques. En fonction de la partie du tube digestif que l'on veut explorer et du contexte clinique, le radiologue peut choisir entre deux types de produit de contraste : baryte, à base de sulfate de baryum, ou produit de contraste à base d'iode. Les opacifications digestives les plus couramment réalisées en pédiatrie sont : transit œso-gastro-duodéal (TOGD) et transit du grêle : on fait boire ou on administre par la sonde nasogastrique un produit de contraste qui permet d'opacifier ces différentes structures anatomiques afin de juger de leur morphologie et de la progression du produit de contraste ;

- lavement opaque : après mise en place d'une canule rectale, le rectum, puis l'ensemble du côlon jusqu'à la valvule iléocaecale et les dernières anses iléales sont opacifiés.

TDM abdominale

En raison de son caractère irradiant, mais également du fait d'interfaces graisseuses moins marquées chez l'enfant que chez l'adulte (le tube digestif n'est pas cerné de graisse chez l'enfant), la TDM abdominale a des indications limitées en pédiatrie. Elle est principalement indiquée dans le bilan des tumeurs abdominales de l'enfant et des appendicites aiguës compliquées avant un éventuel drainage percutané.

IRM abdominale

Les indications de l'IRM abdominale chez l'enfant sont en progression. Elle est réalisée chez les enfants suivis pour une maladie inflammatoire du tube digestif car elle permet de diagnostiquer et de surveiller les anomalies de la paroi intestinale et les fistules anopérinéales. C'est l'outil d'imagerie de référence dans le bilan des pathologies complexes des voies biliaires grâce à l'utilisation de séquences fortement pondérées en T2 qui permettent d'analyser les liquides stagnants. Enfin, pour les enfants suivis pour un cancer solide abdominal (comme un neuroblastome ou un néphroblastome), l'IRM aura tout son intérêt car elle permet le bilan de l'extension tumorale endocanalaire d'un neuroblastome et le suivi locorégional sans irradiation de ces deux tumeurs.

Scintigraphie au pertechnétate

En cas de saignement digestif, il peut être indiqué de rechercher un diverticule de Meckel, résidu embryologique du canal omphalomésentérique, par méthode isotopique. Seuls les diverticules tapissés de muqueuse gastrique métaplasique (dont l'incidence est inférieure à 60 % des diverticules) sont détectables par cette méthode ; en principe, ce sont ceux qui sont susceptibles de saigner. Le MRP injecté (pertechnétate) se fixe sur la muqueuse gastrique qui tapisse le diverticule, et pas sur le reste de l'intestin ([figure 29.14](#)), l'intensité du foyer de fixation augmentant parallèlement à l'activité gastrique.

Figure 29.14

Recherche isotopique de diverticule de Meckel, vue antérieure de l'abdomen.

Le diverticule est le petit foyer indiqué par la flèche noire, qui a concentré le pertechnétate. L'estomac, dont la muqueuse fixe le pertechnétate, est visible (flèche noire en pointillés) comme le diverticule, et en dessous la vessie (flèche blanche), puisque le MRP s'élimine principalement par voie urinaire.

Scintigraphie à la méta-iodobenzylguanidine

Le neuroblastome est la tumeur extracrânienne la plus fréquente de l'enfant de moins de 5 ans. La localisation initiale de la tumeur primitive est le plus souvent intra-abdominale. Dans 60 % des cas, la découverte se fait au stade métastatique. Le bilan préthérapeutique comporte une échographie abdominale et, le plus souvent, une TDM sans puis avec injection de produit de contraste. La

scintigraphie au ^{123}I -méta-iodobenzylguanidine (MIBG) est actuellement le traceur de référence pour le bilan d'extention et l'évaluation thérapeutique. Plus de 90 % des neuroblastomes captent la MIBG marquée. Lorsque ce n'est pas le cas, une TEP au ^{18}F -FDG est indiquée.

Appareil urinaire

L'échographie est l'examen de première intention pour l'exploration du rein et des voies urinaires en pédiatrie. Le rein a une forme de haricot. En comparaison de l'échographie rénale de l'adulte, la différenciation corticomédullaire est très bien visualisée chez l'enfant. Cette différenciation correspond à la différence d'échogénicité entre les pyramides rénales (triangulaires à sommet sinusal et hypoéchogènes) et le cortex rénal (plus échogène que les pyramides). Le sinus du rein de l'enfant ne contient pas de graisse contrairement à l'adulte (figure 29.15). Les calices sont virtuels quand il n'y a pas de dilatation. Le pelvis rénal (pyélon ou bassin) est visible sur une coupe transversale passant par le hile du rein, sous la forme d'une structure à bords parallèles dirigée en avant et en dedans. Il ne mesure pas plus de quelques millimètres de diamètre antéropostérieur lorsqu'il n'est pas dilaté. L'uretère n'est normalement pas visible en arrière de la vessie ou au niveau lombaire.

Figure 29.15

Échographie rénale montrant une coupe sagittale du rein droit en sonde de haute fréquence chez un nouveau-né de 20 jours (A) et de basse fréquence chez un adolescent de 15 ans (B).

La différenciation cortico-médullaire est plus facilement identifiée chez le nouveau-né chez lequel les pyramides rénales sont hypo-échogènes (flèches noires) et le cortex est plus hyperéchogène (flèches blanches) que chez l'adolescent. Les cavités intrarénales ne sont pas visibles en l'absence de dilatation. Le sinus du rein est hyperéchogène chez l'adolescent (flèches en pointillés).

Les uropathies sont fréquemment découvertes lors des échographies anténatales. Une dilatation des voies urinaires peut disparaître, persister ou s'aggraver après la naissance. Quelle que soit sa cause (syndrome de jonction pyélo-urétérale, reflux vésico-urétéral, valves de l'urètre postérieur), une dilatation des voies urinaires doit être surveillée afin d'éviter une détérioration de la fonction rénale (figure 29.16). La surveillance est clinique, biologique et échographique en première intention. Lorsque la mesure des fonctions rénales relatives est indiquée, la scintigraphie rénale dynamique (Mag3®, Edicis®) est actuellement l'examen de référence. L'utilisation de l'IRM est en développement dans ce domaine. La recherche de cicatrices rénales se fait par échographie ou mieux par scintigraphie du cortex rénal (DMSA), en respectant un délai de six mois par rapport à l'épisode infectieux initial.

Figure 29.16

Échographie rénale en coupes axiale (A) et longitudinale (B) montrant une dilatation pyélocalicielle : le pyélon est dilaté (double flèche en pointillés) sur la coupe axiale centrée sur le hile du rein. Les calices sont également dilatés (flèches blanches).

Fœtus

L'imagerie anténatale permet non seulement de surveiller la croissance et le bien-être foetal mais également de dépister certaines malformations. Comme en postnatal, les techniques non irradiantes sont privilégiées : l'échographie : elle est utilisée non seulement en dépistage mais également pour le diagnostic des anomalies foetales (figure 29.17). Certaines coupes sur le cerveau, le cœur, le rachis, les membres, l'abdomen et la face sont obligatoires en échographie de dépistage. À partir des mesures du périmètre crânien, du périmètre abdominal et de la longueur fémorale, une estimation du poids du fœtus peut être calculée. Les deux limites principales à l'échographie foetale sont l'épaisseur de la paroi maternelle et la position du fœtus (par exemple, si le fœtus a le dos en avant, le cœur est plus difficile à

examiner). L'IRM est un examen de seconde intention, réalisé le plus souvent lorsqu'il existe une anomalie en échographie (figure 29.18) ;

la TDM permet de faire le bilan étiologique et pronostique de certaines anomalies du squelette fœtal. Par ailleurs, on utilise parfois la TDM avec de très basses doses, qui ne permettent pas d'examiner le squelette fœtal, mais d'estimer les dimensions du bassin maternel lorsqu'il existe des facteurs de risque de dystocie ou de disproportion maternofœtale. En fonction des résultats, l'accouchement sera prévu par voie basse ou par césarienne ;

la radiographie n'est plus utilisée pour le bilan du fœtus.

Figure 29.18

IRM (A, B) et TDM (C, D) fœtales : coupe de repérage en IRM montrant l'ensemble du fœtus tête (astérisque) en bas dans l'utérus (A) et coupe sagittale en pondération T2 centrée sur la ligne médiane cérébrale du fœtus (B) (on note un bras en coupe axiale devant les lèvres du fœtus).

En TDM, sur les coupes en 2D (C), le squelette fœtal est visible, un peu moins dense que le squelette maternel (vertèbre lombaire) et il est possible de réaliser des reconstructions en 3D de l'ensemble du squelette fœtal, ici dans le cadre d'une suspicion d'achondroplasie (D).

Figure 29.17

Échographie anténatale chez un fœtus à 12 SA (A) et 31 SA montrant une coupe sagittale médiane de l'ensemble du fœtus à 12 SA et de la face fœtale à 31 SA. On note qu'à 31 SA, les structures cérébrales sont bien visibles, comme en échographie transfontanellaire en postnatal (cf. Figure 29.10).

Thorax

Technique

Jusqu'à 7 ans environ, la radiographie de thorax est réalisée en incidence antéro-postérieure (et non postéro-antérieure) pour plusieurs raisons : cela permet de surveiller chez le tout petit le moment de l'inspiration pour déclencher la prise du cliché, mais aussi d'éviter que l'enfant ne se retourne pour voir ce qui se passe derrière lui, rendant l'obtention d'un cliché de face impossible. Chez l'enfant plus grand, la radiographie est effectuée en incidence postéro-antérieure pour protéger la glande mammaire et la thyroïde du rayon primaire et limiter l'agrandissement photographique.

Chez le nouveau-né, le cliché est réalisé en position allongée. L'incidence de face est le plus souvent suffisante. Le cliché de profil ne sera utile que dans trois circonstances : recherche d'adénopathie, de métastase pulmonaire ou de masse thoracique.

Critères de qualité

Les critères de qualité d'une radiographie de thorax chez l'enfant sont les mêmes que chez l'adulte (cf. « Imagerie thoracique »), avec néanmoins quelques différences (figure 29.19). On considère que la radiographie est en bonne inspiration si l'on compte plus de cinq arcs antérieurs au-dessus de la coupole diaphragmatique droite (au lieu de six arcs antérieurs et dix arcs postérieurs chez l'adulte). La silhouette cardiaque semble proportionnellement plus large chez l'enfant que chez l'adulte. Ceci est lié à l'incidence antéro-postérieure, qui entraîne un facteur d'agrandissement chez l'enfant, et à la présence du thymus visible sur une radiographie jusqu'à l'âge de 6 ans qui élargi le médiastin.

Figure 29.19

Cinq différences entre la radiographie thoracique d'un nourrisson (A) et celle d'un adulte (B).

Outre l'incidence antéro-postérieure responsable d'un certain aggrandissement, les différences sont : 1. présence du thymus ; 2. non visibilité du crosse aortique ; 3. portion antérieure du gril costal entièrement cartilagineuse, donc non visible sur la radiographie ; 4. courbure claviculaire accentuée du fait de la position des bras au-dessus de la tête ; 5. point d'ossification huméral supérieur.

Il existe quelques particularités de l'image thoracique en pédiatrie à connaître : la portion antérieure du gril costal est entièrement *cartilagineuse* chez l'enfant, elle n'est donc pas visible sur la radiographie de thorax ;

trachée : chez le nourrisson, la trachée peut être coudée vers la droite sur un cliché en expiration. À cet âge, la trachée est encore souple et peut être refoulée par la crosse aortique et l'aorte descendante vers la droite. Sur le cliché en inspiration, la trachée redevient normalement rectiligne discrètement latéro-médiane droite. Avec l'âge, la trachée devient plus rigide. Elle doit être rectiligne, y compris sur un cliché en expiration chez l'enfant au-delà de 2–3 ans ([figure 29.20](#)) ;

thymus : le thymus est visible sur la radiographie de thorax de l'enfant jusqu'à 6 ans environ. Il se situe dans le médiastin antérieur et supérieur et se traduit sur la radiographie par une masse de tonalité hydrique, homogène et non compressive effaçant les arcs du médiastin (signe de la silhouette). Les signes suivants sont relatifs à la présence du thymus sur une radiographie thoracique de face ([figure 29.21](#)) :

-
- signe de la vague : aspect ondulé des bords du thymus du fait de l'impression des arcs costaux antérieurs sur son bord antérieur,
 - incisure cardiothymique : zone de raccordement entre le bord latéral du thymus et le cœur,
 - voile latine : en rapport avec une hypertrophie du lobe droit. Les vaisseaux sont visibles au travers du thymus, ce qui permet de ne pas le confondre avec un foyer de pneumopathie du lobe supérieur droit,
 - extension du thymus jusqu'à la coupole diaphragmatique : elle peut créer une fausse impression de cardiomégalie. La visibilité de la vascularisation normale et la position normale des hiles pulmonaires permettent d'écartier le diagnostic de cardiomégalie.

Figure 29.20

Déviations trachéales physiologiques vers la droite chez un nourrisson de 20 mois sur une radiographie de thorax réalisée en expiration (flèche noire) (A). Sur le cliché en inspiration, la trachée redevient rectiligne (flèche blanche) (B).

Figure 29.21

Aspects radiographiques normaux du thymus : aspect ondulé des bords du thymus sur un cliché réalisé en expiration (flèche noire) (A), aspect en voile latine (flèche blanche) (B), extension du thymus jusqu'à la coupole diaphragmatique (flèche noire en pointillés) (C), fausse impression de cardiomégalie du fait de l'extension inférieure du thymus (flèches blanches en pointillés) (D).

Communication

En pédiatrie, jusqu'à 12 ans environ, l'interlocuteur principal est le (ou les) parent(s), ce qui n'empêche pas de dire quelques mots directement à l'enfant. L'inquiétude est généralement vive, souvent sans proportion avec la gravité réelle de la maladie. Pour sécuriser l'enfant, il faut donc bien s'occuper des parents. Il est essentiel de tenir des propos clairs, honnêtes et adaptés à la compréhension des interlocuteurs. Les parents sont rassurés de savoir qu'ils peuvent accompagner leurs enfants, quand c'est possible. Ils ont besoin d'être sûrs qu'il y a eu une réflexion préalable collégiale sur le rapport bénéfice/risque de l'examen, et qu'il y aura une prévention active de la douleur. Des documents écrits et

des affiches dans le service permettent de compléter l'information, mais ils ne remplacent jamais des explications orales directes, qui doivent être cohérentes au sein du service.

À l'adolescence, l'interlocuteur principal devient le plus souvent le jeune concerné, en présence des parents. Il existe cependant des différences culturelles. Le discours du médecin reste bienveillant, clair, et ouvert sur des questions éventuelles.

La transmission des résultats diffère selon les services et la gravité de la maladie. Dans tous les cas, les examens d'imagerie doivent être envoyés au médecin demandeur, avec un compte-rendu complet et clair, dans des délais aussi brefs que possible. La communication (bilatérale) avec l'équipe clinique qui suit l'enfant est fondamentale pour que les parents aient le sentiment que l'enfant est bien soigné. Après l'examen, en cas de résultats montrant la persistance ou la récurrence d'une maladie grave, un appel téléphonique au médecin référent, avant de parler à la famille, permet de préciser les modalités de prise en charge à court terme, ce qui est essentiel pour limiter le temps d'incertitude, souvent très difficile à vivre.



Points essentiels à retenir

La réalisation des examens d'imagerie chez l'enfant requiert une attention et un soin particuliers pour le choix de la technique (la moins irradiante possible en fonction de la question posée), l'optimisation des paramètres d'acquisition et la prise en charge de la douleur.

Certains traits de fracture passant par le cartilage de croissance peuvent avoir une incidence sur la croissance d'un os long et entraîner une inégalité de longueur des membres ou une désaxation.

L'échographie transfontanellaire et l'échographie médullaire sont des techniques spécifiques d'exploration du système nerveux central utilisées chez le nouveau-né.

Le thymus peut être physiologiquement visible sur une radiographie thoracique jusqu'à 6 ans et ses différentes formes doivent être connues.

Entraînement 29.1 QCM

QCM 1

- Concernant la radioprotection en pédiatrie, quelles sont les propositions exactes :L'optimisation signifie réaliser l'examen dans les délais les plus courts
- La justification d'un examen est sous la responsabilité du médecin demandeur et du médecin prescripteur
- Le choix du protocole d'examen est sous la responsabilité du spécialiste d'imagerie
- En cas d'urgence, il est normal de prescrire une TDM par téléphone
- L'optimisation signifie préférer les techniques non irradiantes aux techniques irradiantes lorsque cela est possible

QCM 2

- Indiquez les propositions exactes : l'échographie est l'examen de première intention pour le diagnostic ; De l'appendicite aiguë
- De la pneumopathie
- Des uropathies
- Des fractures
- Des hémorragies ventriculaires et périventriculaires du prématuré

QCM 3

- Devant une fracture de l'enfant, indiquez les propositions exactes : Une seule incidence est suffisante pour éliminer le diagnostic
- Une fracture concernant le cartilage de croissance est sans conséquence
- En cas de radiographie normale et de forte suspicion de fracture, une scintigraphie osseuse est indiquée
- Le cartilage est bien visible en radiographie
- Les radiographies comparatives sont souvent nécessaires chez l'enfant

QCM 4

- Concernant les différences entre la radiographie de thorax de face de l'enfant et de l'adulte, indiquez les propositions exactes : Le thymus est visible sur une radiographie jusqu'à 10 ans
- La trachée peut être déviée physiologiquement à droite chez le nourrisson
- Une cardiomégalie est souvent visible en radiographie chez le nourrisson
- L'incidence est antéro-postérieure chez l'enfant
- L'alignement des épineuses indique que la radiographie de face est correctement réalisée

QCM 5

- Concernant les particularités de la prise en charge en imagerie pédiatrique, quelles sont les propositions exactes : Une prise en charge de la douleur est nécessaire
 - La présence des parents n'est jamais possible auprès de l'enfant pendant un examen
 - La sédation d'un nourrisson de moins de 6 mois peut être obtenue en lui proposant un biberon
 - Chez le nouveau-né, la radiographie d'abdomen sans préparation est réalisée en position couchée
 - La TDM abdominale est l'examen le plus fréquemment utilisé pour l'exploration des douleurs abdominales chez l'enfant
-

Introduction

Entraînement 3.1 : QCM

QCM 1

- Rayonnement de freinage
- Fluorescence

QCM 2

10. Le kilovoltage, l'intensité du courant et le temps d'exposition sont les principaux paramètres disponibles pour régler un faisceau de rayons X

QCM 3

10. Effet photoélectrique

QCM 4

10. Plus dense est l'objet, plus forte sera l'atténuation et on observera un aspect blanc sur la radio

QCM 5

10. La distorsion géométrique de l'image dépend de la position de la cible et de l'orientation du faisceau X
11. Si le faisceau X aborde tangentiellement la surface d'une structure opaque, une ligne est formée dans l'image

QCM 6

9. Le tissu sous-cutané a une densité graisseuse
10. Le poumon a une densité aérique

Entraînement 4.1 : QCM

QCM 1

- L'augmentation du nombre de détecteurs a permis une accélération de l'acquisition.
- Le passage du mode séquentiel au mode hélicoïdal a permis une accélération de l'acquisition

Commentaire

A L'acquisition TDM nécessite un balayage selon une multitude d'incidences angulaires acquises autour du volume.

B L'augmentation du nombre de détecteurs a permis une accélération de l'acquisition en augmentant le nombre de coupes acquises simultanément.

C Le passage du mode séquentiel au mode hélicoïdal a permis une accélération de l'acquisition (le mode séquentiel implique une pause dans l'acquisition pour permettre l'avancée de la table ; mode « step and shoot »).

E Il n'est pas nécessaire de bien maîtriser la distinction entre les différents modes d'acquisition TDM pour guider la demande d'un examen scanographique. Le choix du mode d'acquisition relève du médecin radiologue.

QCM 2

- ♦ Un dosage de la créatininémie est la règle avant la réalisation d'un angioscanner

Commentaire

A Le produit de contraste est épuré lors de la séance de dialyse suivante.

C Une urticaire peut survenir dans le cadre d'une réaction d'hypersensibilité non spécifique (donc non allergique).

D Seule la spécialité responsable de la réaction allergique sera contre-indiquée. Les autres spécialités seront autorisées après avis allergologique.

E Il n'existe pas de réaction croisée entre les différentes spécialités de produit de contraste iodé.

QCM 3

- Une réaction d'hypersensibilité immédiate à une injection de produit de contraste doit de principe faire adresser le patient en consultation d'allergologie
- Un produit de contraste iodé est un médicament

Commentaire

B Les antihistaminiques n'ont une action que sur les réactions d'hypersensibilité non spécifiques (urticaire), pas sur les réactions allergiques vraies.

C Au contraire, c'est lorsqu'elle n'est pas traitée que l'hyperthyroïdie contre-indique l'injection.

D On ne rapporte pas de tératogénicité des produits de contraste iodés dans la littérature. Le principe de précaution s'applique néanmoins. Le principal risque est celui de l'hypothyroïdie néonatale qui ne relève pas de la tératogénèse.

QCM 4

- 6) les examens TDM représentent la principale source d'exposition aux rayonnements ionisants d'origine médicale dans la population générale
- 7) la dose délivrée au patient lors d'un examen doit être inscrite sur le compte-rendu
- 8) lorsque cela est possible, il est préférable de substituer le scanner par une modalité n'utilisant pas les rayonnements ionisants
- 9) un bon examen clinique permet de réduire la dose délivrée

Commentaire

A Le scanner représente 10,5 % des examens d'imagerie mais 71 % de l'exposition.

B C'est une obligation médico-légale.

C À chaque nouvelle acquisition correspond une nouvelle irradiation.

D C'est le principe ALARA.

E Un bon examen clinique permet d'orienter la demande d'examen et de ne réaliser que les acquisitions nécessaires pour répondre à la question posée.

QCM 5

- 6) La TDM est l'examen de choix dans le cadre de l'urgence

Commentaire

A Sa large disponibilité et sa rapidité d'exécution en font une modalité adaptée à l'urgence.

B L'échographie est l'examen de première intention dans la population pédiatrique qui est considérée comme plus sensible.

C On propose en première intention un Doppler veineux des membres inférieurs, non irradiant. Ce n'est que s'il est négatif qu'un angioscanner sera envisagé.

D L'échographie endocavitaire et surtout l'IRM sont plus performantes.

E C'est au radiologue qu'il revient de décider du protocole d'acquisition, de la nécessité d'injecter ou non un produit de contraste et le cas échéant des phases d'acquisition.

Entraînement 5.1 : QCM

QCM 1

- D'un radionucléide qui émet un rayonnement γ ou β^+ et d'un vecteur qui se fixe sur une structure particulière de l'organisme

QCM 2

- Il est produit dans le service de médecine nucléaire à partir d'un générateur qui est renouvelé toutes les semaines

QCM 3

- Le ^{18}F -FDG

QCM 4

- Dans le cristal scintillant

QCM 5

- La détection en coïncidence des paires de photons γ émises lors de l'annihilation des positons

Entraînement 6.1 : QCM

QCM 1

- | | |
|------|------------------|
| MMMM | Rayons β^+ |
| NNNN | Rayons γ |
| OOOO | Rayons X |

QCM 2

- Sv

QCM 3

- Ils entraînent une mort cellulaire rapide
- Ils apparaissent au-delà d'une dose seuil
- Ils ne sont pas observés en imagerie diagnostique
- Ils peuvent entraîner la mort du sujet en cas d'irradiation corporelle massive

QCM 4

- Des niveaux de dose le plus souvent inférieurs à 20 mSv
- Une augmentation récente de la dose moyenne artificielle délivrée à la population
- Une proportion importante en rapport avec la pratique de la TDM

QCM 5

- Le risque spontané, hors rayonnement, de survenue d'une malformation est de 3 %

- Avant un examen d'imagerie utilisant des rayonnements ionisants, la recherche d'une possible grossesse par l'interrogatoire est obligatoire
- La réalisation d'un scanner cérébral chez une femme enceinte est sans conséquence sur le fœtus

QCM 6

- La demande d'un examen d'imagerie utilisant des RI doit être écrite
- La justification de l'acte est essentielle dans la demande d'un examen d'imagerie utilisant des RI
- L'optimisation de chaque examen est du ressort du radiologue ou du médecin nucléaire
- Le compte rendu de l'examen d'imagerie doit comporter des éléments nécessaires à l'évaluation de la dose délivrée
- La conversion en dose efficace permet une comparaison entre plusieurs types d'exposition

Entraînement 7.1 : QCM

QCM 1

- 0,3 mm

QCM 2

- Vésicule biliaire
- Vessie
- Épanchement pleural
- Kyste rénal

QCM 3

- Les agents de contraste en échographie sont injectables en intraveineux
- C'est le gaz contenu dans la micro bulle qui lui donne son pouvoir échogène
- Une plaque vasculaire calcifiée peut engendrer une ombre acoustique

QCM 4

- En mode TM, le balayage est arrêté
- Une sonde échographique à barrette de transducteurs permet de focaliser en émission
- La même sonde à barrette permet de réaliser des acquisitions en mode B et en imagerie Doppler couleur
- Il existe des sondes qui permettent une acquisition volumétrique

QCM 5

- La fréquence Doppler est dépendante de la fréquence d'émission de la sonde
- Augmente avec la diminution de l'angle d'incidence du faisceau par rapport au flux sanguin
- Est proportionnel à la vitesse de déplacement
- Produit une fréquence négative lorsque le flux s'éloigne de la sonde

Entraînement 8.1 : QCM

QCM 1

- Hydrogène (^1H)
- Fluor-19 (^{19}F)

QCM 2

- La différence en énergie (ΔE) entre les deux populations de spins dans le cas du noyau d'hydrogène vaut $\gamma \cdot \hbar \cdot B_0$
- La rotation de l'aimantation macroscopique dans le plan transversal ($\rightarrow M_{xy}$) induit un courant électrique sinusoïdal de même fréquence ($\omega_0/2\pi$) dans l'appareil de réception.

QCM 3

- La pondération T1 nécessite un TE court et un TR court
- Afin de limiter l'influence du temps de relaxation T2 d'un tissu sur une image pondérée en T1, le temps d'écho (TE) doit être minimisé

QCM 4

- Ils représentent une variation de champ magnétique dans une direction de l'espace
- Ils se superposent à B_0
- Le gradient de sélection du plan de coupe est appliqué pendant l'émission de la RF
- Ils modifient la fréquence de résonance des protons selon une direction de l'espace

QCM 5

- Une bobine supraconductrice permet de générer un champ magnétique intense et très homogène
- Un gradient de champ magnétique peut s'obtenir grâce à deux bobines conductrices
- Les antennes sont des bobines conductrices

Entraînement 10.1 : QCM

QCM 1

Les reconstructions sont de meilleure qualité si le volume est isotrope
Les reconstructions sont de meilleure qualité si la résolution spatiale longitudinale est élevée
L'épaisseur de coupe peut être choisie

QCM 2

- Les images 3D (VRT) peuvent être transparentes ou opaques
- Les images 3D font appel à la segmentation

Entraînement 15.1 : QCM

QCM 1

- La caractérisation correspond à la capacité de différencier une image bénigne d'une image maligne
- La capacité de détection d'un examen est représentée par sa sensibilité

QCM 2

- Toutes les propositions sont exactes

QCM 3

L'imagerie constitue un élément important du bilan d'extension
L'atteinte lymphatique est parfois évaluée par TEP/TDM

QCM 4

- Les hyperfixations osseuses visualisées avec les traceurs du remodelage osseux traduisent l'activité ostéoblastique des lésions secondaires sclérotiques
- Les hypofixations osseuses visualisées avec les traceurs du remodelage osseux traduisent l'activité ostéoclastique des lésions secondaires lytiques
- Un MRP utilisé en oncologie explore une perturbation du métabolisme ou d'une fonction cellulaire impliquées dans les mécanismes physiopathologiques de la cancérogenèse

Entraînement 16.1 : QCM

QCM 1

- A Os
- B Poumon

QCM 2

- A Déminéralisation

QCM 3

- C Hypodense
- D Rehaussé après injection de produit de contraste

QCM 4

- A Élargissement
- B Infiltration de la graisse périphérique
- C Refoulement des interfaces alentour
- D Déviation des bords habituels des organes

QCM 5

- A Hyposignal T1
- B Hypersignal T2
- C Prise de contraste rapide en T1

QCM 6

- A Hyposignal T1
- B Hyposignal T2
- C Possible prise de contraste retardée en T1

QCM 7

- A Hypoéchogène
- B Avec un hypersignal Doppler

QCM 8

- C Anéchogène
- D Sans hypersignal Doppler

QCM 9

- B ^{18}F -FDG

QCM 10

- B Établir le bilan lésionnel corps entier de la maladie
- C Guider d'éventuelles biopsies pour confirmation diagnostique
- D Évaluer le niveau d'activité des lésions

Entraînement 17.1 : QCM

QCM 1

- C Poumon

QCM 2

- A Os

QCM 3

- D IRM

QCM 4

- A Citrate de ^{67}Ga
- B ^{18}F -FDG
- C Leucocytes marqués
- D Anticorps antigranulocytaires

QCM 5

- A Hyposignal T1
- B Hypersignal T2

QCM 6

- A Centre en hyposignal T1 avec prise de contraste périphérique
- B Centre en hypersignal T2

QCM 7

- D Hypoéchogène

QCM 8

- B Déminéralisation

QCM 9

- E Poumon

QCM 10

- A Hypersignal T2 en IRM
- B Opacité en TDM
- C Déminéralisation en radiographie

Entraînement 18.1 : QCM

QCM 1

- B L'angiographie X

- C L'angio-TDM
- D L'échographie

QCM 2

- A L'angiographie X permet de mettre en évidence le développement de vaisseaux collatéraux
- B Les épreuves d'effort ou de stress permettent de démasquer une ischémie chronique liée à une sténose artérielle hémodynamiquement significative

QCM 3

- B TDM des coronaires
- C Coronarographie

QCM 4

- C Elle permet d'évaluer l'état du parenchyme

Entraînement 19.1 : QCM

QCM 1

D TDM

QCM 2

- B Hyposignal T1 et hypersignal T2

QCM 3

- A 50-70 UH

QCM 4

- A Anéchogène

Entraînement 20.1 : QCM

QCM 1

- C Radiographie

QCM 2

- A Luxation
- B Fracture
- C Tumeur
- D Cal osseux

QCM 3

- A Os cortical
- B Os médullaire

QCM 4

- A Rien dans les phases initiales
- B Un pincement

QCM 5

- A Un hyposignal T1
- B Un hypersignal T2

QCM 6

- A De l'os médullaire
- B Du cartilage
- C Des muscles
- D Des ligaments
- E Des tendons

QCM 7

- B Utilise des traceurs des ostéoblastes
- C Est analysée 2 à 4 heures après l'injection du MRP

QCM 8

- A Cartilage de croissance
- B Rein
- C Vessie
- D Diaphyse osseuse

Entraînement 21.1 : QCM

QCM 1

- A Le LCS est hypodense
- B L'air est hypodense
- C Les calcifications sont hyperdenses
- D Le sang frais est hyperdense

QCM 2

- A Hyposignal T1
- B Hypersignal T2
- C Hyposignal FLAIR

QCM 3

- A Hypersignal T1
- B Hyposignal T2
- C Hyposignal FLAIR

QCM 4

- A La perfusion cérébrale par tomoscintigraphie au ^{99m}Tc -HMPAO
- B Le métabolisme glucidique cérébral par TEP au ^{18}F -FDG
- C Le dépôt cortical des plaques amyloïdes en TEP
- D La voie dopaminergique nigrotriée présynaptique en scintigraphie au DatSCAN®

QCM 5

- A Permet l'étude de la voie dopaminergique nigrotriée présynaptique
- B Est marqué à l'iode-123

QCM 6

- A Permet d'étudier le métabolisme glucidique cérébral global
- B Apporte des arguments dans le diagnostic différentiel des démences en mettant en évidence des motifs de fixation différents selon le type de démence

Entraînement 22.1 : QCM

QCM 1

- A La chaîne ossiculaire est bien visible en TDM
- B Les liquides de l'oreille interne sont étudiés principalement en IRM
- C L'IRM de l'oreille interne est l'examen de choix pour l'exploration de vertiges

QCM 2

- D La TDM du massif facial est l'examen de première intention devant une suspicion de fracture
- E Une diplopie dans le regard vers le haut après un traumatisme oculaire doit faire réaliser une TDM à la recherche d'une incarceration du muscle oculomoteur droit inférieur au sein d'une fracture du plancher de l'orbite

QCM 3

- C L'IRM naso- et oropharyngée est indiquée dans le bilan d'une adénopathie cervicale sans porte d'entrée retrouvée
- D La TDM cervicofaciale est l'examen de première intention en imagerie oncologique ORL
- E Un envahissement circonférentiel de l'artère carotide par une tumeur ou une adénopathie est une contre-indication au traitement chirurgical

QCM 4

- B La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée dans le bilan d'extension des carcinomes épidermoïdes de stades avancés pour rechercher des métastases à distance
- C La TEP au ^{18}F -FDG est indiquée recherche d'une localisation synchrone d'une tumeur des VADS
- D L'intensité de fixation maximale intra-tumorale du ^{18}F -FDG à un intérêt pronostique

Entraînement 23.1 : QCM

QCM 1

- B Elle est dans la mesure du possible acquise en projection postéro-antérieure
- C Elle est acquise en inspiration profonde

QCM 2

- A Une opacité pulmonaire se traduit par une augmentation de la densité, comparativement au parenchyme pulmonaire adjacent
- B Une lésion calcifiée sera plus opaque qu'une lésion tissulaire
- C Une clarté se traduit par une diminution de la densité

QCM 3

- D La fixation

QCM 4

- B Le temps artériel pulmonaire est acquis juste avant le temps artériel aortique
- C Le temps veineux est acquis 70 à 90 secondes après injection

QCM 5

- A L'aorte ascendante normale ne dépasse jamais 45 mm de diamètre
- B Un nœud lymphatique dont le petit diamètre est supérieur à 10 mm est suspect
- C Un nœud lymphatique à centre graisseux est bénin

QCM 6

- A Elle permet la visualisation de la distribution régionale de la perfusion et la ventilation au sein des poumons
- B Son indication principale est la recherche d'embolie pulmonaire

QCM 7

- C Elle permet la caractérisation métabolique des masses pulmonaires

Entraînement 24.1 : QCM

QCM 1

- B Il s'agit d'une image d'IRM
- C Il s'agit d'une coupe en orientation « grand axe horizontal »
- D La structure B correspond à l'atrium droit

QCM 2

- B En cas d'ischémie le myocarde reste viable
- C En scintigraphie myocardique au ^{99m}Tc -MIBI, une ischémie d'effort se traduira par une diminution de la perfusion myocardique en post-stress, réversible au repos

QCM 3

- A C'est une reconstruction tridimensionnelle en rendu volumique d'une angio-TDM
- B Il y a un anévrisme fusiforme de l'aorte ascendante

Commentaire

- C, D Naissance commune du tronc artériel brachiocéphalique (TABC) et de l'artère carotide commune gauche (tronc bicarotido-sub-clavier).
- E Collet proximal.

QCM 4

- C Il y a un épaissement de septa interlobulaires
- D Il y a du verre dépoli
- E C'est un aspect évocateur d'un œdème pulmonaire cardiogénique

QCM 5

- A TDM
- B Scintigraphie

QCM 6

- B L'examen de première intention en cas de syndrome aortique aigu est une angio-TDM
- C La présence d'un voile intimal dans la lumière de l'aorte signe une dissection aortique
- D Toutes les artères peuvent être atteintes par une dissection

Entraînement 25.1 : QCM

QCM 1

- A Est anéchogène avec renforcement postérieur
- B Est liquidienne typique

QCM 2

- B Une image hyperéchogène avec atténuation postérieure
- C Un calcul

QCM 3

- A N'est probablement pas liquidienne
- B N'est probablement pas calcifiée
- C Peut être une tumeur

QCM 4

- D On observe un croissant clair sous la coupole diaphragmatique droite
- E Il y a un niveau hydroaérique dans la poche à air gastrique

QCM 5

- C Il existe une tumeur globalement hypervascularisée

Entraînement 26.1 : QCM

QCM 1

- A Anéchogène
- B Avec un renforcement postérieur
- C De contours nets
- D Sans paroi

QCM 2

- E Avec injection à un temps excrétoire (> 3 mn)

QCM 3

- A Un aspect en boule des calices
- B Une perte de la concavité du bord inférieur du bassin
- C Une augmentation du diamètre antéro-postérieur du bassin
- D Un retard d'apparition de la néphrographie
- E Un retard d'opacification de la voie excrétrice

QCM 4

- A Une dilatation des cavités pyélocalicielles
- B Une néphromégalie

- C Une image de fixation très intense des traceurs tubulaires au niveau du rein
- D Parfois un épanchement autour du rein.

QCM 5

- A Une densité homogène, voisine de celle de l'eau (de -15 à 20 UH)
- B L'absence de rehaussement de la densité de la masse après injection de produit de contraste
- C Des contours nets
- D Une paroi externe très fine et régulière

QCM 6

- D Une scintigraphie
- E Une mesure de clairance

QCM 7

- A ^{99m}Tc -MAG3
- B ^{99m}Tc -EC
- C ^{99m}Tc -DTPA

QCM 8

- A Scintigraphie au ^{99m}Tc -MAG3
- B Uro-IRM
- C Uro-TDM

Entraînement 27.1 : QCM

QCM 1

- A Tour de spire
- B Épaississement tubaire

Commentaire

Il s'agit des deux signes les plus évocateurs de torsion d'annexe. Les kystes endométriaux sont retrouvés dans la GEU. La présence d'un flux Doppler dans la trompe n'est pas un signe de torsion d'annexe (son absence peut éventuellement le suggérer). La présence d'un épanchement intrapéritonéal est non spécifique

QCM 2

- B La présence de contours spiculés
- C La présence d'un foyer de microcalcifications
- D La présence d'une adénopathie visible dans le creux axillaire

Commentaire

Le cancer du sein se présente comme une masse hyperdense (la graisse est un signe de bénignité et rend la masse hypodense). Les macrocalcifications sont des entités bénignes en mammographie.

QCM 3

- C 50–74 ans

QCM 4

- A La recherche du nœud lymphatique sentinelle vise à identifier le nœud lymphatique le plus à risque d'envahissement par les cellules malignes tumorales
- B Pour la technique isotopique, on utilise de petites particules dont le diamètre va de 50 à 100 nm, marquées au ^{99m}Tc

Commentaire

La technique du nœud lymphatique sentinelle vise à identifier le nœud le plus à risque d'envahissement tumoral. Une exérèse sélective de ce seul nœud lymphatique est réalisée. Si son analyse histologique ne montre pas d'infiltration tumorale, alors le curage lymphatique extensif n'est pas nécessaire (risque d'atteinte des autres nœuds lymphatiques quasi nul). Son indication est le cancer du sein de moins de 3 cm, sans envahissement axillaire suspecté à l'examen clinique ou à l'échographie. La recherche du nœud lymphatique sentinelle peut se faire selon par la méthode isotopique : le radiotracer est injecté à proximité de la tumeur du sein. Il s'agit de petites particules dont le diamètre va de 50 à 100 nm, marquées au ^{99m}Tc , qui vont migrer par le système lymphatique, sans passer dans le système sanguin.

Entraînement 28.1 : QCM

QCM 1

- B Un nodule thyroïdien hypoéchogène, de contours irréguliers, de grand axe perpendiculaire à la peau et porteur de microcalcifications est le plus souvent malin
- C La scintigraphie thyroïdienne est utile en cas d'hyperthyroïdie à la Cordarone®

QCM 2

- B Des glandes parathyroïdes ectopiques peuvent être médiastinales
- C La scintigraphie parathyroïdienne doit explorer la région cervicale et médiastinale

QCM 3

- B Un scanner sans injection de produit de contraste permet de caractériser un adénome surrénalien
- C Dans les adénomes cortisoliques, la scintigraphie au ^{131}I -iodocholestérol montre typiquement une fixation unilatérale
- D La TEP au ^{18}F -FDG permet d'aider à caractériser les tumeurs non typiques d'adénome en imagerie conventionnelle

QCM 4

- B La richesse en graisse des adénomes de Conn peut être décelée par une séquence spécifique d'IRM
- C La scintigraphie au ^{131}I -iodocholestérol n'est pas un examen de première ligne

QCM 5

- D L'imagerie TEP permet aussi de caractériser l'expression des récepteurs de la somatostatine par les tumeurs
- E La TEP au ^{18}F -FDG est peu fixante dans les tumeurs bien différenciées

Entraînement 29.1 : QCM

QCM 1

- B La justification d'un examen est sous la responsabilité du médecin demandeur et du médecin prescripteur
- C Le choix du protocole d'examen est sous la responsabilité du spécialiste d'imagerie
- D L'optimisation signifie préférer les techniques non irradiantes aux techniques irradiantes lorsque cela est possible

QCM 2

- A De l'appendicite aiguë
- B Des uropathies
- C Des hémorragies ventriculaires et périventriculaires du prématuré

QCM 3

- C En cas de radiographie normale et de forte suspicion de fracture, une scintigraphie osseuse est indiquée

QCM 4

- B La trachée peut être déviée physiologiquement à droite chez le nourrisson
- C L'incidence est antéro-postérieure chez l'enfant
- D L'alignement des épineuses indique que la radiographie de face est correctement réalisée

QCM 5

- A Une prise en charge de la douleur est nécessaire
- B La sédation d'un nourrisson de moins de 6 mois peut être obtenue en lui proposant un biberon
- C **Chez le nouveau-né, la radiographie d'abdomen sans préparation est réalisée en position couchée**

Index

0-9, and Symbols

¹¹¹In 287

¹¹C 54

¹²³I 320

¹²³I-MIBG 323

¹³¹I-6-iodométhyl-19-norcholestérol 323

¹³N 54

¹⁵O 54

16 α -¹⁸F-fluoro-17 β -estradiol (¹⁸FES) 316

¹⁸F 54

¹⁸F-DOPA 323

¹⁸F-FDG 164, 182, 198

¹⁸F-FMISO 182

²⁰¹Tl 255

⁶⁷Ga 172

⁶⁸Ga 54, 287

⁸²Rb 54

^{99m}Tc 52, 320

^{99m}Tc-sestamibi 182

^{99m}Tc-tetrofosmine 182

A

Abcès 168–169, 243

Abdomen sans préparation 336

Ablathermie 87

Ablation percutanée 29

Absorption 76

Acide

désoxyribonucléique 66

dimercaptosuccinique 53

iminodiacétique 53

Acquisition

dynamique 58

multiphase 43

statique 58

volumique 46

Activité 66

Activité ostéoblastique 197

Activité ostéoclastique 197

Acuité visuelle 132

ADC 104

Adénocarcinome 243

prostatique 55

Adénofibrome 314

Adénome 322

Conn 324

Cushing 324

surrénalien 324

Adénomégalie 241

Adénopathies 241
Adénosine 263
Adhérence 171
ADN 66
Adolescent 330
Aérosols 244
Âge osseux 333
Agents de contraste
 échographique 85
 en IRM 97
Aimant 105
Aimantation 91
Akinétique 249
ALARA 45, 68
Albumine 254
Algodystrophie 197, 200–201
Amplificateur de luminance 23
Analogues de la somatostatine 287
 marqués au ⁶⁸Ga 326
Analyse rétrospective des erreurs 137
Anastomose 261
Anéchogène 81, 162
Anévrisme 187, 209, 258, 284
 intracrânien 188
Anger 56
Angiogenèse 284
Angiographie 29, 249, 299
Angiographie conventionnelle 208
Angio-TDM
 de l'aorte 254
 des artères coronaires 254
 pulmonaire 254
Angle magique 91
Angor 262
Anisotropie 108
Annihilation 51, 60
Anode tournante 18, 20
Antennes 107
Anticorps antigranulocytaires marqués 171
Antiparkinsoniens 212
Apnée 40
Appendicite aiguë 336
Apposition périostée 332
Archivage 12
ARM 257
Arrêt du transit 280
Artefacts 8, 39, 133
 métalliques 40
Artères

- coronaires 249
- du polygone de Willis 213
- rénales 293
- Artériographie 249
- Arthrite septique 171
- Arthrose 194, 199–200
- Articulation 198
- ASP 27, 270, 336
- Atélectasies 171
- Athérosclérose 176, 261
- Atrophie
 - hippocampes 219
- Atrophie 171
- Atténuation 21, 61, 62, 76
- Atténuation postérieure 280
- Augmentation de densité radiologique 200
- AV1 55
- AV45 55
- AVC 217
- Axiale 12
- B
 - β^- ou α 66
 - Background* 10
 - Balayage 58
 - Barrière hématoencéphalique 212–213
 - Baryum 24, 40
 - Basedow 321
 - Bassinets 295
 - Becquerel (Bq) 66
 - Besilesomab 171
 - Bilan d'extension 156
 - Bili-IRM 275
 - Biopsies percutanées des lésions mammaires 314
 - BI-RADS 314
 - Bisphosphonates 197
 - Bobines de gradient 106
 - BOLD 105
 - Boltzmann 91
 - Bolus-tracking* 240
 - Bronchogramme aérique 242
 - Bruit 10
 - Bruit de fond 10
- C
 - CAD 39
 - Cadence image 80
 - Cadre osseux 236
 - Cage de Faraday 107
 - Cal fracturaire 194
 - Calcification 194, 200, 241

Calcul 295, 336
 urinaire 300
 vésiculaire 280
Caméra TEP 55
Canal de Wirsung 275
Canal omphalomésentérique 338
Cancer
 pulmonaire 237, 243–245
 rein 303
 sein 314
 thyroïdien 54
Capsule 198
Capteurs 85
 plans 23
Cardiomégalie 342
Cartilage 194, 198, 332
 articulaire 196
 de conjugaison 331
 de croissance 198, 331
Cartographie des flux 255
Catégorie A ou B 68
Cathétérisme 209
Cavité
 articulaire 198
 médullaire 194
 pyélocalicielle 292, 294, 295
 utérine 309
Célérité 74
Champ de vue 8
Champ magnétique 90
Chélate 52
Chélates de gadolinium 97
Cholangio-IRM 275, 280
Cholangite sclérosante 280
Cholestéatomateuse 225
Choline 98
Cicatrice 162
Cicatrice de pyélonéphrite 299
Circulation collatérale 176
Cisaillement 74
Citrates de gallium 67 (⁶⁷Ga) 164
Clairance 299
Claire 24
Clarté 22
Clarté pulmonaire 237
Classification TI-RADS 321
Claustrophobe 272
Codage en fréquence 101
Codage en phase 101

- Coefficient
 - d'atténuation 35
 - d'atténuation du sang 187
 - de diffusion apparent 104
- Cœur 248
- Coïncidence 60
- Coïncidences fortuites 62
- Colique néphrétique 300
- Collapsus 237
- Collimateur 57
- Collimateur primaire 33
- Collimation 57
 - électronique 60
- Colonnes de Bertin 292
- Coloscanner 272
- Coloscopie virtuelle 272
- Comminutif 334
- Communication 136, 342
- Complexe 52
- Compression 74
- Compression médullaire 208
- Compte-rendu 142
- Computer-aided diagnosis* 39
- Condensation 194, 200
 - alvéolaire 242
 - sous-chondrale 199
- Conduit pancréatique 275
- Cône d'ombre postérieur 82, 280
- Cône terminal 335
- Console d'acquisition 34
- Constante d'écran 97
- Contention 331
- Contraste 10, 18
 - d'impédance 79
 - de phase 108, 255
 - sur bruit 10
- Contre-indications 142
 - de l'IRM 107
- Conversion analogique-numérique 8
- Coolidge 18
- Coronale 12
- Coronarographie 249
- Coroscanner 178
- Coro-TDM 263
- Corps entier 58
- Corps étranger 200, 237
- Corps étranger endobronchique 237
- Correction de gain en fonction de la profondeur 79
- Cortex 292

Cortex visuel primaire 130
Corticosurréalome malin 324
Coupes 10
Coûts des examens d'imagerie 145–148
Créatine 98
Cristal 55, 58, 60
 scintillant 33
 semi-conducteurs 62
Critères de qualité 234
Croissance 331
Croissant gazeux 337
CTDI 67
Cul-de-sac rectovésical 277
Cupule 295
Curage 316
Cycle cardiaque 248
Cyclotron 52
Cystites 303
Cystographie 299
Cystoscintigraphie 300
Cytotoxique 216
CZT 62
D
Datation 189
DatSCAN® 212, 215, 220
Débit de filtration glomérulaire 299
Débit sanguin cérébral 212
Demande d'examen 142
Demandeur 136, 330
Démences 219
Déminéralisation 168, 194, 200–201
Densité 35
Densité osseuse 194
Déoxyhémoglobine 186
Dépistage 152
Dépistage organisé du cancer du sein 313
Déplacement chimique 98
Descellement septique 172
Désoxyhémoglobine 105
DFG 299
DICOM 12
Différenciation corticomédullaire 292, 339
Diffusion 104
Diffusion Compton 55, 62
Dilatation
 calicielle 301
 des cavités pyélocalicielles 300
 pyélique 301
Diminution de la densité radiologique 200

Dipyridamole 263
Direct radiography 23
Dispersion 77
Dissection 176, 260
Dissection aortique 240–241
Distorsion géométrique 27
Distorsions architecturales 313
Diurétique de l'anse 296–298
Diverticule de Meckel 190, 338
DMSA 53, 172, 299, 339
Dopamine 212
Dose
 absorbée 66
 efficace 67
 équivalente 67
 maximale au public 68
 reçue 66
 seuil 66
Dosimétrie 61, 143
Double lecture 137
Douglas (cul de sac de) 277
Douleur 331
DR 23
Drainage 298
Drain pleural 238
DTPA 53, 298–299
Durcissement du faisceau 40
Dynodes 55
Dyschromatopsies 133
Dyskinétique 249
Dysphagie 279
Dysplasie fibreuse 198
E
Eau extracellulaire 168
EC 298
ECG 248
Échelle Hounsfield 36
Échelles de couleurs 131
Échiquier d'Adelson 132
Écho de gradient 95
Écho de Spin 94
Échogénicité 81
Échographes ultraportables 87
Échographie 196, 251, 292, 300
 cardiaque transœsophagienne 250
 cardiaque transthoracique 250
 mammaire 312
 médullaire 335
 pelvienne 308

- transfontanellaire 334
- Écran radioluminescent 22
- Écran renforceur 22
- Edicis® 339
- EDTA 299
- Effet
 - aléatoire 66
 - cancérogène 67
 - Compton 18, 21
 - de volume partiel 8, 40
 - déterministe 66
 - Doppler 82
 - photoélectrique 18, 20
 - stochastiques 66–67, 330
 - tardif 66
 - précoce 66
- Élastographie 313
- Élastographie ultrasonore 75
- Électron 66
- Embolie 176
- Embolie pulmonaire 241, 244
- Embryon extra-utérin 310
- Emphysème pariétal 238
- Endomètre 309
- Endométriome ovarien 311
- Endométriose 311
- Endovasculaire 178
- Énergie cinétique 19
- Enfant 330
- Engagement
 - amygdalien 216
 - sous-falcoriel 216
 - temporal 216
- Entéroclyse 272
- Entéro-IRM 275
- Entéro-scanner 272
- Entorse 194
- EOS 23
- Épanchement
 - intra-articulaire 197
 - péricardique 242
 - pleural 238, 242
- Épilepsie 219
- Épiphyse 198, 331
- Épreuve d'effort 263
- Érosions 171
- Erreur
 - d'interprétation 137
 - cognitive 137

- de communication 137
- de détection 136
- de perception 136
- procédurale 136
- Espace clair, rétrosternal et rétrocardiaque 237
- ETF 334
- Éthmoidite 227
- Éthylène dicystéine 298
- Étude
 - de la perfusion 244
 - de la ventilation 244
 - scintigraphique de la cinétique des plaquettes 286
- Excitation sélective 100
- Expiration profonde 237
- Exposition 67
- Exposition naturelle 67
- F
- Face 12
- Faibles doses 67
- Fascia
 - de Toldt 296
 - latéro-conal 296
 - périrénal de Gerota 296
 - rétropéritonéal 296
- Faux chenal 241
- Faux du cerveau 216
- FCH 54
- FDG 52, 54, 212
- F-DOPA 54, 212, 215, 220
- Fenêtrage 36, 131
- Fenêtre
 - médiastinale 239
 - osseuse 239
 - parenchymateuse 239
- Ferromagnétiques 97
- FEV 249, 254
- FEVG 264
- F-FDG 52, 245
- Fiber tracking* 108
- Fibrinolytique 217
- Fibrose 162, 171, 238
- Fibrose néphrogénique systémique 97, 297
- FID 93
- Field of view* 8
- Figures ambiguës 133
- Films photographiques 22
- Filtration glomérulaire 298
- Filtre 33
 - lissant 134

- mou 20, 36
 - renforceur 134
- Filum terminale 335
- Fissure
 - horizontale 237
 - oblique 237
- FLAIR 108
- Flammèche 188
- Flap intimal 241
- Flou de l'image 25
- Flou géométrique 20
- Fluorescence 19
- Fluorocholine 54
- Fluorodésoxyglucose 54
- Fluorodopa 212
- Fluoromisonidazole 182
- Fluorure 54
- FMT 263
- FNa 54
- Foie et voies biliaires 280
- Follicules 309
- Fonction rénale absolue 299
- Fonctions relatives 299
- Fonction ventriculaire 249
- Fontanelle antérieure 334
- Forfait intellectuel 146
- Forfait technique 146
- Fosses nasales 227
- FOV 8
- Foyers de microcalcification 313
- FP-CIT 212
- Fraction
 - d'éjection 181
 - d'éjection ventriculaire 249
 - de raccourcissement 250
- Fracture 194–196, 198
 - de l'enfant 334
 - en cheveu 334
 - en motte de beurre 334
 - épiphyso-métaphysaire 334
 - sous-périostée 334
- Free Induction Decay* 93
- Fréquence de Larmor 93
- Fréquence maximale théorique 263
- Frontale 12
- Fusion 124
- G
- Gadolinium 97
- Galactographie 313

Gallium 68 54
Gamma-caméra 55
Ganglion sentinelle 156, 316
Ganglions 241
Gel d'échographie 78
Générateur 52
Glandes salivaires 228
GLUT 53
Goitre multinodulaire toxique 322
Goût métallique 42
Gouttières pariétocoliques 277
Gradient 95, 99
Gradient de lecture 101
Graisse brune 54
Grande scissure 237
Gray 66
Grille antidiffusante 21
Grilles d'Hermann 132
Gros vaisseaux du médiastin 240
Grossesse 43, 69
Grossesse extra-utérine 310
Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale 68, 136, 330
H
Hémarthrose 186
Hématies 53
Hématome 186, 213
 extradural 219
 sous-dural 219
Hémodialyse 43
Hémopéritoine 187, 310
Hémorragie 186
 chronique 285
 péri- et intraventriculaire 335
 pulmonaire 243
 sous-arachnoïdienne 219
Hémosidérine 186
Hémothorax 187
Hibernation 261
HMDP 53, 172
HMPAO 53, 212
Hybrides 61
Hyper 320
Hyperaldostéronisme primaire 324
Hypercoagulabilité 176
Hypercortisolisme 324
Hyperdenses 36
Hyperéchogène 82
Hyperfixation 50
Hyperfixations articulaires 197

Hyperhémie 172
Hyperparathyroïdie 322
Hyperplasie bilatérale 324
Hypersécrétions ACTH-dépendantes 324
Hypersécrétions ACTH-indépendantes 324
Hypertension pulmonaire 240–241
Hyperthyroïdies 54
Hypervascularisation tissulaire 162
Hypodenses 36
Hypoéchogène 162
Hypofixation 50
Hypokinétique 249
Hypoperfusion 177
Hypophyse 213
Hypothèses diagnostiques 142
Hypothyroïdie 320
Hypoxie cellulaire 182
Hystéro-salpingographie 308
I
IDA 53
Illusion visuelle 132
Image 8
Image 3D 123
Image radiante 18
Imagerie
 d'émission 50
 de transmission 50
 numérique 46
Immobilité 331
Impédance acoustique 75, 77
Impulsion 92
Impulsion sélective 100
Incidence
 antéro-postérieure 25, 340
 postéro-antérieure 25, 234, 340
Incisure cardiothymique 342
Index de dose scanographique 67
Indice de Pourcelot 293
Indice de résistance 293
Indium 53
Infarctus
 constitué 177
 du myocarde 176, 262
 du myocarde aigu 179
 veineux 176
Infection 197
 génitale haute 310
 pulmonaire 168
 osseuse 200

Infiltrations ostéomédullaires 198
Inflammation 160
 osseuse 161
 pulmonaire 161
Inspiration maximale 236
Insuffisance
 artérielle aiguë 176
 artérielle chronique 176
 cardiaque 264
 rénale 42, 304
 surrénale primaire 325
Intensité 19–20
Interligne articulaire 195, 198
Invagination intestinale aiguë 336
Iode 24, 40, 53, 270
Ioflupane 53
IRM 90, 195, 255, 296, 299, 303
 de diffusion 108
 fonctionnelle d'activation cérébrale 105
 mammaire 313
 pelvienne 308
 prostatique 298
 rénale 297
Irradiation 66
Ischémie 176
 cérébrale 216
 mésentérique 179
 myocardique 261
Isodense 36
J
Jeun 275
Jonction pyélo-urétérale 296
Justification 68, 142
K
Kerley 265
Kilovoltage 20–21, 34
Kits 52
Krypton 53
Krypton-81 m 244
Kyste
 cortical 302
 intramammaire 314
 lutéal hémorragique 310, 311
L
Labyrinthe 225
Lactate 176
Larmor 91
Lavement 270
Lavement opaque 338

liquide céphalo-spinal (LCS) 212, 275
Lecture d'un compte-rendu d'imagerie 142
Lésions
 kystiques 281
 musculaires, tendineuses ou ligamentaires 197
 solides 282
 tumorales osseuses 156
Leucocytes 53
Leucocytes autologues 171
Leucomalacie périventriculaire 335
Ligament 196
 falciforme 337
Ligne de « Damoiseau » 238
Limitation des doses reçues 68
Localisation 56
Localisations métastatiques d'un cancer du sein 315
Longueur d'onde 75
Look-up table 37
LUT 37
Luxation 194, 198
Lymphœdème 316
Lymphographie 249
Lymphome 243
Lymphoscintigraphie 317
M
mA 19–21
Macro-agrégats 244
Macro-agrégats d'albumine 53
MAG3 53, 298, 339
Maladie
 d'Alzheimer 219
 de Crohn 162
 de Parkinson 220
 neurodégénérative 212, 219
Malformation
 artérioveineuse 311
 congénitales 69
 vasculaires 208–209
Maltraitance 334
Mammographies 29
Manipulateur en électroradiologie 136
Maquette cartilagineuse 332
Marquage 51–52
Masse 153, 243, 313
 rénale 302
 tubaire 310
Matériau piézoélectrique 85
Matrice 8
Maturation osseuse 331

Maximal intensity projection 39, 122
Méats urétéraux 293
Méfrofénine marquée au ^{99m}Tc 285
Médecin demandeur 142
Médecin prescripteur 142
Médecine nucléaire 50
Médiastin 237
Médicament radiopharmaceutique 50
Médullaire 292
Mémorisation 130
Méninges 213
Ménisque 196
Mertiatide 298
Mésothéliome 239, 242
Métabolisme glucidique 212
Métadonnées 12
Méta-iodobenzylguanidine 339
Métaphyse 198, 331
Métastase 197
 osseuse 198, 201, 202
 pleurale 242
Metformine 43
Méthémoglobine 186
Méthode de suivi de l'embole 240
Méthode itérative 59
MIBG 53, 255, 339
MIBI- ^{99m}Tc 321–322
Microbulles 292
 de gaz 85
Micronodule 153, 243
Milliampérage 20, 34
Minimal intensity projection 39, 122
MinIP 122
MIP 122, 295
Mode
 3D 81
 B 79
 Doppler 82
 Doppler continu 83
 Doppler pulsé 83
 hélicoïdal 35
 imagerie Doppler 84
 liste 57
 radio 35
 séquentiel 35
 temps-mouvement 80
Modules 74
Moelle
 épinière 215

- hématopoïétique 194
- osseuse 196
- Moment angulaire 90
- Moment magnétique 90
- Mouvements anormaux 219
- MPR 39, 122
- MRP 50, 52, 254
- Multi-barrettes 33
- Multi-détecteurs 33
- Muqueuse gastrique métaplasique 338
- Muscles 196
- Myocarde sous-épiqueurique 261
- Myomètre 309
- N
- NAA 98
- N-acétylaspartique 98
- Nanocolloïdes 317
- Nécrose 177
- Néoangiogenèse 216
- Néphrographie 294
- Nephromag® 53
- Néphromégalie 300
- Néphroprotection 43
- Néphrotoxicité 42
- Neuroblastome 338
- Neuroradiologie 206
- Neurotransmetteur 212
- Niveau
 - de gris 130
 - de références diagnostiques 68
 - hydroaérique 234, 280
- Nodule 153
 - hyperfixants 321
 - hypofixants 321
 - pulmonaire 243, 245
 - thyroïdien 320
- Nœuds lymphatiques médiastinaux 241
- Nombre quantique 90–91
- Non-ionisante 86
- Noriodocholestérol 53
- Normokinétique 249
- Notions de radioprotection 142
- Nourrisson 330
- Nouveau-né 330
- Noyaux d'ossification 332
- NSF 97
- Numérique 8
- Nutation 92
- O

Objets « impossibles » 133
Obstruction aiguë 300
Occlusion 280, 337
Occlusion artérielle 178, 219
Œdème 168
 pulmonaire 242, 265
 tissulaire 160
 vasogénique 216
Œdème aigu du poumon 265
Onde
 de cisaillement 75
 émise 79
 mécanique 74
 réfléchi 79
 sinusoïdale 75
Opacification digestive 337
Opacité 22, 168
Opacité pulmonaire 237
Opaque 24
Optimisation 68, 142
Oreille 224
Oreille externe et moyenne 225
Orifices intracrâniens physiologiques 216
Os
 cortical 194, 196, 198
 sous-chondral 194
 spongieux 194, 198
 temporal 224
 trabéculaire 196
Ossification 194
 enchondrale 332
 membraneuse 332
Ostéoarticulaires 194
Ostéocondensation 194, 200
Ostéolyse 171, 194, 199–201
Ostéome ostéoïde 198
Ostéomyélite 172, 198
Ostéonécrose 198
Ostéoporose 201
Ostéosarcome 198–199
Ostéosclérose 194
Otite 225
Ovaires 309
P
PACS 12
Paget 198
Pancréas 325
Paragangliome 324
Parathyroïdes 322

Parenchyme 237
Parents 343
PDL 67
PDS 67
Pentétréotide 53
Pentétréotide marqué à l'¹¹¹In 326
Perception du contraste et des couleurs 130
Perception visuelle 130
Perforation d'un organe creux 277
Perfusion 104
 cérébrale 212
 myocardique 256
Période 51
Périoste 199, 332
Pertéchnétate 53, 338
Petite scissure 237
Phase corticale 295
Phase parenchymateuse 295
Phénomènes inflammatoires actifs 164
Phéochromocytome 324
Phlébite 260
Phlébographie 249
Photocathode 55
Photodiodes au silicium 62
Photomultiplicateur 55
Photon diffusé 21
Photons γ 51, 66
Photons X 51, 66
Physe 331
PIB 55
Piégeage expiratoire 237
Pincement 199
 articulaire 198
 de l'interligne 195
Pinhole 58
Pixel 8, 36, 122, 132
Plaie vasculaire 187
Plaque
 amyloïde 55, 212
 d'athérome 176
Plastique 334
Plèvre 236
Plexus choroïdes 213
PM 55
Pneumatose pariétale 179
Pneumomédiastin 237
Pneumopathie 242
Pneumopéritoine 336
Pneumothorax 237–238

Points d'ossification 333
Polyarthrite rhumatoïde 161
Polytraumatisé 194
Polytraumatisme 208
Pondérations 96
Pondérée
 en T1 96
 en T2 96
Pont d'épiphysiodèse 334
Potter 21
Précapillaires pulmonaires 244
Précession 91, 93
Précurseur
 de l'adrénaline 287
 des phospholipides membranaires 287
 dopaminergique 287
Prescripteur 136, 330
Prescription médicale 46
Prise de contraste (ou rehaussement) annulaire 170
Production du radionucléide 51
Produit
 de contraste 24, 40, 252
 de contraste iodé 294
 de contraste paramagnétique 297
 de contraste spécifiques 275
 dose × longueur 67
 dose × surface 67
Profil 12
Projection 10, 25, 32
Propriétés élastiques 74
Prostate 293, 296
Prostate specific membrane antigen 54
Prothèses articulaires 197
Pseudo-sac 310
PSMA 54
Psoas 293
Pyélon 295, 339
Pyélonéphrite 172, 299, 303
Pyramides de Malpighi 292
Pyramides rénales 339
Q
Quantification 62
R
Racines de la queue de cheval 335
Radio-dense 24
Radiofréquence (RF) 92
Radiographie 18, 194
 comparative 333
 de face 237

- de profil 237
- du thorax 234, 340
- du thorax au lit 236
- Radiologie
 - interventionnelle 29, 66
- Radiomarqués 287
- Radionucléides 52
- Radio-opaque 300
- Radioprotection 45, 66
- Radiosensibles 66, 330
- Radiothérapie interne vectorisée 54, 66
- Radio-transparente 24, 300
- Raies par fluorescence 20
- Rapport
 - cardiothoracique 234
 - gyromagnétique 90
 - signal-sur-bruit 10
- Rapport gyromagnétique 91
- Rayonnement
 - de freinage 20
 - électromagnétique 130
 - ionisants 66
 - β^+ 66
- Rayons X 18, 20
- Rayons X de haute énergie, dits « durs » 21
- RCB 10
- Réaction
 - d'hypersensibilité immédiate IgE-dépendantes 42
 - inflammatoire 160, 169
 - d'hypersensibilité immédiate non IgE-dépendante 42
 - non allergiques 41
- Réalité augmentée 124
- Recalage 124
- RECIST 157
- Reconnaissance de l'objet 130
- Reconstruction
 - d'acquisitions volumiques 122
 - itérative 117
 - multiplanaire 39, 122
 - projective 122
- Rédaction de la demande d'examen 142
- Réflexion 77
- Réfraction 77
- Regadenoson 263
- Region Of Interest* 122
- Rehaussement 153
 - périphérique 170
 - tardif 256
- Reins 292, 294

- Relation linéaire 66–67
- Relation linéaire sans seuil 67
- Relaxation longitudinale 95
- Relaxation transversale T2 92
- Remodelage osseux 197
- Remplissage perceptif 133
- Rendu
 - de volume 123
 - surfacique 39
 - volumique 39
- Renforcement postérieur 82, 281
- Repérage 315
- Représentation du signal Doppler 84
- Réserve coronaire 261
- Résolution physique de la technique 132
- Résolution spatiale 8, 58, 60, 132
- Résonance magnétique nucléaire 90
- Résorption 197
- Responsabilité 142
- Responsabilité du médecin spécialiste d'imagerie 136
- Rétroprojection filtrée 59
- Add Radiofréquence (RF) 92
- Rhumatisme inflammatoire 200
- Risque déterministe 66
- RIV 54
- RMN 90
- ROI 122
- Rotation continue 32
- Rotor 32
- RSB 10
- Rubidium-82 55, 255
- Rupture ligamentaire 194
- S
- Sagittale 12
- Salpingite aiguë 310
- Sang noir 255
- Sarcoïdose 164–165
- Saturation sélective de la graisse 108
- Scintigraphie 197, 244
 - au MIBG-¹²³I 287
 - aux hématies marquées 189
 - aux leucocytes 286
 - conventionnelle 51
 - corticale 299
- de perfusion 215
- du cortex rénal 339
- du transit hépatobiliaire 285
- dynamique 298, 300
- osseuse 334

pulmonaire 243
rénale dynamique 339
splénique 285
Scintillation 55
Sclérose 171
Score calcique 252
Sédation 331
Segmentation 122
Sels d'argents 22
Sensibilité 60
Séquences 96
 angiographiques sans injection 213
 ciné 255
 de diffusion 284
Séquestre 171
Sestamibi 53, 254
Seuillage 123
SFMN 136
Sialographie 228
Sialo-IRM 228
Sidération 261
Sievert (Sv) 66
Signal 10, 93
Signe de la silhouette 27, 237
Signe de la vague 342
Single photon emission tomography 59
Sinus
 du rein 292
 paranasaux 227
 veineux cérébraux 213
Sinusite aiguë 227
Slip rings 33
Société française de radiologie 136
Solution de continuité 198
Sonde 79
 à barrette de transducteurs 85
 d'échographie 85
 endorectale 293
Soustraction 124
Spasmes 178
SPECT 59
Spectre d'émission 20
Spiculé 243
Spin nucléaire 90
Spiroïde 334
Spondylarthrite ankylosante 163
Spondylodiscite 201
SRM 97
Standard uptake value 62

Statif 58
Stator 32
Stéatose 281
Sténopé 58
Sténose 176, 178, 182, 258
Sténose hypertrophique du pylore 336
STIR 108
Stockage 12
Strain 251
Stress pharmacologique inotrope 179
Stress pharmacologique vasodilatateur 179
Substance blanche 212–213
Substance grise 212–213
Suivi du bolus 45
Sulesomab 171
Sulfate de baryum 270
Sulfure de rhénium 317
Super-paramagnétiques 97
Supraconductrices 106
Surcharge en fer 281
Surcharge hépatique 280
Surdité de perception 225
Surdité de transmission 225
Surrénales 296, 323
Sus-pubienne 300
Sutures 333
SUV 62
Synapse dopaminergique 212
Synchondrose 334
Synchronisation 40
Synchroniser 57
Syndrome
 alvéolaire 242
 coronaire aigu (SCA) 262
 de masse 152, 154
 interstitiel 243
 obstructif 152, 154, 300
 obstructif chronique 301
 occlusif 279
 tumoral, tumeur 152
Synovite 199
Système de détection 33
Système nerveux central 206
T
T1 95–96
T2 96
Table d'examen 34
Tassements 201
Tassements vertébraux 209

TDM 195, 239–240, 252
 abdominopelvienne 272
 rénale 294
Technegas® 53
Technétium 53
Télé-radiologie 137
TEMP 59
Temps
 artériel aortique 239
 artériel pulmonaire 239
 d'écho 94
 de répétition 96
 de vol 60
 réel 80
 veineux 239
Tendons 196
Tendons, les ligaments et les ménisques 196
Tenseur de diffusion 108
Tension 20
Tension d'accélération 19
TEP 198
 à la ¹⁸F-choline 287
 à la ¹⁸F-DOPA 287
 au ¹⁸F-FDG 286, 315
 FDG 245
 IRM 62
 numériques 62
Tératome ovarien 311
Test d'ischémie 262
Testicules 293
Tétrofosmine 53, 254
TGC 79
Thallium 53
Théranostique 55
Thrombectomie 217
Thrombophlébite cérébrale 176, 188
Thrombose 176, 258
Thrombose veineuse profonde 260
Thrombus 182, 241, 258
Thymus 342
Thyroïde 320
Thyroïdite auto-immune de Hashimoto 321
Thyroïdite de De Quervain 322
Time of flight 108
Tissu fibroglandulaire 312
Tissus musculosquelettiques 194
TOGD 270, 279, 337
Tomodensitométrie 32
Tomodensitométrie 301

Tomographie 114
 d'émission monophotonique 59
 dynamique 60
Tomoscintigraphie 59
Tonalité hydrique 194
Topogramme 34
Torsion d'annexe 310
TR 96
Traceur
 de la perfusion myocardique 254
 glomérulaire 298
 lymphotrope 317
 tubulaire 298
Trachée 341
Tractographie 108
Traitement des images 36
Traitement endovasculaire 208
Transducteur 85
Transformations élastiques 124
Transformations rigides 124
Transformée de Fourier 84, 98, 101–102
Transit œso-gastro-duodéal 270, 337
Transmission 77
Transverse 12
Traumatisme 277
Travées 194
Tremblement 219
 essentiel 220
Trompes 309
TrousSES 52
Tube à rayons X 18, 33
Tube radiogène 33
Tumeur 194
 cérébrale 208, 215–216
 de la médullosurrénale 324
 endocrine du pancréas 325
 neuroendocrine 287
 osseuse 199, 200
 ovarienne maligne 311
Tympan 225
U
UH 35–36
Unité Hounsfield 35, 130
Uretère 293, 296, 339
 intramural 296
Urétrographie 300
Urographie intraveineuse 293
Uro-IRM 297
Uro-TDM 294–295, 297

Utérus 309

V

Vaisseaux 251

Vaisseaux rénaux 296

Variantes du normal 143

Vascularisation 169

Vascularisation des tumeurs 153

Vascularite des gros vaisseaux 165

Vascularites des gros troncs artériels 165

Vecteur 51

Ventriculographie isotopique 254

Verre dépoli 243

Vertiges 225

VES 249

Vésicules séminales 296

Vessie 293, 296

Vieillesse physiologique 133

Voie endovaginale 308

Voie sus-pubienne 308

Voile latine 342

Volume

 d'éjection systolique 249

rendering 295

 télédiastolique 249

 télésystolique 249

Volvulus du grêle 336

Voxel 39, 122

Voxels 8

VTD 249

VTs 249

Z

Zeeman 91