

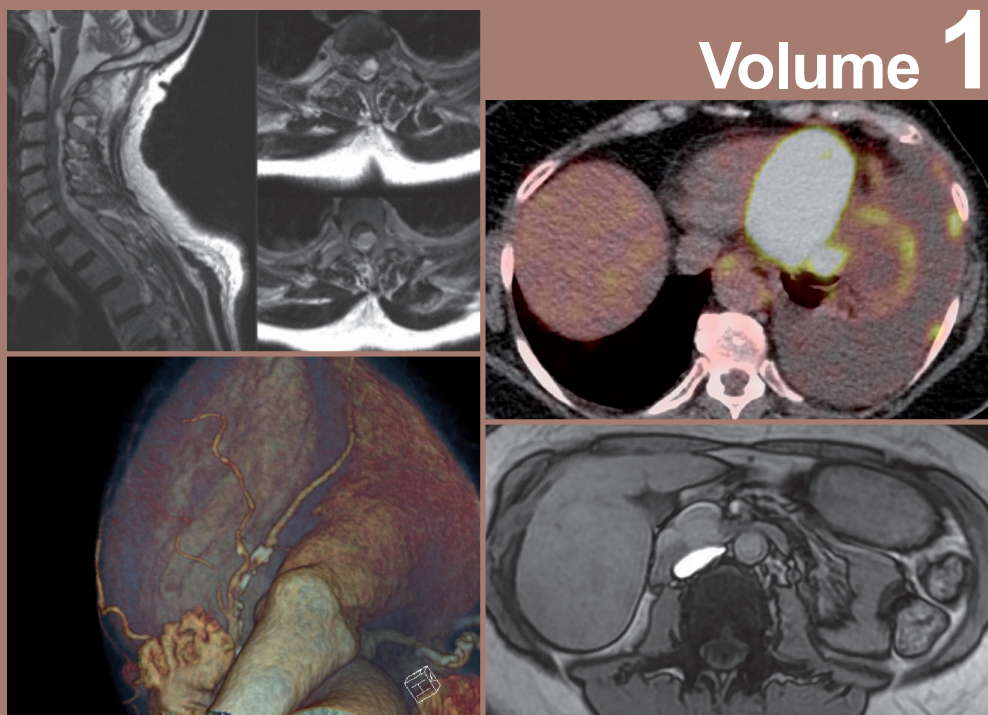
Sous la direction d'**Henri Nahum**

Avec la collaboration de
Catherine Adamsbaum, Guy Fria, Nicolas Grenier
Philippe Grenier, Maïté Lewin, Gérard Morvan
Julien Savatovsky, Olivier Vignaux

Traité d'imagerie médicale

2^e édition

Volume 1



Médecine Sciences
Publications

Lavoisier

Traité **d'imagerie médicale**

2^e édition

Volume 1

Dans la collection « Imagerie médicale » sous la direction d'Henri Nahum

Imagerie de l'oreille et de l'os temporal, par F. Veillon
Imagerie de l'abdomen, par V. Vilgrain et D. Régent
Imagerie de la thyroïde et des parathyroïdes, par J. Tramalloni
Imagerie du cœur et des artères coronaires, par O. Vignaux
Imagerie pédiatrique et fœtale, par C. Adamsbaum
Imagerie thoracique de l'adulte, par Ph. Grenier
Imagerie de l'appareil génito-urinaire, par O. Hélénon

Dans la collection « Traités »

Traité de médecine et de chirurgie de l'obésité, par A. Basdevant, J.-L. Bouillot, K. Clément, J.-M. Oppert et P. Tounian
Traité de nutrition clinique de l'adulte, par A. Basdevant, M. Laville et É. Lerebours
Traité de diabétologie, par A. Grimaldi
Traité d'endocrinologie, par Ph. Chanson et J. Young
Traité des maladies et syndromes systémiques, par L. Guillevin, O. Meyer et J. Sibilia
Traité de prévention, par F. Bourdillon
Traité de santé publique, par F. Bourdillon, G. Brückner et D. Tabuteau
Manuel d'échocardiographie clinique, par A. Cohen et P. Guéret
Médecine cardiovasculaire du sujet âgé, par P. Assayag, J. Belmin, J.-M. Davy, J.-N. Fiessinger, P. Friocourt, G. Jondeau, J. Puel et Ch. Tivalle
Traité de thérapeutique cardiovasculaire, par P. Ambrosi
Traité de pneumologie, par M. Aubier
Traité d'allergologie, par D. Vervloet et A. Magnan
Traité d'ORL, par D. Brasnu, D. Ayache, S. Hans, D.M. Hartl et J.-F. Papon
Traité de médecine hospitalière, par J.-P. Grünfeld
Traité de thérapeutique rhumatologique, par Th. Bardin et Ph. Orcel
Maladies métaboliques osseuses de l'adulte, par M.-C. de Vernejoul et P. Marie
Traité de proctologie, par Ph. Godeberge
Traité de pancréatologie clinique, par Ph. Lévy, Ph. Ruzsiewicz et A. Sauvanet
Traité de gynécologie, par H. Fernandez, C. Chapron et J.-L. Pouly
Traité d'obstétrique, par D. Cabrol, J.-C. Pons et F. Goffinet
Traité de gynécologie-obstétrique psychosomatique, par S. Mimoun
Thérapeutique dermatologique, par L. Dubertret
Chronobiologie médicale, chronothérapeutique, par A.E. Reinberg
Anesthésie-réanimation chirurgicale, par K. Samii
Traité européen de psychiatrie et de psychopathologie de l'enfant et de l'adolescent, par P. Ferrari et O. Bonnot
Traité d'addictologie, par M. Reynaud
Traité de psychiatrie, par M. Gelder, R. Mayou et P. Cowen
Réanimation médicale, par J.-F. Dhainaut et C. Perret
Traité de médecine, par P. Godeau, S. Herson et J.-Ch. Piette
Principes de médecine interne Harrison, par E. Braunwald, A.S. Fauci, D.L. Kasper, S.L. Hauser, D.L. Longo et J.L. Jameson

La petite encyclopédie médicale Hamburger, par M. Leporrier
Guide du bon usage du médicament, par G. Bouvenot et C. Caulin
Le Flammarion médical, par M. Leporrier
Dictionnaire français-anglais/anglais-français des termes médicaux et biologiques et des médicaments, par G.S. Hill
L'anglais médical : spoken and written medical english, par C. Coudé et X.-F. Coudé

Sous la direction d'**Henri Nahum**

Avec la collaboration de
Catherine Adamsbaum, Guy Frija, Nicolas Grenier
Philippe Grenier, Maïté Lewin, Gérard Morvan
Julien Savatovsky, Olivier Vignaux

Traité d'imagerie médicale

2^e édition

Volume 1

Médecine Sciences
Publications

www.editions.lavoisier.fr

Volume 2 :

- Imagerie de l'appareil urinaire et de l'appareil génital (N. Grenier)
- Imagerie des os et des articulations (G. Morvan)
- Imagerie pédiatrique (C. Adamsbaum)

Direction éditoriale : Emmanuel Leclerc

Édition : Béatrice Brottier

Fabrication : Estelle Perez

Couverture : Isabelle Godenèche

Composition : Nord Compo, Villeneuve-d'Ascq

Impression : Sepec, Peronnas

Liste des collaborateurs

AGUETTAZ Pierre, Chef de clinique, service de Neuroradiologie, CHRU, Lille.

AKAKPO Jean-Paul, Praticien attaché, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

ARRIVÉ Lionel, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Saint-Antoine, Paris.

ASSIGNIES Gaspard d', Chef de clinique-Assistant, service de Radiologie, hôpital Beaujon, Clichy.

ATTALI Patrick, Radiologue, service de Radiodiagnostic et Imagerie médicale, hôpital privé Jacques-Cartier, Massy.

AZARINE Arshid, Praticien hospitalier, service d'Imagerie cardiovasculaire interventionnelle, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.

BAERE Thierry de, Médecin assistant des centres de lutte contre le cancer, service de Radiologie interventionnelle, institut Gustave-Roussy, Villejuif.

BARANES Laurence, Chef de clinique, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

BARTOLINI Bruno, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie interventionnelle, fondation Adolphe-de-Rothschild, Paris.

BAUDIN Éric, Praticien spécialiste, service de Médecine nucléaire, institut Gustave-Roussy, Villejuif.

BEIGELMAN-AUBRY Catherine, Médecin cadre adjoint, service de Radiologie, Centre hospitalier universitaire vaudois, Lausanne.

BELDJORD Selma, Radiologue, Paris.

BELLIN Marie-France, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie Adultes, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.

BERTIN Caroline, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Beaujon, Clichy.

BIZE Pierre, Radiologue, service de Radiodiagnostic et de Radiologie interventionnelle, Centre hospitalier universitaire vaudois, Lausanne.

BLANC Raphaël, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie interventionnelle, fondation Adolphe-de-Rothschild, Paris.

BONAFÉ Alain, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie, hôpital Gui-de-Chauliac, Montpellier.

BOUDIAF Mourad, Praticien hospitalier, unité clinique de Radiologie viscérale et vasculaire, hôpital Lariboisière, Paris.

BOULAY-COLETTA Isabelle, Radiologue, service de Radiologie, hôpital Saint-Joseph, Paris.

BRAUNER Michel W., Professeur des Universités, Praticien hospitalier, Consultant, service de Radiologie, hôpital Avicenne, Bobigny.

BRETAGNOL Frédéric, Praticien hospitalier, service de Chirurgie colorectale, hôpital Beaujon, Clichy.

BRUGUIÈRE Éric, Radiologue, service de Radiologie, clinique Pasteur, Toulouse.

BRUN Anne-Laure, Praticien hospitalier, service de Radiologie générale, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

CADI Mehdi, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

CALMELS Valérie, Praticien hospitalier, service de Radiologie Adultes, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.

CARAMELLA Caroline, Radiologue, service de Radiodiagnostic et Imagerie médicale, institut Gustave-Roussy, Villejuif.

CHERQUI Daniel, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Chirurgie viscérale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

CHIARADIA Mélanie, Interne des Hôpitaux, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

CLUZEL Philippe, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

COUMBARAS Jean, Radiologue, Évry.

DEFASQUE Benjamin, Interne, unité de Radiologie vasculaire interventionnelle, CHRU, Lille.

DEHAENE Aurélie, Chef de clinique, unité de Radiologie vasculaire interventionnelle, CHRU, Lille.

DELABROUSSE Éric, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, CHU, Dijon.

DELAUVAUD Christophe, Interne, service de Radiologie, Paris.

DELMAIRE Christine, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie, CHRU, Lille.

DENYS Alban, Professeur, service de Radiologie diagnostique et interventionnelle, Centre hospitalier universitaire vaudois, Lausanne.

DI PRIMIO Maximiliano, Praticien hospitalier, service d'Imagerie cardiovasculaire interventionnelle, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.

DJABBARI Marjan, Praticien hospitalier, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

DORMONT Didier, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie diagnostique, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

DOS SANTOS Antonio Carlos, Professeur, service de Neuroradiologie diagnostique, hospital de Ribeirão Preto, São Paulo.

DROMAIN Clarisse, Médecin assistant des centres de lutte contre le cancer, service de Radiologie, institut Gustave-Roussy, Villejuif.

DUPAS Benoît, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie et Imagerie médicale, CHU Hôtel-Dieu, Nantes.

DUVOUX Christophe, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service d'Hépatologie, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

EGELS Sophie, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

EL RAFAI Mazen, Interne, unité de Radiologie vasculaire interventionnelle, CHRU, Lille.

FRIJA Guy, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.

GALANAUD Damien, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

GANDON Yves, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service d'Imagerie médicale, hôpital Pontchaillou, Rennes.

GAYET Mathilde, Praticien hospitalier, service de Radiologie Adultes, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.

GAYRAL François, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Chirurgie digestive, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.

GIANSANTE ABUD Lucas, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie diagnostique, Documenta-hospital São Francisco, Ribeirão Preto, São Paulo.

GIANSANTE ABUD Thiago, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie interventionnelle, hospital israelita Albert-Einstein, São Paulo.

GRATALOUP-ORIEZ Christine, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.

GRENIER Philippe, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

GUIBAL Aymeric, Praticien hospitalier, service de Radiologie, CHU Édouard-Herriot, Lyon.

GUILBEAU Jean-Charles, Radiologue, Bois-Bernard.

HÉLAGE Siegfried, Praticien hospitalier, Hôtel-Dieu, Paris.

HERNIGOU Anne, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.

HOEFFEL Christine, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, CHU Robert-Debré, Reims.

HUYNH-CHARLIER Isabelle, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

IFERGAN Jonathan, Praticien hospitalier, service de Radiologie Adultes, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.

IZZILLO Reynald, Praticien attaché, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

KALAI Adel, Chef de clinique-Assistant, service de Radiologie, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.

KHALED Wassef, Radiologue, service de Radiologie, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.

KLEIN Isabelle, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Bichat-Claude-Bernard, Paris.

KOBEITER Hicham, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

LABAUGE Pierre, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Neurologie, hôpital Gui-de-Chauliac, Montpellier.

LAURENT Alexis, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Chirurgie viscérale et Transplantation, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

LAURENT Valérie, Praticien hospitalier, service de Radiologie Adultes, CHU de Nancy-Brabois, Vandœuvre-les-Nancy.

LAZURE Thierry, Praticien hospitalier, service d'Anatomie pathologique, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.

LECLERCQ Delphine, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie diagnostique et fonctionnelle, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

LECOUVET Frédéric, Professeur, service de Radiologie et Imagerie médicale, cliniques universitaires Saint-Luc, Bruxelles.

LEGRAND Laurence, Chef de clinique-Assistant, Inserm U894, université Paris-Descartes ; service d'Imagerie morphologique et fonctionnelle, centre hospitalier Sainte-Anne, Paris.

LEHÉRICY Stéphane, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie diagnostique, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

LENOIR Stéphane, Radiologue, service de Radiologie, institut mutualiste Montsouris, Paris.

LE PENNEC Vincent, Praticien hospitalier, service d'Imagerie diagnostique et Radiologie thérapeutique, CHU de la côte de Nacre, Caen.

LEVY Philippe, Radiologue, centre d'Imagerie médicale Victor-Hugo, Montpellier.

LEWIN Maité, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Paul-Brousse, Villejuif.

LOOCK Mélanie, Radiologue, service de Radiologie, CHU Robert-Debré, Reims.

LUCIANI Alain, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.

LUCIDARME Olivier, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.

MARRO Béatrice, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Tenon, Paris.

MARSAULT Claude, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Tenon.

MEDER Jean-François, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, Inserm U894, université Paris-Descartes ; service d'Imagerie morphologique et fonctionnelle, centre hospitalier Sainte-Anne, Paris.

MELLERIO Charles, Chef de clinique, Inserm U894, université Paris-Descartes ; service d'Imagerie morphologique et fonctionnelle, centre hospitalier Sainte-Anne, Paris.

MENJOT DE CHAMPFLEUR Nicolas, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie, hôpital Gui-de-Chauliac, Montpellier.

MENJOT DE CHAMPFLEUR Sophie, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie, hôpital Gui-de-Chauliac, Montpellier.

MIDULLA Marco, Praticien hospitalier, unité de Radiologie vasculaire interventionnelle, CHRU, Lille.

MOUREY-GÉROSA Isabelle, Radiologue, centre de Radiologie André-Willemin, Paris.

MOUSSEAUX Élie, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service d'Imagerie cardiovasculaire diagnostique, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.

NAGGARA Olivier, Praticien hospitalier, Inserm U894, université Paris-Descartes ; service d'Imagerie morphologique et fonctionnelle, centre hospitalier Sainte-Anne, Paris.

NAHUM Henri, Professeur honoraire de Radiologie à la faculté Xavier-Bichat, université Paris 7.

NGUYEN Thi, Chef de clinique-Assistant, service de Radiologie cardiovasculaire et viscérale, hôpital Cochin, Paris.

OPPENHEIM Catherine, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, Inserm U894, université Paris-Descartes ; service d'Imagerie morphologique et fonctionnelle, centre hospitalier Sainte-Anne, Paris.

OMOUMI Patrick, Médecin associé, service de Radiodiagnostic et Radiologie interventionnelle, Centre hospitalier universitaire vaudois, Lausanne.

PANIS Yves, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Chirurgie colorectale, hôpital Beaujon, Clichy.
PAUWELS Xavier, Interne, unité de Radiologie vasculaire interventionnelle, CHRU, Lille.
PIGNEUR Frédéric, Praticien hospitalier, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.
PIOTIN Michel, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie interventionnelle, fondation Adolphe-de-Rothschild, Paris.
PISTOCCHI Silvia, Praticien hospitalier, service de Neuroradiologie interventionnelle, fondation Adolphe-de-Rothschild, Paris.
RAHMOUNI Alain, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.
RANGHEARD Anne-Sophie, Praticien hospitalier, service de Radiologie Adultes, hôpital Bicêtre, Le Kremlin-Bicêtre.
REDHEUIL Alban, Maître de conférences des Universités, Praticien hospitalier, service d'Imagerie cardiovasculaire et Radiologie interventionnelle, institut de Cardiologie, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.
REVEL Marie-Pierre, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital européen Georges-Pompidou, Paris.
ROUX Pascal, Praticien titulaire, service d'Imagerie médicale, fondation Adolphe-de-Rothschild, Paris.
SAPOVAL Marc, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service d'Imagerie cardiovasculaire interventionnelle, hôpital Georges-Pompidou, Paris.
SAUVANET Alain, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Chirurgie hépatobiliaire, hôpital Beaujon, Clichy.
SAVATOVSKY Julien, Praticien titulaire, service d'Imagerie médicale, fondation Adolphe-de-Rothschild, Paris.
SIBERT Annie, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Beaujon, Clichy.
SINZELLE Élodie, Radiologue, hôpital Paul-Brousse, Villejuif.
SONNEVILLE Romain, Praticien hospitalier, service de Réanimation médicale, hôpital Bichat-Claude-Bernard, Paris.
SZWARC Daniel, Radiologue, service d'Imagerie médicale, institut Curie, Paris.
THIVARD Lionel, Praticien hospitalier, service de Soins de suite et Réadaptation neurologique, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.
TOMAS Catherine, Interne, service de Radiologie, CHU Robert-Debré, Reims.
TSÉLIKAS Lambros, Radiologue, service de Radiologie interventionnelle, institut Gustave-Roussy, Villejuif.
VALEYRE Dominique, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Pneumologie, hôpital Avicenne, Bobigny.
VIBERT Éric, Praticien hospitalier, service de Chirurgie hépatobiliaire, oncodigestive et transplantation, hôpital Paul-Brousse, Villejuif.
VIGNAUX Olivier, Professeur des Universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie cardiovasculaire et viscérale, hôpital Cochin, Paris.
VILGRAIN Valérie, Professeur des universités, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Beaujon, Clichy.
VULLIERME Marie-Pierre, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Beaujon, Clichy.
WAGNER Mathilde, Chef de clinique-Assistant, service de Radiologie diagnostique et oncologique, hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris.
ZAPPA Magaly, Praticien hospitalier, service de Radiologie, hôpital Beaujon, Clichy.
ZEGAI Benhalima, Praticien hospitalier, service d'Imagerie médicale, hôpital Henri-Mondor, Créteil.
ZINS Marc, Chef du service de Radiologie, hôpital Saint-Joseph, Paris.

Déclaration de conflits d'intérêt

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt en lien avec les textes publiés dans ce volume.

Sommaire

Avant-propos (H. NAHUM).....	XVII
------------------------------	------

Chapitre 1 Bases physiques de l'imagerie

(A. HERNIGOU, Ch. GRATALOUP-ORIEZ, M.-P. REVEL, A. KALAI et G. FRIJA).....	1
Radiologie conventionnelle.....	1
<i>Tube à rayons X</i>	1
<i>Détection du signal et enregistrement des images</i>	3
Tomodensitométrie.....	3
<i>Principe général</i>	3
<i>Évolutions successives du scanner</i>	4
Radioprotection.....	6
<i>Protection du personnel</i>	6
<i>Mesures de dose</i>	6
<i>Dosimétrie en radiologie conventionnelle</i>	7
<i>Dosimétrie en tomodensitométrie</i>	7
Échographie.....	8
<i>Principe physique des ultrasons</i>	8
<i>Production des ultrasons</i>	8
<i>Propagation des ultrasons</i>	9
<i>Effets des ultrasons</i>	9
<i>Technologie</i>	9
<i>Géométrie et focalisation du faisceau</i>	10
<i>Résolution</i>	10
<i>Artefacts</i>	11
<i>Réglages</i>	11
<i>Nouveaux développements</i>	11
Écho-Doppler.....	11
<i>Principe</i>	11
<i>Différents modes Doppler et analyse du signal</i>	12
<i>Réglages</i>	12
<i>Mesures en Doppler</i>	13
Imagerie par résonance magnétique.....	13
<i>Détection du signal</i>	14
<i>Formation de l'image</i>	14
<i>Pondération de l'image</i>	15
<i>Autres séquences</i>	17
<i>Phénomènes de flux</i>	17
<i>Artefacts</i>	18

IMAGERIE DE L'ENCÉPHALE ET DE LA MOELLE

(Sous la direction de J. SAVATOVSKY)

Chapitre 2 Introduction à l'imagerie cérébrale

et cervicofaciale de l'adulte (J. SAVATOVSKY).....	21
Exploration du parenchyme cérébral, des espaces extracérébraux et de la voute crânienne.....	21
<i>Tomodensitométrie</i>	21
<i>IRM morphologique</i>	21
<i>IRM « avancée » ou « fonctionnelle »</i>	22
Imagerie des régions cervicofaciales.....	25
<i>Massif facial et sinus</i>	25
<i>Orbites et voies visuelles</i>	27
<i>Os temporal</i>	27
<i>Muqueuses et régions profondes cervicofaciales</i> ...	27
<i>Glandes salivaires et thyroïde</i>	27
Analyse de la vascularisation cervico-encéphalique ...	27
<i>Échographie-Doppler</i>	27
<i>Angio-IRM</i>	27
<i>Angioscanner</i>	28

Chapitre 3 Traumatismes craniocérébraux

(N. MENJOT DE CHAMPFLEUR, D. GALAUD, S. MENJOT DE CHAMPFLEUR et A. BONAFÉ).....	30
Généralités.....	30
Classification et physiopathologie.....	30
Quel protocole d'imagerie et dans quels délais ?	30
<i>Indication des examens d'imagerie</i>	30
<i>Protocole d'imagerie</i>	31
Lésions traumatiques primaires.....	31
<i>Lésions osseuses</i>	32
<i>Hémorragies intracrâniennes</i>	32
<i>Lésions parenchymateuses cérébrales</i>	33
Lésions traumatiques secondaires.....	36
<i>Engagements cérébraux</i>	38
<i>Cœdème cérébral</i>	38
<i>Ischémie et hémorragie secondaire</i>	38
Lésions vasculaires traumatiques.....	38
<i>Dissections artérielles</i>	38

<i>Fistules artérioveineuses traumatiques</i>	39	<i>Hémangiopéricytome et tumeur fibreuse solitaire</i> ...	66
<i>Anévrysmes et faux anévrysmes</i>		<i>Neurinomes/schwannomes</i>	68
<i>post-traumatiques</i>	39	<i>Papillome des plexus choroïdes</i>	69
<i>Lésions séquellaires post-traumatiques</i>	39	<i>Neurocytome central</i>	69
<i>Évaluation initiale du pronostic des traumatismes</i>		<i>Kystes</i>	69
<i>crâniens</i>	39		
<i>Brèches ostéoméningées et fuites de liquide</i>		Chapitre 6 Hémorragies intracrâniennes	
<i>cérébrospinal</i>	40	non traumatiques et malformations vasculaires	
<i>Encéphalomalacie et gliose</i>	40	(R. BLANC, J. SAVATOVSKY, B. BARTOLINI, S. PISTOCCHI	
<i>Porencéphalie</i>	40	et M. PIOTIN)	73
<i>Atrophie cérébrale</i>	40	<i>Hémorragie sous-arachnoïdienne spontanée</i>	73
Chapitre 4 Infections du système nerveux central		<i>Diagnostic positif d'hémorragie</i>	
chez l'adulte (I. KLEIN et R. SONNEVILLE)	42	<i>sous-arachnoïdienne spontanée</i>	73
<i>Méningites bactériennes</i>	42	<i>Recherche de l'étiologie</i>	73
<i>Épidémiologie</i>	42	<i>Traitement étiologique des hémorragies</i>	
<i>Quand faut-il réaliser une imagerie ?</i>	42	<i>sous-arachnoïdiennes spontanées</i>	74
<i>Abcès cérébraux</i>	43	<i>Diagnostic des complications et surveillance</i>	75
<i>Méningo-encéphalites aiguës à liquide clair</i>	44	<i>Hématomes cérébraux non traumatiques</i>	76
<i>Encéphalite herpétique</i>	44	<i>Hématome intracérébral et tomodensitométrie</i>	76
<i>Encéphalite à virus varicelle-zona</i>	44	<i>Hématome intracérébral et IRM</i>	76
<i>Listériose neuroméningée</i>	46	<i>Étiologie des hématomes</i>	77
<i>Autres encéphalites virales</i>	46	<i>Malformations vasculaires</i>	79
<i>Tuberculose neuroméningée</i>	47	<i>Anévrysmes intracrâniens</i>	79
<i>Neuroborréliose ou maladie de Lyme</i>	47	<i>Malformations artérioveineuses</i>	80
<i>Encéphalomyélite aiguë disséminée</i>	49	<i>Fistules dures</i>	80
<i>Parasitoses</i>	49	<i>Malformations angiographiquement occultes</i>	81
<i>Atteinte infectieuse des patients immunodéprimés</i>			
(SIDA)	49	Chapitre 7 Accidents vasculaires cérébraux	
<i>Toxoplasmose cérébrale</i>	50	ischémiques (C. OPPENHEIM, L. LEGRAND, C. MELLERIO,	
<i>Leuco-encéphalite du VIH</i>	50	O. NAGGARA, B. MARRO, C. MARSAULT et J.-F. MEDER)	86
<i>Leuco-encéphalite multifocale progressive</i>	50	<i>Accident ischémique artériel aigu</i>	86
<i>Infections virales</i>	52	<i>Physiopathologie</i>	86
<i>Infections fongiques</i>	52	<i>Tomodensitométrie à la phase aiguë</i>	87
<i>Infections fongiques des patients immunodéprimés</i>		<i>IRM cérébrale</i>	88
<i>hors VIH</i>	53	<i>Accident ischémique transitoire</i>	91
Chapitre 5 Tumeurs cérébrales (D. GALANAUD,		<i>Recherche de l'étiologie</i>	92
D. LECLERCQ et N. MENJOT DE CHAMPFLEUR)	54	<i>Causes cardiaques</i>	92
<i>Gliomes</i>	54	<i>Athérosclérose des artères à destinée</i>	
<i>Astrocytomes pilocytiques</i>	55	<i>encéphalique</i>	94
<i>Gliomes de bas grade</i>	55	<i>Dissection des artères à destinée intracrânienne</i>	
<i>Gliomes anaplasiques</i>	56	<i>dans leur trajet cervical</i>	95
<i>Glioblastome</i>	57	<i>Autres causes vasculaires</i>	99
<i>Gliomatose cérébrale</i>	57	<i>Évolution des accidents ischémiques artériels</i>	99
<i>Formes rares de gliomes</i>	58	<i>Évolution en tomodensitométrie</i>	99
<i>Autres tumeurs primitives intra-axiales</i>	60	<i>Évolution en IRM</i>	100
<i>Épendymomes et subépendymomes</i>	60	<i>Thrombophlébite cérébrale</i>	101
<i>Médulloblastome</i>	61		
<i>Autres PNET</i>	61	Chapitre 8 Épilepsie (L. GIANSAnte ABUD, L. THIVARD,	
<i>Hémangioblastome</i>	61	A.C. DOS SANTOS, T. GIANSAnte ABUD et D. DORMONT)	106
<i>Métastases</i>	62	<i>Protocoles d'examen</i>	106
<i>Lymphomes</i>	62	<i>Pathologies épileptogènes</i>	107
<i>Tumeurs de la ligne médiane</i>	63	<i>Sclérose hippocampique</i>	107
<i>Adénomes hypophysaires</i>	63	<i>Anomalies de développement</i>	108
<i>Craniopharyngiome</i>	65	<i>Tumeurs</i>	112
<i>Kyste de la poche de Rathke</i>	65	<i>Malformations vasculaires</i>	113
<i>Pinéaloctome</i>	65	<i>Gliose et anomalies cicatricielles diverses</i>	113
<i>Germinome</i>	65	<i>Autres</i>	114
<i>Kyste colloïde</i>	65		
<i>Tumeurs extra-axiales</i>	66	Chapitre 9 Maladies de la substance blanche	
<i>Méningiome</i>	66	de l'adulte (N. MENJOT DE CHAMPFLEUR, D. GALANAUD,	
		D. LECLERCQ, P. LABAUGE, J. SAVATOVSKY et A. BONAFÉ)	116
		<i>Classification et physiopathologie</i>	116

Maladies inflammatoires	116	<i>Paroi thoracique</i>	154
<i>Sclérose en plaques</i>	116	<i>Seins</i>	155
<i>Sarcoïdose</i>	117	<i>Peau et tissus sous-cutanés</i>	156
<i>Maladie de Behçet</i>	117	<i>Autres clichés standard</i>	156
<i>Syndrome CLIPPERS</i>	118	Aspect normal du thorax en tomodensitométrie	156
Atteintes toxiques et post-radiques	118	<i>Médiastin</i>	156
<i>Encéphalopathies toxiques</i>	118	<i>Thyroïde</i>	157
<i>Leuco-encéphalopathie post-radique</i>	118	<i>Hiles et systématisation bronchovasculaire</i>	162
Encéphalopathie postérieure réversible	118	<i>Parenchyme pulmonaire</i>	166
Syndrome de démyélinisation osmotique	121	<i>Plèvre</i>	167
Affections démyélinisantes d'origine génétique	121	<i>Paroi thoracique et diaphragme</i>	168
Chapitre 10 Démences (C. DELMAIRE, S. LEHÉRICY et D. DORMONT)	124	Aspect normal du thorax en IRM	170
Imagerie du vieillissement cérébral	124	<i>Médiastin</i>	170
<i>Modifications de la substance blanche</i>	124	<i>Hiles pulmonaires</i>	172
<i>Ventricules, sillons et citernes</i>	124	Parenchyme pulmonaire	172
<i>Teneur en fer de certaines parties du cerveau</i>	124	Plèvre	172
<i>Substance grise corticale</i>	124	Paroi thoracique	172
Maladies neurodégénératives	126	Chapitre 13 Malformations vasculaires congénitales du thorax (C. BEIGELMAN-AUBRY et J.-P. AKAKPO)	174
<i>Maladie d'Alzheimer</i>	126	Anomalies veineuses systémiques	174
<i>Démences lobaires frontotemporales (atrophies</i> <i>lobaires frontotemporales)</i>	126	<i>Veine cave supérieure gauche</i>	174
<i>Démences avec signes extrapyramidaux</i>	127	<i>Veine brachio-céphalique gauche anormale</i>	174
<i>Autres maladies neurodégénératives associées</i> <i>à des démences</i>	130	<i>Diverticule congénital</i>	174
Démences vasculaires	130	<i>Anomalies du système azygos et hémi-azygos</i>	174
Autres formes de démences	132	Anomalies des veines pulmonaires	175
Chapitre 11 Imagerie médullaire et périmédullaire (P. ROUX, P. OMOUMI, F. LECOUVET et J. SAVATOVSKY)	134	Anomalies des artères pulmonaires	176
Anatomie	134	<i>Artère pulmonaire gauche rétrotrachéale</i> <i>(pulmonary sling)</i>	176
Protocoles d'exploration	135	<i>Agénésie et atrésie de l'artère pulmonaire</i>	176
Pathologie périmédullaire	135	<i>Sténose artérielle pulmonaire</i> <i>ou coarctation</i>	176
<i>Localisation de l'anomalie</i>	135	<i>Anévrismes congénitaux des artères</i> <i>pulmonaires</i>	176
<i>Lésions épidurales</i>	135	Anomalies de l'aorte	177
<i>Lésions sous-durales</i>	136	Anévrismes artérioveineux pulmonaires <i>congénitaux</i>	179
<i>Lésions sous-arachnoïdiennes</i>	136	Chapitre 14 Pneumopathies infectieuses (C. BEIGELMAN-AUBRY, J.-P. AKAKPO et Ph. GRENIER)	181
Myélites et myélopathies	138	Infections pulmonaires chez les sujets non <i>immunodéprimés</i>	181
<i>Définition</i>	138	<i>Aspects morphologiques</i>	181
<i>Rôle de l'imagerie</i>	140	<i>Aspects selon les germes</i>	186
<i>Myélopathies inflammatoires</i>	140	<i>Infections granulomateuses</i>	188
<i>Myélopathies vasculaires</i>	142	<i>Mycoses</i>	191
<i>Myélopathies toxiques et métaboliques</i>	142	<i>Pneumopathies à germes particuliers</i>	192
<i>Myélopathies dégénératives</i>	142	<i>Parasitoses</i>	192
Tumeurs intramédullaires	142	Infections pulmonaires chez les patients <i>immunodéprimés</i>	194
<i>Analyse sémiologique</i>	142	<i>Immunodépression liée au SIDA</i>	194
<i>Principales tumeurs</i>	145	<i>Immunodépression non liée au SIDA</i>	196
IMAGERIE THORACIQUE (Sous la direction de Ph. GRENIER)			
Chapitre 12 Aspect normal en imagerie thoracique (C. BEIGELMAN-AUBRY et J.-P. AKAKPO)	151	Chapitre 15 Tumeurs bronchopulmonaires (A.-L. BRUN, S. LENOIR et Ph. GRENIER)	198
Aspect radiographique standard du thorax de face et de profil	151	Tumeurs primitives bronchopulmonaires malignes	198
<i>Médiastin</i>	151	<i>Généralités, facteurs favorisants</i>	198
<i>Parenchyme pulmonaire</i>	154	<i>Classification TNM, incidences thérapeutiques</i> <i>et pronostiques</i>	200
<i>Plèvre</i>	154	<i>Diagnostic et bilan d'extension</i>	201
<i>Diaphragme</i>	154	<i>Évaluation de la réponse au traitement</i> <i>et surveillance</i>	208
		<i>Particularités des tumeurs primitives épithéliales</i>	209

Autres tumeurs malignes	210
Lymphomes	210
Atteinte médiastinale	210
Atteinte parenchymateuse et pleurale des syndromes lymphoprolifératifs	212
Lymphomes chez les immunodéprimés	213
Tumeurs bénignes	214
Hamartochondromes	214
Tumeurs bénignes d'origine conjonctive ou nerveuse	214
Léiomyomes pulmonaires multiples	214
Papillomatose laryngo-trachéo-bronchique	215
Hémangiome	215
Tératome ou kyste dermoïde pulmonaire	215
Métastases pulmonaires	215
Voies de dissémination tumorale	215
Aspects radiologiques des métastases pulmonaires	216
Valeurs diagnostiques des imageries	218
Impacts de l'imagerie sur les indications thérapeutiques des métastases pulmonaires	219
Diagnostic d'un nodule pulmonaire	220
Définition et étiologie d'un nodule pulmonaire	220
Caractérisation du nodule en tomодensitométrie	220
Explorations complémentaires	223
Stratégies diagnostiques	225
Chapitre 16 Pathologie pleurale (M.W. BRAUNER, P. ATTALI et Ph. GRENIER)	232
Tumeurs pleurales diffuses	232
Mésothéliome pleural	232
Métastases pleurales	234
Extension pleurale du cancer bronchopulmonaire	235
Localisations pleurales des lymphomes	236
Sarcomes pleuraux	236
Diagnostic différentiel entre épaississement bénin et malin	236
Tumeurs pleurales localisées	236
Tumeurs fibreuses de la plèvre	236
Tumeurs pleurales rares	237
Lésions pseudo-tumorales	237
Endométriose pleurale	237
Splénose intrathoracique	237
Corps fibreux pleural	237
Hydatidose pleurale	238
Textilome pleural	238
Épaississements pleuraux non tumoraux	238
Épaississement pleural diffus bénin	238
Plaques pleurales	238
Pleurésies	239
Radiographies	239
Autres méthodes d'imagerie	240
Infections de l'espace pleural	241
Pneumothorax	242
Radiographies	242
Chapitre 17 Embolie pulmonaire, hypertension artérielle pulmonaire, œdème pulmonaire et syndrome de détresse respiratoire aiguë de l'adulte (Ph. CLUZEL, R. IZZILLO et Ph. LEVY)	244
Embolie pulmonaire	244
Imagerie diagnostique	244

Stratégie diagnostique	247
Hypertension artérielle pulmonaire	249
HTAP précapillaire	250
HTAP post-capillaire	253
Œdème pulmonaire et syndrome de détresse respiratoire aiguë	254
Œdème hydrostatique	254
Œdème lésionnel avec lésions diffuses de l'épithélium alvéolaire	256
Œdème lésionnel sans lésion de l'épithélium alvéolaire	257
Œdème mixte hydrostatique et lésionnel	258

Chapitre 18 Dilatations des bronches, bronchiolites, bronchopneumopathies chroniques obstructives et asthme (A.-L. BRUN, C. BEIGELMAN-AUBRY et Ph. GRENIER)

et Ph. GRENIER)	260
Dilatations des bronches	260
Définition	260
Mécanismes	260
Signes cliniques et diagnostic	261
Imagerie	261
Causes des bronchectasies	265
Bronchiolites	267
Rappel anatomique et histopathologique	267
Signes tomодensitométriques des maladies des petites voies aériennes	268
Différentes formes cliniques de bronchiolites	269
Bronchopneumopathies chroniques obstructives	272
Radiographies pulmonaires	273
Tomодensitométrie	275
Asthme	282
Signes tomодensitométriques	283

Chapitre 19 Pneumonies chroniques infiltrantes diffuses (M.W. BRAUNER, Ph. GRENIER et D. VALEYRE)

Pneumonies chroniques infiltrantes diffuses idiopathiques	288
Sarcoïdose	288
Pneumonies interstitielles idiopathiques	292
Connectivites et vascularites	294
Granulomatose avec polyangéite (de Wegener)	295
Histiocytose à cellules de Langerhans	296
Pneumonie chronique à éosinophiles ou maladie de Carrington	297
Lymphangioléiomyomatose pulmonaire	297
Protéïnose alvéolaire	298
Pneumonies chroniques infiltrantes diffuses secondaires	299
Pneumoconioses	299
Pneumonies d'hypersensibilité	300
Pneumonies médicamenteuses	300
Pneumonies huileuses ou pneumonies lipidiques exogènes	301

Chapitre 20 Pathologie du médiastin

(S. LENOIR, I. MOUREY-GÉROSA et Ph. GRENIER)	303
Adénopathies	303
Classifications des ganglions médiastinaux	303
Signes radiographiques	304
Signes tomодensitométriques	306
IRM	307

Tomographie par émission de positons (TEP) intégrée à la tomодensitométrie et utilisant le D-glucose marqué au fluor 18 (FDG)	307
Étiologie des adénopathies médiastinales	307
Tumeurs du médiastin	308
Généralités	308
Diagnostic. Bilan d'extension	309
Critères d'opérabilité	313
Réponse au traitement et surveillance	313
Médiastinites	314
Médiastinites chroniques	314
Médiastinites aiguës	314
Pneumomédiastin	316
Pathologie du péricarde	316
Épanchements péricardiques liquidiens	316
Épaississements péricardiques	317
Calcifications péricardiques	317
Pneumopéricarde	317
Anomalies congénitales du péricarde	317
Pathologie digestive à expression thoracique	317
Pathologie digestive sus-diaphragmatique	317
Pathologie digestive sous-diaphragmatique	319
Chapitre 21 Diaphragme (J.-Ch. GUILBEAU)	321
Hernie diaphragmatique	321
Événtration diaphragmatique	322
Paralysie diaphragmatique et troubles fonctionnels du diaphragme	322
Tumeurs du diaphragme	325
Chapitre 22 Paroi thoracique (J.-Ch. GUILBEAU)	326
Malformations congénitales	326
Pathologie infectieuse et inflammatoire	327
Pathologie tumorale	328

IMAGERIE DU CŒUR ET DES VAISSEAUX

(Sous la direction d'O. VIGNAUX)

Chapitre 23 Techniques d'imagerie cardiaque (D. SZWARC et O. VIGNAUX)	335
Échographie et Doppler	335
Mode bidimensionnel	335
Modes Doppler	335
Échocardiographie de stress	336
Échocardiographie de contraste	336
Outil de quantification écho-Doppler de la fonction cardiaque : du Doppler tissulaire (DTI) à la déformation (strain)	337
Coronarographie	337
Rappel anatomique	337
Technique	338
Incidences	339
Sténoses et lit d'aval	339
Échographie intracoronaire	339
Médecine nucléaire	339
Tomoscintigraphie myocardique de perfusion	340
Tomographie par émission de positons	342
Tomодensitométrie cardiaque	342
Critères prédéfinis	343
Critères opérateur-dépendants	343

Critères de reconstruction	343
Acquisition	343
Paramètres d'injection de produit de contraste iodé	343
Reconstruction des images	343
Post-traitement	343
Imagerie par résonance magnétique	344
Séquences d'IRM	344
Plans de coupe conventionnels et spécifiques du cœur	346
Chapitre 24 Cœur	349
Cardiopathies ischémiques (O. VIGNAUX)	349
Tomодensitométrie	349
Aspects « normaux » et « particuliers »	352
Aspects pathologiques	353
Imagerie par résonance magnétique	353
Détection de l'ischémie myocardique	354
Valvulopathies (D. SZWARC et O. VIGNAUX)	358
Valve mitrale	358
Valve aortique	361
Valve tricuspide	363
Valve pulmonaire	364
Myocardopathies et myocardites (O. VIGNAUX)	366
Cardiomyopathie hypertrophique	366
Cardiomyopathie dilatée	367
Cardiomyopathie restrictive	368
Dysplasie arythmogène du ventricule droit	369
Myocardites aiguës	370
Péricarde (D. SZWARC, É. BRUGUIÈRE et O. VIGNAUX)	371
Généralités	371
Sémiologie radiologique	371
Protocoles d'acquisition en imagerie en coupe	373
Péricardites	374
Pathologie tumorale péricardique	377
Agénésie du péricarde	377
Tumeurs et pseudo-tumeurs cardiaques (D. SZWARC) ..	378
Thrombus intracardiaque	378
Tumeurs cardiaques	379

Chapitre 25 Pathologie artérielle	387
Imagerie de l'aorte (É. BRUGUIÈRE, L. TSÉLIKAS, A. REDHEUIL, M. DI PRIMIO, A. AZARINE, M. SAPOVAL et É. MOUSSEAU)	387
Protocoles d'acquisition en tomодensitométrie et en IRM (pour l'aorte thoracique et abdominale)	387
Rappels anatomiques	389
Anévrismes de l'aorte thoracique	390
Anévrismes de l'aorte abdominale	401
Imagerie des syndromes aortiques aigus	412
Lésions aortiques traumatiques	426
Pathologies rares	428
Pathologie artérielle des membres inférieurs (B. DEFASQUE et M. MIDULLA)	432
Artériopathie oblitérante des membres inférieurs	432
Maladie anévrismale	442
Artère poplitée piégée	442
Kyste sous-adventiciel	443
Endofibrose iliaque	443
Artérite inflammatoire/maladie de Buerger	443
Artère sciatique persistante	444

Hypertension artérielle d'origine rénovasculaire (M. EL RAFEI, A. DEHAENE, P. AGUETTAZ et M. MIDULLA) .	444
Étiologie de l'HTA rénovasculaire	444
Dépistage.....	446
Traitement	449
Imagerie des troncs supra-aortiques (A. AZARINE)	451
Échographie-Doppler	452
Doppler transcrânien	452
Angiographie par résonance magnétique.....	453
Angioscanner.....	454
Artériographie.....	455
Pathologie artérielle des membres supérieurs (X. PAUWELS et M. MIDULLA).....	456
Ischémie aiguë et subaiguë	456
Ischémie chronique	457
Syndrome de Raynaud	460
Chapitre 26 Pathologie veineuse	
(T. NGUYEN et O. VIGNAUX).....	467
Thromboses veineuses des membres inférieurs	467
Étiologie.....	467
Indications de l'échographie.....	467
Anatomie et clinique	468
Échographie-Doppler	468
Autres techniques d'imagerie	470
Insuffisance veineuse chronique.....	471
Étiologie	471
Clinique.....	471
Échographie-Doppler	471
Affections des veines caves	472
Affections de la veine cave inférieure	472
Affections de la veine cave supérieure	475
Conclusion.....	476
Chapitre 27 Embolisation : principes, indications et résultats (V. LE PENNEC).....	478
Considérations techniques	478
Agents embolisants	478
Indications	481
Embolisations d'hémostases	481
Dévascularisations tissulaires	481
Hémodétournements	482
Résultats	484

IMAGERIE DE L'ABDOMEN

(Sous la direction de M. LEWIN)

Chapitre 28 Tube digestif	489
Œsophage, estomac et duodénum (M. CADI)	489
Œsophage	489
Estomac.....	491
Duodénum	493
Intestin grêle (M. BOUDIAF).....	493
Techniques d'exploration et aspect normal de l'intestin grêle	493
Pathologie tumorale de l'intestin grêle	495
Pathologie inflammatoire de l'intestin grêle.....	498
Pathologie infectieuse de l'intestin grêle	502
Malabsorption intestinale.....	502

Maladie cœliaque de l'adulte.....	502
Atteintes vasculaires de l'intestin grêle.....	503
Entérite radique	504
Hématomes intramuraux du grêle	504
Anomalies vasculaires du grêle	504
Affections diverses du grêle	505
Côlon (M. CADI).....	506
Hiérarchie des examens	506
Résultats	507
Rectum (C. TOMAS, M. LOOCK et Ch. HOEFFEL).....	512
Pathologie tumorale et pseudo-tumorale	512
Pathologie vasculaire, inflammatoire, infectieuse et lésions de développement.....	524
Imagerie de l'abdomen aigu (É. DELABROUSSE)	526
Hégémonie actuelle de la tomodensitométrie	526
Technique de réalisation de la tomodensitométrie ..	526
Problématique du radiologue	527
Principaux diagnostics de l'abdomen aigu en tomodensitométrie.....	527
Carcinose péritonéale (M. WAGNER et A. GUIBAL).....	536
Forme classique de carcinose péritonéale	536
Formes particulières de carcinose péritonéale	538
Diagnostics différentiels de la carcinose péritonéale	541
Imagerie post-opératoire du tube digestif (M. ZAPPA, F. BRETAGNOL, C. BERTIN, Y. PANIS et V. VILGRAIN).....	546
Interventions et indications.....	546
Techniques d'imagerie.....	550
Aspects radiologiques post-opératoires normaux...	550
Chirurgie rectale	552
Aspect radiologique des complications	552
Radiologie interventionnelle au décours de la chirurgie du tube digestif	558
Chapitre 29 Foie	568
Anatomie (É. VIBERT)	568
Anatomie morphologique	568
Anatomie fonctionnelle	569
Tumeurs bénignes (V. VILGRAIN)	572
Angiome hépatique	572
Hyperplasie nodulaire focale	578
Adénome hépatocellulaire	581
Angiomyolipome hépatique	584
Lipome.....	585
Adénome biliaire	585
Pseudo-tumeur inflammatoire hépatique	585
Autres tumeurs	586
Tumeurs malignes (S. EGELS, I. HUYNH-CHARLIER et O. LUCIDARME).....	586
Les métastases en quatre questions	586
L'hépatocarcinome en cinq questions	591
Le cholangiocarcinome périphérique en trois questions	596
L'hémangio-endothéliome épithélioïde en deux questions	598
Maladies infectieuses (W. KHALED et J. IFERGAN)	600
Abcès non parasitaires	600
Amibiase hépatique	601
Hydatidose.....	602
Echinococcose alvéolaire	603
Bilharziose	604
Infections fongiques	604

<i>Tuberculose</i>	604	<i>Cholécystite chronique lithiasique et</i>	
<i>Synthèse</i>	605	<i>cholécystite xanthogranulomateuse</i>	681
Troubles de la perfusion hépatique (A.-S. RANGHEARD) ..	609	<i>Syndrome de Mirizzi et fistules</i>	
<i>Rappel</i>	609	<i>cholécystodigestives. Iléus biliaire</i>	681
<i>Troubles de la perfusion d'origine artérielle</i>	610	<i>Cancer de la vésicule biliaire</i>	681
<i>Troubles de la perfusion d'origine portale</i>	611	<i>Lithiase intrahépatique</i>	681
<i>Trouble de la perfusion d'origine veineuse</i>	612	<i>Lithiase de la voie biliaire principale</i>	684
<i>Troubles de la perfusion d'origine mixte</i>	615	Tumeurs des voies biliaires (M. LEWIN)	686
<i>Troisième secteur</i>	617	<i>Tumeurs malignes des voies biliaires</i>	686
Maladies chroniques du foie. Cirrhose (É. SINZELLE)	619	<i>Tumeurs de la vésicule biliaire</i>	689
<i>Généralités</i>	619	Cholangiopathies (M.-P. VULLIERME)	693
<i>Imagerie diagnostique de la cirrhose</i>		<i>Rappels cliniques et biologiques des principales</i>	
<i>non compliquée</i>	619	<i>maladies biliaires</i>	693
Hypertension portale (A. DENYS)	622	<i>Imagerie</i>	694
<i>Définition et physiopathologie</i>	622	<i>Traitement</i>	702
<i>Diagnostic</i>	623	Anomalies congénitales des voies biliaires	
<i>Diagnostic étiologique</i>	625	et du carrefour biliopancréatique (M.-P. VULLIERME) ..	703
<i>Imagerie des complications</i>	626	<i>Maladie de Caroli</i>	703
<i>Imagerie du traitement de l'hypertension portale</i>	626	<i>Syndrome de Caroli</i>	706
Traumatismes du foie (L. ARRIVÉ et M. LEWIN)	626	<i>Dilatation kystique congénitale de la voie biliaire</i>	
<i>Généralités</i>	627	<i>extrahépatique, « kyste du cholédoque »</i>	709
<i>Imagerie</i>	627	<i>Anomalie de la jonction biliopancréatique et reflux</i>	
<i>Conduite à tenir</i>	630	<i>pancréatobiliaire</i>	711
Imagerie interventionnelle du foie (A. DENYS		Aspects post-opératoires des voies biliaires	
et P. BIZE)	630	(A. SIBERT)	715
<i>Pathologie tumorale</i>	630	<i>Chirurgie de la lithiase biliaire</i>	715
<i>Embolisation portale pré-opératoire</i>	633	<i>Chirurgie des tumeurs des voies biliaires</i>	719
<i>Drainage des abcès hépatiques</i>	633	Radiologie interventionnelle des voies biliaires	
<i>Hypertension portale</i>	634	(A. SIBERT)	721
<i>Autres traitements percutanés</i>	634	<i>Techniques</i>	721
Transplantation hépatique (A. LUCIANI, H. KOBEITER,		<i>Indication des gestes percutanés</i>	724
L. BARANES, A. LAURENT, M. DJABBARI, F. PIGNEUR,		<i>Radiologie interventionnelle de la vésicule biliaire</i> ...	725
M. CHIARADIA, B. ZEGAI, D. CHERQUI, C. DUVOUX			
et A. RAHMOUNI)	634	Chapitre 31 Pancréas	732
<i>Principes chirurgicaux de la transplantation</i>		Anatomie et variantes (S. HÉLAGE)	732
<i>hépatique</i>	634	<i>Anatomie normale</i>	732
<i>Imagerie pré-opératoire du greffon hépatique</i>	635	<i>Aspects radiologiques</i>	733
<i>Imagerie après transplantation hépatique</i>	638	<i>Variantes</i>	736
Aspects post-opératoires après hépatectomie		Pancréatite chronique (V. LAURENT)	737
(M. ZINS et A. SAUVANET)	645	<i>Protocoles d'exploration</i>	737
<i>Imagerie post-opératoire normale</i>	645	<i>Pancréatite chronique obstructive</i>	743
<i>Imagerie des complications précoces</i>	646	<i>Pancréatite auto-immune</i>	743
<i>Imagerie des complications tardives</i>	647	<i>Pancréatite du sillon (groove pancreatitis)</i>	
Hépatopathies diffuses (Y. GANDON)	649	<i>ou pancréatite paraduodénale</i>	744
<i>Stéatose</i>	649	<i>Pancréatite chronique héréditaire</i>	746
<i>Surcharges hépatiques en fer</i>	653	Pancréatite aiguë (I. HUYNH-CHARLIER et J. COUMBARAS) ...	746
<i>Fibrose et cirrhose</i>	655	<i>Étiologie et physiopathologie</i>	746
<i>Autres infiltrations diffuses</i>	659	<i>Aspects anatomopathologiques</i>	747
Chapitre 30 Voies biliaires	671	<i>Aspects cliniques et biologiques</i>	747
Anatomie (É. VIBERT)	671	<i>Évolution et complications</i>	747
<i>Conduits biliaires</i>	671	<i>Imagerie</i>	748
<i>Voie biliaire principale et sphincter d'Oddi</i>	672	Cancer du pancréas exocrine (M. ZINS	
<i>Vésicule biliaire et canal cystique</i>	672	et I. BOULAY-COLETTA)	753
Lithiase biliaire (M.-F. BELLIN, S. BELDJORD, M. ZINS		<i>Rappel anatomopathologique et clinique</i>	753
et V. VILGRAIN)	672	<i>Clinique</i>	753
<i>Lithiase vésiculaire non compliquée</i>	672	<i>Imagerie diagnostique</i>	753
<i>Cholécystite aiguë lithiasique</i>	675	<i>Imagerie préthérapeutique</i>	757
<i>Cholécystite aiguë gangréneuse</i>	677	<i>Surveillance à distance</i>	760
<i>Cholécystite emphysémateuse</i>	679	Tumeurs endocrines du pancréas (C. DROMAIN,	
<i>Cholécystite perforée et abcès périvésiculaire</i>	679	C. CARAMELLA, Th. DE BAERE et É. BAUDIN)	760
<i>Cholécystite aiguë alithiasique</i>	680	<i>Embryologie, histologie et classification</i>	761
		<i>Présentation clinique</i>	761

<i>Imagerie de la tumeur primitive</i>	761	<i>Apport de la cytologie et de l'histologie</i>	786
<i>Imagerie des localisations secondaires</i>	763	<i>Indication opératoires</i>	786
<i>Recherche d'un syndrome de prédisposition</i> <i>aux tumeurs</i>	766	<i>Imagerie de la surveillance</i>	786
Lésions kystiques du pancréas (G. D'ASSIGNIES et B. DUPAS)	767	<i>Aspect post-opératoire</i>	787
<i>Anatomopathologie</i>	768	Chapitre 32 Rate (V. CALMELS, M. GAYET, T. LAZURE, F. GAYRAL, V. VILGRAIN et M.-F. BELLIN)	794
<i>Épidémiologie/clinique</i>	768	Variantes anatomiques et anomalies congénitales	794
<i>Imagerie</i>	768	Anomalies acquises	794
Tumeurs pancréatiques solides primitives rares (M.-P. VULLIERME)	775	Splénomégalie	795
<i>Tumeur neuro-endocrine</i>	775	<i>Définition</i>	795
<i>Tumeur solide et papillaire</i>	778	<i>Causes</i>	795
<i>Tumeur acinaire</i>	779	<i>Cas particuliers : la drépanocytose</i>	795
<i>Lymphome</i>	780	Conduite à tenir devant	795
<i>Métastase pancréatique</i>	781	un nodule splénique	796
<i>Tumeurs très rares</i>	781	<i>Kystes spléniques</i>	796
Tumeur intracanalair papillaire et mucineuse du pancréas (G. D'ASSIGNIES, Ch. DELAUAUD et M.-P. VULLIERME)	783	<i>Nodules tissulaires spléniques</i>	801
<i>Généralités</i>	783	<i>Quand effectuer la biopsie ou la cytoponction</i> <i>d'un nodule splénique ?</i>	804
<i>Diagnostic positif</i>	784	Liste des principales abréviations	807
<i>Diagnostic différentiel</i>	785	Index	809

Avant-propos

Voici donc la deuxième édition du *Traité d'imagerie médicale*. Certaines questions qui se posaient en 2004, date de la parution de la première édition, restent d'actualité.

Faut-il un traité en langue française alors que, chaque année, sont publiés d'excellents ouvrages en anglais ? La réponse reste affirmative. Même lorsqu'il est parfaitement anglophone, l'utilisateur français, libéral ou hospitalo-universitaire, est familier du mode de présentation et de rédaction des ouvrages français et a souvent besoin d'obtenir en quelques instants la réponse à la question qu'il se pose. Par ailleurs, la responsabilité des éditeurs français est réelle. C'est tout à l'honneur de Flammarion et de Lavoisier de l'avoir compris, de même que d'autres éditeurs. Renoncer à publier des ouvrages en langue française serait contribuer à mettre fin à la francophonie, contraindre le lecteur français à lire en anglais, écrire en anglais, penser en anglais.

Autre question, encore plus prégnante : le livre médical est-il condamné à disparaître ? En appuyant sur quelques touches, on obtient instantanément une information complète sur telle maladie ou tels symptômes. Mais c'est précisément l'exhaustivité de cette information, la qualité inégale des renseignements obtenus qui sont une gêne. La fin du livre n'est décidément pas pour demain...

Fallait-il enfin une nouvelle édition du *Traité* ? Ici encore, la réponse nous paraît devoir être affirmative. Depuis 2004, l'imagerie n'est pas restée figée. De nouvelles méthodes sont apparues. D'autres, qui étaient des examens complémentaires, sont devenues des examens de première intention. Les appareillages se sont perfectionnés ; la qualité des images s'est encore améliorée.

L'édition de 2004 a donc subi de profonds remaniements. De nouveaux auteurs ont pris le relais de ceux qui avaient rédigé la première édition. Certains chapitres ont été entièrement réécrits. La bibliographie a été mise à jour. Des figures nouvelles ont remplacé celles devenues obsolètes. Enfin, Lavoisier a succédé à Flammarion. L'exigence souriante d'Emmanuel Leclerc, l'enthousiasme et le professionnalisme de Fabienne Roulleaux, la compétence minutieuse de Béatrice Brottier, la disponibilité attentive de Françoise Antoine ont permis de réaliser cet ouvrage qui, avec sa présentation attractive, l'utilisation de la couleur pour les titres et les figures, aura, nous l'espérons, le même succès que l'édition précédente.

Professeur Henri NAHUM

Bases physiques de l'imagerie

sous la direction de G. Frija

Anne HERNIGOU, Christine GRATALOUP-ORIEZ, Marie-Pierre REVEL, Adel KALAI et Guy FRIJA

RADIOLOGIE CONVENTIONNELLE

Elle repose sur l'utilisation de rayons X produits par un tube à rayons X. Elle représente plus de 60 p. 100 des actes de radiologie, dont le cliché de thorax est de loin le plus courant [1].

TUBE À RAYONS X

Nature des rayons X

Il s'agit d'un rayonnement électromagnétique. Dans l'échelle des rayonnements électromagnétiques, on trouve à une extrémité les ondes électriques et de radiodiffusion, au milieu l'infrarouge, la lumière visible et les ultraviolets et à l'autre extrémité les rayons X, gamma et cosmiques. La longueur d'onde des rayons X est de l'ordre de 10^{-8} cm.

Principe du tube à rayons X

Lorsque des électrons animés d'une grande vitesse viennent frapper une cible métallique, l'énergie cinétique se transforme, d'une part, en chaleur (99 p. 100) et, d'autre part, en rayonnement X (Figure 1-1).

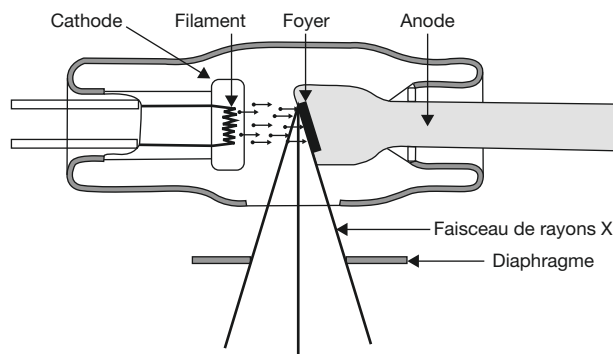


Figure 1-1 Schéma d'un tube à rayons X.

Source d'électrons. Elle est constituée par un filament porté à l'incandescence. Le courant de chauffage de ce filament se mesure en milli-ampères (mA) ; de sa variation dépend la quantité de rayons X produits.

Tension. La tension appliquée au tube, entre le filament (cathode) et la cible (anode), est la force qui accélère les électrons. Cette tension se mesure en kilovolts (kV). De cette tension dépend la qualité des rayons X, c'est-à-dire leur force de pénétration (basse tension : de 40 à 90 kV ; haute tension : de 100 à 130 kV).

Anode. L'anode est la pièce métallique assurant le freinage des électrons préalablement accélérés et à partir de laquelle sont produits les rayons X. Il s'agit habituellement d'une plaque de tungstène. La surface qui reçoit ainsi les électrons accélérés s'appelle le *foyer du tube*. Le parcours des électrons entre la cathode et l'anode se fait dans l'enceinte sous vide du tube.

Le tube est lui-même enfermé dans une gaine plombée ; seule une fenêtre laisse passer le faisceau de rayons X utile. De plus, un système de diaphragme plombé permet d'adapter la dimension du faisceau de rayons X à la taille de la région à examiner. Un dispositif de refroidissement chargé de dissiper la chaleur est associé à l'anode.

Propriétés des rayons X

Propriétés générales. Les rayons X se propagent en ligne droite et s'atténuent progressivement. La quantité de rayonnement décroît comme l'inverse du carré des distances. Les atomes lourds comme les métaux arrêtent les rayons X.

L'interposition de tabliers ou d'écrans plombés ainsi que l'éloignement de la source permettent de se protéger des rayons X.

Dans le corps humain. Les rayons X traversent d'autant plus facilement qu'ils sont plus pénétrants (haute tension). Le faisceau s'affaiblit progressivement en traversant les tissus. Cette atténuation est d'autant plus importante que l'épaisseur et la densité des tissus traversés sont élevées. L'atténuation est maximale lors de la traversée de l'os et du calcium ; elle est moindre lors de la traversée de la graisse, des tissus mous et de l'air.

Lors de la traversée des tissus, il se produit un rayonnement secondaire qui se compose essentiellement d'un rayonnement diffusé. Ce rayonnement diffusé est d'autant plus important que le volume irradié est grand, que la densité de la substance irradiée est élevée et que le nombre de kilovolts utilisés est élevé. Ce rayonnement diffusé se fait dans toutes les directions et représente un rayonnement parasite qui atténue le contraste du cliché radiologique. Certains dispositifs permettent de lutter contre ce diffusé (diaphragme, cône localisateur, grille antidiffusante).

Les rayons X ont des effets biologiques qui sont utilisés à des fins thérapeutiques en radiothérapie, mais qui peuvent être néfastes dans certaines situations de diagnostic, surtout lorsque les examens sont répétés. Il faut donc apprendre à protéger les patients et le personnel et à utiliser les examens à bon escient.

Densités radiologiques et construction de l'image

Densités élémentaires. Un cliché radiographique comporte une échelle de densité allant du blanc au noir. Ces densités sont le résultat de l'absorption des rayons X par les milieux traversés.

Les atomes lourds (calcium, iode, baryum) arrêtent les rayons X et se traduisent sur le cliché par une plage blanche. À l'inverse, l'air n'arrête pas les rayons X et se traduit par une surface noire (Figure 1-2).

Dans le corps humain, entre les densités extrêmes que sont l'os (calcium) et l'air se situent les densités hydriques (muscles, parenchymes et vaisseaux) et graisseuses.

Facteurs influant sur la visibilité d'une structure. L'épaisseur de la structure qui augmente l'absorption des rayons X est le principal facteur (Figure 1-3).

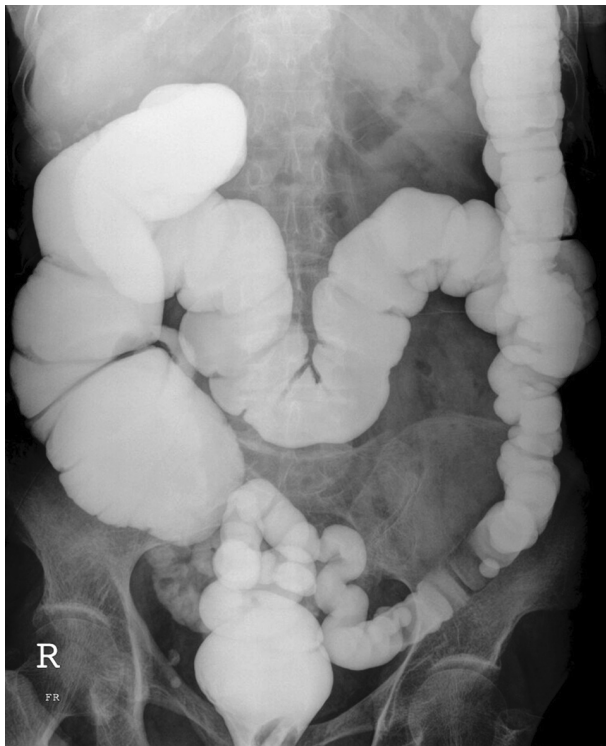


Figure 1-2 Cliché réalisé après remplissage du côlon par du sulfate de baryum (lavement baryté). Le sulfate de baryum, atome lourd, se traduit par une opacité (blanc) car il absorbe fortement les rayons X. L'os est plus opaque que l'air (noir) situé dans les anses digestives ; la zone du foie se traduit par une opacité d'intensité intermédiaire.



Figure 1-3 Cliché de thorax. L'opacité du cœur se voit bien car elle est entourée de part et d'autre par l'air contenu dans les poumons qui absorbe faiblement les rayons X. On devine au sein des poumons des images linéaires qui correspondent aux vaisseaux pulmonaires, visibles en raison du contraste entre leur densité hydrique et la densité aérienne des poumons.

Le milieu qui l'entoure sert de référence optique : ainsi la structure est-elle mieux visible si le milieu qui l'entoure est de densité très différente (par exemple, densité hydrique dans l'air ou entourée de graisse).

Projection des images sur un plan. Les règles sont celles de la projection conique car les rayons, tous issus d'une zone de très faible surface (le foyer), suivent un trajet rectiligne et divergent. L'image obtenue correspond à la sommation des structures traversées ; il est donc souvent difficile de situer une structure dans un plan sans pratiquer une seconde incidence orthogonale.

Qualité de l'image

Les trois critères principaux de qualité sont le *contraste*, le *grain* et la *netteté*. Tous les éléments de la chaîne de production de l'image peuvent être impliqués. La qualité résulte d'un compromis entre la puissance et l'intensité du rayonnement X, la finesse recherchée de l'image et la rapidité de l'examen.

Le contraste est majoré en diminuant les kilovolts, en augmentant les milli-ampères et en utilisant un film à haut contraste.

Le grain correspond à la granularité de l'image lorsqu'elle est regardée de près. Elle est fonction :

- du moutonnement quantique (lié à la dispersion des photons sur la surface de réception) ;
- de la distribution des grains sur le film (qui dépend de la taille des grains, des caractéristiques du développement et de densité de l'image) ;
- des grains de l'écran renforceur et du contact écran/film ;
- des conditions visuelles (éclairage, loupe...).

La netteté dépend :

- de la taille du foyer (plus elle est petite, meilleure est l'image, mais un petit foyer n'a pas une puissance élevée) ;
- de la distance film/objet (plus celle-ci est grande plus le flou et l'agrandissement diminuent) ;

– de la brièveté du temps de pose favorisée par les écrans renforceurs, mais ceux-ci génèrent un flou d'autant plus important qu'ils sont efficaces.

DÉTECTION DU SIGNAL ET ENREGISTREMENT DES IMAGES

Le faisceau de rayons X, inégalement atténué après avoir traversé les zones radiographiées, peut être recueilli sur différents systèmes. La détection est définie par la capacité à convertir des rayons X pour produire une image. La détection des rayons X par le couple film/écran est toujours de mise, mais une mutation est en cours avec le développement des méthodes de numérisation [4].

Couple film/écrans

Il s'agit encore du mode le plus répandu d'enregistrement des images radiologiques.

Le film radiographique est recouvert de bromure d'argent. Lorsque le rayonnement X frappe des cristaux de bromure d'argent, une image se forme et devient visible lorsque le film est développé en le faisant passer dans un révélateur et un fixateur comme en photographie. Comme sur un négatif de photographie, les zones sensibilisées par le rayonnement X apparaissent en noir. Ce noircissement est d'autant plus intense que la quantité de rayons X reçus est plus grande. Il dépend aussi de la quantité de rayons X émis (milliampères), de la durée de l'exposition (secondes) et de la pénétration du rayonnement (kilovolts).

L'air, qui n'arrête pas les rayons X, apparaît noir. L'os, qui au contraire arrête le rayonnement, apparaît en blanc. La graisse et les tissus mous, qui atténuent moins les rayons X, apparaissent en gris plus ou moins clair.

Cassette. La cassette est une enceinte close, perméable aux rayons X, mettant le film à l'abri de la lumière du jour jusqu'au développement.

Écrans renforceurs. Ils permettent d'augmenter l'efficacité du film radiographique et de diminuer les doses de rayonnement X. Ces écrans sont placés de part et d'autre du film radiographique à l'intérieur de la cassette et sont constitués de terres rares qui s'illuminent sous l'effet des rayons X. Ce rayonnement lumineux contribue à la formation de l'image sur le film photographique et permet de diminuer la quantité de rayons X utilisée.

Les différents écrans se distinguent en fonction de leur finesse et de leur rapidité. Un écran fin empêche la diffusion latérale de la lumière pour un flou minimum, mais la quantité de lumière atteignant le film est réduite. Un écran rapide a un nombre plus élevé de grains et un haut pouvoir absorbant, qui permettent une exploitation maximale du rayonnement, mais au prix d'un flou de diffusion.

Le choix d'un couple film/écran dépend de l'application souhaitée. Par exemple, en radiologie des extrémités, la faible épaisseur des tissus, le faible risque d'irradiation et la nécessité d'obtenir une bonne résolution justifient l'utilisation d'écrans fins. À l'inverse, les clichés au lit et en salle d'opération bénéficient des couples ultra-rapides.

Précurseurs de la numérisation

Xéroradiographie et tambour au sélénium. Les rayons X génèrent une variation de résistance de cristaux semi-conducteurs, comme le sélénium amorphe. Le nombre de charges électriques induites est directement proportionnel au nombre des photons incidents. Le sélénium amorphe est disposé sur un support d'aluminium en forme de tambour. Après exposition aux rayons X, la lecture s'effectue par une barrette de détection balayant verticalement le tambour et détec-

tant les modifications de charges électriques. Le signal électrique est converti en signal numérique, permettant de construire une image radiologique. La lecture est obtenue une dizaine de secondes après exposition. La résolution spatiale du système est limitée par le pas de la barrette de détection (3 pl/mm). Cette technique est actuellement dédiée à la radiographie thoracique.

Écrans radioluminescents à mémoire (ERML). Le détecteur est constitué d'un écran composé de substances radioluminescentes ayant la capacité de conserver les énergies accumulées lors de l'irradiation (fluorogénure de baryum). Au niveau moléculaire, les rayons X entraînent un déplacement d'électrons qui passent à un niveau d'énergie supérieur mais de façon transitoire. Le retour à l'état initial génère une émission lumineuse. Le retour s'effectue en deux temps avec une étape intermédiaire suffisamment longue pour permettre une lecture différée. La lecture se fait par balayage laser avec stimulation de la surface de l'écran, permettant une restitution de l'énergie mémorisée sous forme d'une émission lumineuse dont l'intensité est proportionnelle à l'énergie du rayonnement X incident. Les avantages de cette technique sont une sensibilité supérieure au couple film/écran et une linéarité de réponse pour une large gamme d'exposition.

Nouvelles solutions de détection numérique

Le développement de détecteurs plans matriciels vise à remplacer, dans la radiologie conventionnelle, le couple film/écran par une image numérique. Ce développement technologique a été rendu possible par les progrès en micro-électronique et en photolithographie qui ont permis la production de films de transistors de grandes surfaces. Sur ceux-ci sont déposés des éléments électroniques actifs qui permettent de transférer l'énergie des photons X en un signal électrique mesurable. L'énergie des photons X est en réalité traitée de deux façons différentes : soit le détecteur est constitué d'un élément semi-conducteur (sélénium) qui permet la transformation directe des photons X en énergie électrique, soit le détecteur est constitué d'un élément intermédiaire, le scintillateur. Ce dernier, sous l'effet des photons X, transforme leur énergie en intensité lumineuse, qui est ensuite, grâce à des photodiodes déposées sur la couche de transistors, transformée en énergie électrique. Quel que soit le mode de traitement des photons X, cette information est traitée sous forme matricielle. Les deux avantages essentiels des détecteurs numériques par rapport au couple film/écran sont : un rendement très nettement supérieur (exprimé par EDQ : efficacité de détection quantique) et une linéarité de réponse dans des gammes extrêmement larges d'exposition, alors que la réponse du film est de type sigmoïde avec une réponse linéaire dans une gamme étroite d'exposition. Il en résulte une résolution en contraste et une dynamique beaucoup plus importantes, qui permettent de compenser une résolution spatiale plus faible que celle des couples film/écran.

D'autres technologies utilisent les capteurs CCD, mais leurs performances intrinsèques sont nettement inférieures à celles des capteurs précédents.

TOMODENSITOMÉTRIE

PRINCIPE GÉNÉRAL

Apparue à la fin des années 1970, la tomodensitométrie ou scanner est aujourd'hui un examen de base dans la pratique médicale. Depuis sa découverte, la tomodensitométrie a bénéficié de nom-

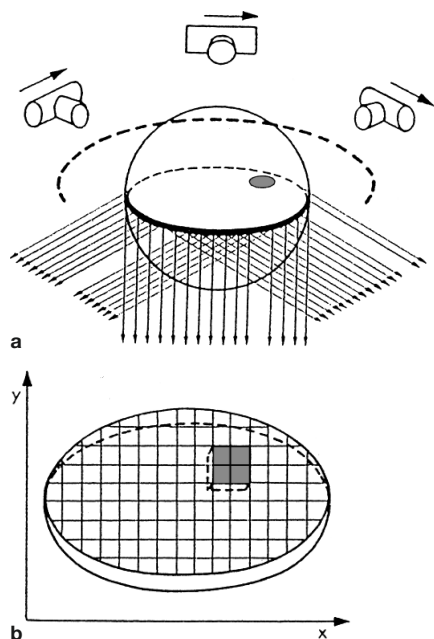


Figure 1-4 Principe de la tomодensitométrie. Pour un plan de coupe donné, la détection et l'enregistrement du flux photonique sont réalisés pour chaque position du tube lors de sa rotation. Les informations sont ensuite traitées et fournissent une information en densité pour chaque région élémentaire de la matrice (le pixel).

breux perfectionnements : possibilité d'examiner l'ensemble du corps alors qu'initialement les premiers appareils ne permettaient d'examiner que la tête, augmentation très importante de la résolution spatiale grâce à la possibilité de réaliser des coupes très fines, et surtout augmentation très importante de la vitesse de rotation du tube et des détecteurs qui, conjointement à une formidable augmentation de la puissance de calcul, a permis de réduire très significativement la durée des examens.

Tomодensitométrie et rayons X. Le faisceau de rayons X est fin et tourne autour du patient. Le recueil des rayons X est assuré par des détecteurs situés à l'opposé du tube.

Pour chaque position du faisceau, le détecteur mesure une quantité de rayons X et ce chiffre est enregistré par une mémoire qui accumule les chiffres de densité radiologique sous les différents angles dans les différentes directions (Figure 1-4).

L'image obtenue est une coupe dont chaque point est calculé à partir d'un traitement mathématique des informations recueillies sous les angles différents au cours de la rotation. En entrecroisant les informations, le calculateur attribue à chaque point de l'espace un chiffre de densité exprimé en unité Hounsfield. Le 0 de référence est donné par la densité de l'eau (Figure 1-5).

Champ et matrice de reconstruction. Ils déterminent la taille des pixels. La taille du pixel est le rapport entre la largeur du champ et la taille de la matrice. L'augmentation de la taille du pixel améliore le rapport signal sur bruit mais diminue la résolution spatiale.

Le nombre de mesures définit la matrice de l'image. Actuellement, la taille courante des images est 512×512 pixels.

Les filtres de convolution laissant passer les hautes fréquences, dits filtres durs, améliorent la résolution spatiale, mais augmentent le bruit. À l'inverse, les filtres privilégiant les basses fréquences limitent le bruit et améliorent la résolution en densité au détriment de la résolution spatiale.



Figure 1-5 Tomодensitométrie crânienne passant par les noyaux gris centraux. Le liquide contenu dans les ventricules apparaît en noir et correspond au niveau 0 de l'échelle de Hounsfield. La boîte crânienne apparaît en blanc et le tissu cérébral dans une densité intermédiaire.

ÉVOLUTIONS SUCCESSIVES DU SCANNER

Elles ont eu pour objet :

- d'augmenter la vitesse de rotation du tube à rayons X, pour améliorer la résolution temporelle ;
- d'augmenter la vitesse de déplacement de la table, pour permettre une meilleure utilisation des injections de contraste, notamment pour l'étude des vaisseaux ;
- d'augmenter la résolution en augmentant le nombre des détecteurs.

Chacune de ces évolutions a nécessité une évolution parallèle des systèmes informatiques qui doivent traiter de plus en plus de données, des données de plus en plus complexes (algorithmes de reconstruction des hélices) et le faire de plus en plus vite.

Scanners fonctionnant en mode incrémental

Chaque rotation du tube génère une image acquise à un niveau donné, et la table reste fixe pendant l'acquisition. Le mouvement de la table se fait entre deux acquisitions et son incrémentation définit la distance séparant le milieu de deux coupes consécutives.

Même si les temps de rotation des tubes ont considérablement baissé en passant d'une minute sur les premières machines à deux secondes sur les plus récentes, ce mode d'exploration reste très lent. Chaque accélération et décélération ainsi que la nécessité d'attendre le refroidissement du tube représentent un temps mort dans le processus d'acquisition. L'apnée doit être obtenue pour chaque niveau de coupe avec le risque de ne pas explorer certaines zones si l'apnée n'est pas toujours obtenue au même degré d'inspiration, et avec l'inconvénient de ne pas pouvoir utiliser des injections de contraste à débits élevés pour une étude vasculaire.

Scanners hélicoïdaux

Principe

Une rotation continue du tube et des détecteurs pendant l'acquisition a été obtenue grâce à la suppression des câbles et par l'amélioration des systèmes de refroidissement [2].

La rotation du tube se fait sur 360° en une seconde. Les détecteurs constituent l'un des points clefs de la qualité des images. Ils sont constitués de 500 à 900 cellules de détection dessinant un arc de cercle dans le plan transverse, à l'opposé du tube. Deux types de détecteurs sont utilisés : les chambres d'ionisation au xénon sous pression (dont le rendement est médiocre, mais la rémanence faible) et les détecteurs solides (tungstates de cadmium et, plus récemment, céramiques) dont le rendement est élevé.

L'incrémentement de la table est continu pendant l'acquisition, et le mouvement du tube et des détecteurs dessinent donc une hélice autour du patient (Figure 1-6). Outre les traitements classiques de données, l'acquisition hélicoïdale impose un calcul complémentaire appelé interpolation visant à supprimer les artéfacts liés au déplacement du patient.

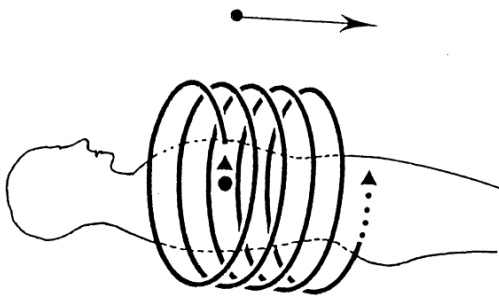


Figure 1-6 Principe du scanner hélicoïdal. Le déplacement de la table est continu pendant la rotation du tube qui dessine une hélice autour du patient, d'où l'expression scanner hélicoïdal.

La réduction du temps d'acquisition (division par 5 par rapport au mode incrémental) influe considérablement sur les modalités d'injection de produit de contraste. Elle aboutit à une réduction de la quantité injectée et/ou à une meilleure opacification des différentes structures. L'acquisition hélicoïdale permet, sans allonger la durée d'acquisition et sans augmenter la dose de rayons X délivrée au patient, de réaliser des coupes chevauchées. Celles-ci améliorent la détection des lésions ainsi que la qualité des reconstructions (reformatages dans d'autres plans ou reconstructions tridimensionnelles).

Facteurs influençant l'acquisition hélicoïdale et la qualité des images

Collimation. La collimation détermine l'épaisseur nominale de la coupe. En scanographie incrémentale, cette épaisseur correspond à l'épaisseur réelle de la coupe obtenue. En mode hélicoïdal, l'épaisseur réelle de la coupe obtenue est aussi influencée par la vitesse d'avance de la table et par le mode d'interpolation.

Pitch. La notion de pitch est un paramètre (sans unité) qui est un rapport entre le déplacement de la table et la collimation du faisceau.

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Déplacement de la table (en mm) par rotation}}{\text{Collimation du faisceau (en mm)}}$$

Si le pitch augmente (sans modification de la collimation), la vitesse de la table augmente, la dose délivrée au patient diminue et l'épaisseur de coupe effective augmente.

La durée de la révolution est en général d'une seconde, mais certains appareils permettent une rotation de 360° en 0,75 seconde. Cette réduction du temps de rotation s'accompagne, pour obtenir des images de qualité, d'une augmentation du nombre de mesures devant être effectuées et d'une élévation de l'intensité du courant.

Performances du tube. Elles limitent la durée maximale de l'acquisition. La longueur du volume exploré dépend de la durée totale de l'acquisition et de la vitesse d'avance de la table.

Paramètres de reconstruction

L'interpolation est un calcul nécessaire à la reconstruction des images axiales à partir d'une acquisition hélicoïdale car, en raison du déplacement du patient, les différents profils d'atténuation sont obtenus à des niveaux anatomiques différents. Les données doivent donc être traitées avant la reconstruction des images pour aboutir à une image axiale sans artéfacts.

Deux principaux algorithmes sont utilisés :

- l'algorithme d'interpolation linéaire IL 360 : les images axiales sont reconstruites à partir des données acquises pendant deux rotations de 360° . Les données sont obtenues par interpolation linéaire des profils d'atténuation de même position angulaire. Ceux-ci sont espacés d'une seconde. Une pondération est appliquée à chacun de ces profils en fonction de leur éloignement par rapport au point de l'axe Z où l'on veut reconstruire la coupe. Pour une épaisseur nominale donnée, les coupes finales sont plus épaisses mais moins bruitées que celles obtenues avec une acquisition incrémentale,

- l'algorithme d'interpolation linéaire IL 180 : les images axiales sont reconstruites à partir des données acquises pendant une rotation plus l'angle d'ouverture du faisceau de rayon X, soit $360^\circ + 42^\circ$. Cette méthode consiste à interpoler les données provenant de positions angulaires opposées. Un premier temps consiste à construire une hélice virtuelle décalée de 180° par rapport à la première en partant du principe que les profils d'atténuation opposés sont identiques. L'interpolation est réalisée entre les profils d'atténuation des deux hélices qui ne sont plus séparés que par une demi-rotation, soit une demi-seconde. Une pondération est appliquée à chacun de ces profils en fonction de leur éloignement par rapport au point de l'axe Z où l'on veut reconstruire la coupe. Les coupes ainsi obtenues ont une épaisseur moindre que celle des coupes obtenues avec le mode d'interpolation précédent, mais leur rapport signal sur bruit est plus faible. Le temps de reconstruction des images est aussi plus long.

Incrément de reconstruction. L'acquisition hélicoïdale permet de choisir l'incrémentation a posteriori, contrairement au mode incrémental où l'incrément est déterminé avant la réalisation des coupes. Les coupes peuvent être reconstruites chevauchées, jointives ou espacées alors que l'examen est terminé. Quel que soit l'incrément de reconstruction, la dose de rayons X délivrée au patient reste identique.

Scanners multibarrettes

Introduits en 1992 par la compagnie Elscint avec un scanner à deux barrettes de détecteurs, ils ont été proposés à partir de 1998 par plusieurs constructeurs avec quatre systèmes de recueil de données connectés à des barrettes multidétecteurs de façon à acquérir simultanément quatre niveaux de coupe.

Cette technique multiplie par quatre la vitesse d'acquisition des données par rapport à un scanner monobarrette. De plus, un certain nombre de ces scanners ont une vitesse de rotation du tube de 0,5 seconde par tour et sont donc deux fois plus rapides que la majorité des scanners monobarrettes. La combinaison de ces deux facteurs fait que la vitesse d'acquisition peut être augmentée d'un facteur 8.

Avec ces caractéristiques, les examens peuvent comprendre des coupes plus fines et donc une meilleure résolution dans l'axe longitudinal du patient (axe Z). Des acquisitions plus rapides résultent une meilleure résolution temporelle et moins d'artefacts cinétiques. L'opacification vasculaire est meilleure car les débits de produit de contraste injectés peuvent être supérieurs (5 et 8).

Principe des scanners multibarrettes

Ils utilisent un tube à rayons X associé à plusieurs rangées, réelles ou reconstituées, de détecteurs. Chaque barrette contient 500 à 900 éléments connectés à un système d'acquisition de données (Figure 1-7).

Détection. Actuellement, on en distingue deux principes (Figure 1-8) : les systèmes dont les éléments sont tous de la même taille, appelés détecteurs matriciels, et les systèmes dont les éléments ne sont pas tous de même taille, appelés réseaux de détection modulable.

Les *détecteurs matriciels* sont constitués de capteurs ayant tous la même taille, juxtaposés sur plusieurs rangées. La sélection électronique des capteurs et leur couplage permettent de définir la collimation et donc l'épaisseur des coupes. Avec l'évolution de la techno-

logie, on voit apparaître des rangées de détecteurs plus fines avec un nombre de rangées plus élevé.

Dans les *réseaux de détection modulable*, la largeur des barrettes croît au fur et à mesure qu'elles s'écartent de la perpendiculaire à l'axe de rotation. Les barrettes centrales sont les plus fines. Par exemple, deux barrettes centrales de 1 mm sont prises en sandwich entre deux barrettes de 1,5 mm, elles-mêmes encadrées par des barrettes de 2,5 mm avec à l'extérieur deux barrettes de 5 mm.

La rotation du tube sur 360° en 0,5 seconde et l'acquisition de quatre niveaux simultanément permettent une vitesse d'acquisition huit fois plus rapide que sur un scanner hélicoïdal monobarrette (à temps d'acquisition, pitch et collimation égaux).

Les algorithmes d'interpolation sont différents de ceux utilisés en mode hélicoïdal monobarrette et génèrent moins d'artefacts car les pitchs utilisés sont plutôt inférieurs. Il persiste des artefacts de distorsion qui sont peu gênants, liés à la divergence du faisceau entre la première coupe et la quatrième coupe.

Avantages du système [3, 8]

Le système peut être utilisé soit pour réduire le temps d'acquisition, soit pour augmenter la résolution spatiale en utilisant des collimations plus fines, soit pour avoir une couverture plus longue. La solution la plus avantageuse consiste dans la majorité des cas en un compromis entre ces différentes options qui permet :

- une meilleure résolution spatiale grâce à une réduction des artefacts de mouvement liés au péristaltisme digestif, à la contractilité cardiaque, à la respiration et à des temps d'apnée plus courts ;
- des reconstructions dans d'autres plans et tridimensionnelles de meilleure qualité grâce à des coupes plus fines qui diminuent les volumes partiels ;
- une meilleure identification des structures vasculaires grâce à la rapidité du balayage qui permet l'utilisation de débits d'injection plus élevés.

RADIOPROTECTION

PROTECTION DU PERSONNEL

Des règles simples de protection découlent des propriétés des rayons X :

- les rayons se propageant en ligne droite, il ne faut pas se mettre ou mettre les mains dans l'axe des rayons ;
- l'atténuation se faisant en fonction du carré de la distance, il convient de s'éloigner de la source autant que possible ;
- les atomes lourds comme les métaux arrêtant les rayons X, il convient d'utiliser des protections plombées telles que des paravents interposés entre le patient et le personnel et des tabliers ou des cache-thyroïdes associés éventuellement à des gants, des lunettes plombées ;
- enfin, le port de dosimètres est la règle. Leur rôle est d'alerter en cas de pratique inadaptée ou de matériel défectueux.

MESURES DE DOSE

Les doses dépendent de l'installation et des procédures [9].

Dose absorbée. Elle correspond à la quantité d'énergie absorbée par unité de masse, elle s'exprime en gray (Gy), mais cette dosimétrie ne tient pas compte de la qualité du rayonnement utilisé, ni des conséquences biologiques qu'il peut avoir sur les tissus concernés.

Pour tenir compte de ces deux paramètres, on utilise plutôt la notion de dose efficace.

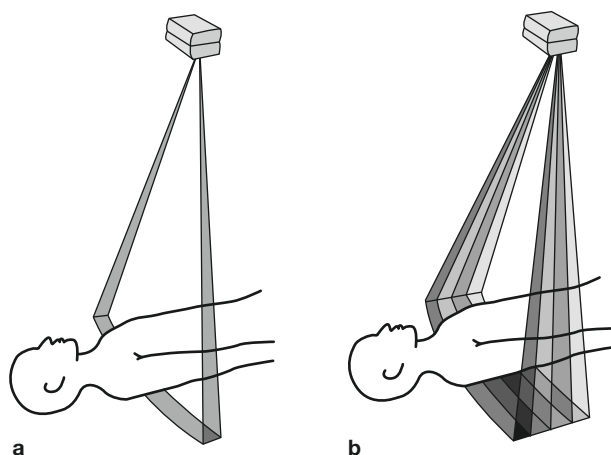


Figure 1-7 Scanner multicoupe. Comparaison entre un scanner monodétecteur et un scanner multidétecteurs (4 barrettes) : pour une exposition donnée, on peut recueillir des informations sur quatre plans différents avec le scanner multidétecteurs de façon simultanée, contrairement au scanner monobarrette qui ne permet d'acquérir des informations que sur un seul plan à la fois.

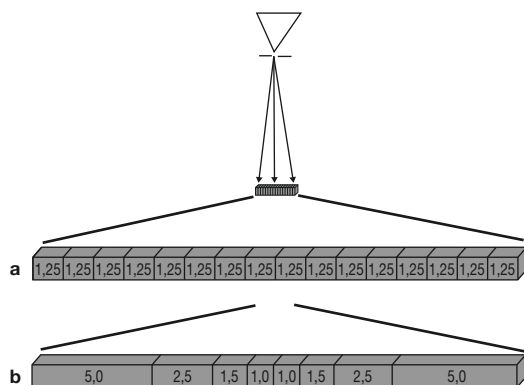


Figure. 1-8 Barrettes de détecteurs matriciels et à réseau de détection modulable.

Dose efficace. Elle résulte d'une double pondération multipliant la dose absorbée par un facteur appelé W_r qui tient compte de la qualité du rayonnement (rayonnement X ou rayonnement d'autre nature) et par un facteur appelé W_t qui tient compte de l'importance (en termes de risque génétique et de cancérogenèse) des tissus concernés.

La somme des différents facteurs W_t est égale à 1 et cela correspond à une irradiation corporelle totale. L'unité de dose est le sievert.

DOSIMÉTRIE EN RADIOLOGIE CONVENTIONNELLE

Les principales doses utilisées sont la dose dans l'air, la dose à la peau et la dose en profondeur (Figure 1-9).

Dose dans l'air. Elle est mesurée avec une chambre d'ionisation et elle caractérise une installation pour une tension et une filtration données. Cette mesure fait partie du contrôle qualité du matériel.

Dose à l'entrée ou dose à la peau. Elle est mesurée par des dosimètres thermoluminescents ou un scintillateur. Elle caractérise l'exposition liée à un examen de radiodiagnostic, reflète la pratique du service et intègre le rayonnement diffusé.

Dose en profondeur ou dose à l'organe. C'est une dose calculée à partir de coefficients (déterminés sur fantôme anthropomorphe). La connaissance de ces doses est nécessaire au calcul de la dose efficace.

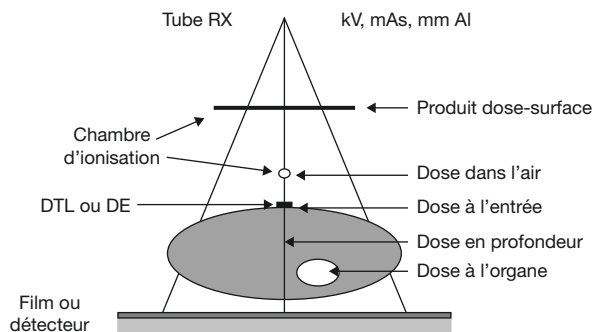


Figure 1-9 Différentes grandeurs dosimétriques pouvant être mesurées ou calculées en radiologie conventionnelle. (D'après Tubiana M, Bonnin A, Carde C. Actualités en radiobiologie et radioprotection. Gif-sur-Yvette, Nucléon, 2001.)

DOSIMÉTRIE EN TOMODENSITOMÉTRIE

Indice de dose en tomodensitométrie

Il s'exprime en milligray et prend en compte la dose de la coupe nominale ainsi que la dose liée à la collimation et au diffusé dans le patient. Cet index est égal à la dose moyenne mesurée au centre d'une série de coupes (Figure 1-10).

En pratique, il convient d'utiliser le produit : index de dose $\times$ longueur explorée. En effet cette grandeur est corrélée à la dose absorbée dans le volume exploré et paraît le meilleur indicateur utilisable en pratique courante (produit, dose, longueur).

Plusieurs facteurs permettent de diminuer la dose

La diminution du voltage permet une réduction proportionnelle au carré de la tension à condition de ne pas augmenter par ailleurs les masses.

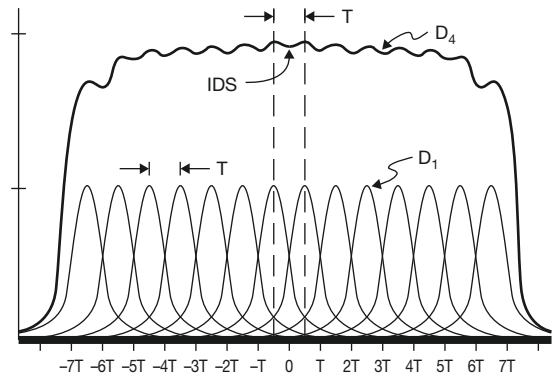


Figure 1-10 Principe de mesure de dose en scanner hélicoïdal. L'indice de dose en scanographie (IDS) est mesuré au centre d'un volume exploré. Par exemple, D14 profil de dose pour 14 coupes, D1 profil de dose individuel. (D'après Tubiana M, Bonnin A, Carde C. Actualités en radiobiologie et radioprotection. Gif-sur-Yvette, Nucléon, 2001.)

La diminution de l'intensité permet de diminuer linéairement la dose délivrée.

Cependant, ces diminutions ne sont possibles que pour certaines morphologies de patients ou pour certains examens comme l'exploration du parenchyme pulmonaire ou des sinus.

En revanche, quand l'information souhaitée est du domaine de la densité, il est nécessaire d'avoir un bon rapport signal sur bruit et donc de conserver un nombre de photons suffisant.

En mode hélicoïdal

La quantité de rayons X absorbée dans le volume exploré est inversement proportionnelle au pas de l'hélice.

L'utilisation d'un pitch supérieur à 1 (en général compris entre 1,25 et 3) permet de diminuer la dose absorbée, tout en autorisant la reconstruction d'images jointives, voire chevauchées.

À l'inverse, un pitch inférieur à 1 en mode hélicoïdal augmente considérablement la dose délivrée au volume.

Il faut donc retenir qu'en tomodensitométrie hélicoïdale, la dose délivrée au patient est inversement proportionnelle au pas utilisé. Pour bien évaluer ce pas d'acquisition, il faut prendre en compte le pitch tel qu'il a été défini initialement et non pas le pitch tel qu'il est défini sur certains scanners multibarrettes et qui est susceptible d'induire une nette sous-estimation de la dose délivrée.

Limitation de la dose (Tableau 1-I)

La directive EURATOM 97/43 contient toute une série de recommandations visant à limiter la dose d'irradiation au cours des examens radiologiques. Pour cela, elle prescrit d'optimiser le fonctionnement des appareillages et de justifier les examens :

- s'agissant de l'*optimisation*, des fourchettes d'irradiations de référence sont publiées et doivent servir d'objectif à atteindre puis à améliorer pour les professionnels utilisant des rayons X. Outre le respect de ces procédures, l'optimisation suppose la mise en œuvre d'un contrôle de qualité des appareillages produisant des rayons X ;
- s'agissant de la *justification des examens*, il est très clairement recommandé de n'utiliser les rayons X qu'en cas de nécessité absolue et chaque fois que l'on ne peut pas utiliser une autre technique non irradiante (ultrasons, IRM).

Des recommandations en matière de bonnes pratiques sont ainsi publiées à l'usage de tout médecin susceptible de demander un examen radiologique. En cas de dommages, la responsabilité du

Tableau 1-I Rappel de la dose efficace correspondant à des examens de radiologie courante (les radiations naturelles annuelles se situent entre 2 et 3 mSv).

<i>Radiodiagnostic</i>	<i>mSv</i>
TDM abdominale	20
Lavage baryté	10
TDM thoracique	5-10
Urographie	5
Transit gastro-intestinal	Irradiation
Rachis lombaire 2 clichés	Naturelle
Abdomen	Annuelle
Pelvis	1
Rachis dorsal 2 clichés	0,5
Crâne 2 clichés	0,5
Thorax 2 clichés	0,1

médecin demandeur est engagée au même titre que celle du médecin radiologue qui a accepté de faire l'examen.

Le tableau 1-I indique des doses d'irradiation pour des examens courants. Comparée à l'irradiation annuelle, on peut voir que l'irradiation délivrée lors de la pratique d'un cliché de thorax par exemple est extrêmement faible ; à l'inverse, les examens tomodensitométriques sont à l'origine d'une irradiation non négligeable. Aussi le rapport bénéfice/risque doit-il être pris en compte chaque fois qu'un examen radiologique est demandé ; les déclarations d'accidents par irradiation à des fins diagnostiques concernent de nos jours essentiellement des radiodermites provoquées par des examens de radiologie interventionnelle (essentiellement des cathétérismes à visée cardiologique). Dans tous les cas cependant, il faut se souvenir que le fœtus et l'enfant sont plus vulnérables aux radiations ionisantes et qu'il y a donc lieu de différer tout examen utilisant les rayons X chaque fois que cela est possible en le remplaçant notamment par une technique non irradiante. La question du risque entraîné par de faibles doses reste ouverte, mais n'a pas de réponse scientifique. Cette incertitude doit donc inciter à une prudence légitime en matière d'utilisation des rayons X à visée diagnostique. Des précautions particulières doivent être prises pour l'œil, la thyroïde, les gonades et la moelle hématopoïétique.

ÉCHOGRAPHIE

L'échographie en mode A n'est plus utilisée de nos jours. En effet, c'est l'échographie en mode B qui a pris le pas car elle permet une étude morphologique globale d'un organe. L'étude des mouvements se fait par l'association de l'échographie mode B à l'étude en Doppler.

PRINCIPE PHYSIQUE DES ULTRASONS

Les ondes ultrasonores sont définies comme des vibrations mécaniques de la matière dont la fréquence est supérieure à 20 000 Hz (seuil de perception de l'oreille humaine). Leur propagation nécessite un support déformable, contrairement aux rayons X qui peuvent se propager dans le vide [7].

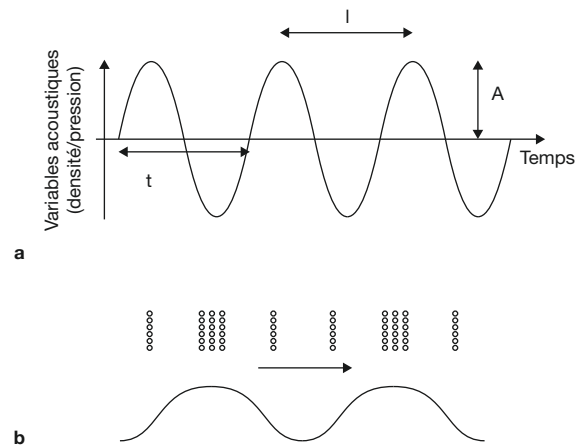


Figure 1-11 Caractéristiques des ondes ultrasonores. a) Sur la courbe sont figurées les caractéristiques essentielles de l'onde ultrasonore. τ : période ; λ : longueur d'onde ; A : amplitude. b) Les ondes ultrasonores se propagent par compression et raréfaction des particules du milieu traversé et qui se transmettent de proche en proche.

Elles induisent, dans le milieu traversé, des modifications cycliques de la densité des particules, de la pression, de la température ainsi qu'un déplacement transitoire autour de leur position d'équilibre (Figure 1-11).

Les paramètres caractéristiques d'une onde ultrasonore sont :

- la *célérité* c (m/s) ou vitesse de propagation de l'onde qui dépend du milieu traversé (densité, élasticité) et qui est égale à 1 540 m/s dans les tissus biologiques ;
- la *fréquence* F (Hz) correspondant au nombre de cycles par seconde ;
- la *période* T (s) égale à l'inverse de la fréquence ;
- la *longueur d'onde* λ correspondant à la distance parcourue par l'onde pendant une période ou encore la distance séparant deux particules adjacentes oscillant en phase.

Ces paramètres sont liés entre eux :

$$F = \frac{1}{T} = c \cdot T \text{ ou } \lambda = \frac{c}{F}$$

L'*amplitude* correspond au maximum de variation des variables acoustiques, densité ou pression, induites par l'onde par rapport au statut d'équilibre.

L'*intensité* (égale au carré de l'amplitude) exprimée en W/cm² correspond à la puissance transportée par unité de surface.

Ces deux paramètres diminuent progressivement au cours de la traversée des tissus. C'est l'*atténuation* (exprimée en dB).

La notion de *phase* est également importante : deux ondes sont en phase si elles induisent les mêmes modifications (compression ou raréfaction des particules) au même instant. Les phénomènes d'interférences entre ondes élémentaires dépendent de la phase, les effets s'additionnant pour les ondes en phase et inversement.

PRODUCTION DES ULTRASONS

Piézoélectricité. Les ultrasons sont générés par phénomène piézoélectrique qui permet la transformation d'énergie mécanique en énergie électrique.

La sonde d'échographie ou transducteur comporte un élément ayant des propriétés piézoélectriques. Il s'agit de céramiques PZT, de matériaux composites ou de polymères. Le transducteur agit comme émetteur et récepteur d'ondes ultrasonores.

Pour produire un faisceau d'ultrasons, on applique une impulsion électrique qui entraîne une vibration de la céramique piézoélectrique.

À l'inverse, lors de la réception de l'écho, l'onde de pression vient heurter la céramique et induit l'apparition d'un signal électrique qui, traité, sert à l'élaboration de l'image échographique.

Caractéristiques de l'émission acoustique. L'émission ultrasonore est produite de façon intermittente par des impulsions électriques dont la durée détermine les caractéristiques.

Une impulsion de courte durée induit une courte vibration de la céramique et des échos réfléchis également brefs. Plus l'écho est bref, meilleure est la résolution spatiale entre deux cibles.

La stimulation électrique induit une émission acoustique en fait composée d'une gamme de fréquences réparties de part et d'autre de la fréquence de résonance.

PROPAGATION DES ULTRASONS (Figure 1-12)

Impédance acoustique. Les ondes ultrasonores se propagent dans un milieu qui leur oppose une certaine résistance, correspondant à l'impédance acoustique Z . Elle dépend de la densité du milieu ρ et de la vitesse de propagation c des ultrasons dans le milieu : $Z = \rho \times c$.

Une interface correspond à la séparation entre deux milieux d'impédance acoustique différente. Elle engendre des phénomènes de réflexion et de transmission du faisceau.

Interfaces. Lorsqu'un faisceau d'ultrasons rencontre une interface, une partie de ce faisceau franchit l'interface, et la partie non transmise est réfléchi vers la source d'émission. L'angle de réflexion est égal à l'angle d'incidence du faisceau, d'où le terme de réflexion spéculaire (en miroir) qui qualifie la réflexion aux interfaces. Cette réflexion est dépendante de l'angle et le signal maximal est obtenu en échographie si l'angle est égal à 90° . Dans une image échographique, les contours des organes sont générés par la réflexion spéculaire.

C'est la différence d'impédance entre deux milieux en valeur absolue qui détermine la transmission ou la réflexion. Si la différence d'impédance est faible, la transmission est importante. Si la différence d'impédance est forte, la réflexion est importante (par exemple, os ou calcifications/tissus mous).

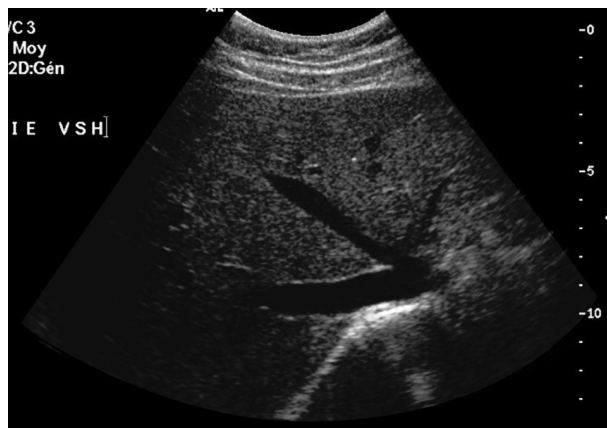


Figure 1-12 Échographie du foie. L'échostructure du parenchyme hépatique provient de la fraction des ultrasons rétrodiffusés. On distingue des vaisseaux au sein du parenchyme car ils ont une impédance acoustique différente. Du fait de l'atténuation en profondeur, le parenchyme hépatique est mieux visible en superficie qu'en profondeur.

Diffusion. Lorsqu'une onde ultrasonore rencontre une cible de petite taille, on observe alors une diffusion multidirectionnelle. Ainsi les microstructures des parenchymes constituent-elles de multiples sources de diffusion. La fraction rétrodiffusée de l'onde ultrasonore donne l'échostructure des parenchymes. Cette fraction rétrodiffusée, appelée *speckle*, dépend du traitement du signal et du rapport signal/bruit. Ce phénomène de rétrodiffusion est indépendant de l'angle.

Atténuation. L'onde ultrasonore s'atténue en profondeur du fait des réflexions successives, de la diffusion et de l'absorption. L'atténuation est fonction de la fréquence de la sonde ; ainsi l'exploration en profondeur est-elle limitée avec les sondes de haute fréquence. L'ordre de grandeur de l'atténuation est de 1 dB/MHz/cm. Pour pallier cette atténuation en profondeur, les échographes sont dotés de systèmes qui compensent la baisse du signal en fonction de la profondeur.

EFFETS DES ULTRASONS

Effets biologiques. Ce sont des effets uniquement observés chez l'animal dans des conditions expérimentales et avec des puissances acoustiques élevées. Il n'y a pas d'effet reconnu chez l'homme. Néanmoins, il est recommandé d'éviter d'utiliser des puissances acoustiques trop élevées lors de l'examen du fœtus.

Effets mécaniques. Le faisceau ultrasonore, en induisant des phénomènes de compression et d'expansion, peut provoquer des effets mécaniques, comme la cavitation, la production et l'activation de bulles de gaz en milieu liquide. La cavitation stable correspond à une oscillation de la paroi des bulles lors du passage de l'onde ultrasonore. La cavitation transitoire survient lorsque l'oscillation est incomplète et aboutit à un effondrement des parois des bulles, ce qui libère une très forte énergie.

Ces effets mécaniques sont utilisés pour la mise au point de produits de contraste ultrasonore.

Effets thermiques. La conversion en chaleur de l'énergie absorbée peut augmenter la température locale. En échographie en mode B, cet effet thermique est négligeable. En mode Doppler, cet effet est un peu plus important et il convient de limiter le temps d'exposition et d'utiliser la puissance minimale utile.

Cet effet peut être utilisé à des fins thérapeutiques.

TECHNOLOGIE

Transducteur. Un transducteur comporte un élément piézoélectrique qui produit l'onde ultrasonore et transforme les échos réfléchis en signal électrique, et dont l'épaisseur détermine la fréquence de résonance de la sonde (Figure 1-13). Les faces des céramiques piézoélectriques sont métallisées pour constituer des électrodes qui excitent l'élément actif et réceptionnent le signal électrique des échos réfléchis. Un revêtement, dont l'impédance est proche de celle des tissus biologiques, recouvre l'électrode distale afin de permettre une excellente transmission du faisceau aux tissus biologiques. C'est la lame quart d'onde (car son épaisseur correspond au quart de la longueur d'onde du faisceau émis). Un bloc amortisseur est situé à l'arrière de l'élément actif, absorbant des ondes émises en arrière.

Technologie des sondes (Figure 1-14). Les sondes mécaniques contiennent un ou deux éléments montés sur un système oscillant ou rotatif pour balayer le champ ; elles fournissent un balayage sectoriel.

Les sondes électroniques sont faites d'éléments fixes alignés (en général 128), activés par commutation électronique. Elles peuvent être linéaires ou convexes. Chaque élément génère une ligne de tir. Un déplacement par pas permet de balayer toute la barrette du

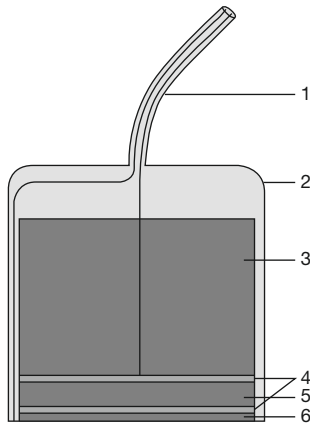


Figure 1-13 Vue schématique d'un transducteur. (1) Câble ; (2) boîtier ; (3) amortisseur ; (4) électrodes ; (5) éléments piézoélectriques ; (6) lame quart d'onde. (D'après Revel MP. Physique des ultrasons. Encyclopédie médico-chirurgicale, Radiodiagnostic, 35-000-C10, Paris, Elsevier SAS, © 1999, avec l'autorisation d'Elsevier SAS.)

transducteur. Dans le cas d'une sonde à barrette linéaire, l'image est rectangulaire car les lignes de tir sont parallèles entre elles, alors qu'avec une sonde convexe, on obtient un balayage sectoriel.

Les sondes à réseau phasé (*phased array*) sont des sondes rectangulaires avec lesquelles on obtient un balayage sectoriel en effectuant une excitation des éléments de façon déphasée. On peut alors obliquer le faisceau. L'intérêt de ces sondes est de pouvoir balayer un champ large avec une sonde de petite taille (ce qui permet, par exemple, des explorations par voie intercostale). À l'heure actuelle, on n'utilise plus que des sondes électroniques dont le type et la forme dépendent de l'examen à réaliser ; pour certaines explorations, les sondes doivent être peu encombrantes (par exemple, exploration des vaisseaux du cou), alors que pour d'autres la taille n'intervient pas (par exemple, exploration du fœtus).

GÉOMÉTRIE ET FOCALISATION DU FAISCEAU

Géométrie du faisceau. Le faisceau ultrasonore comprend un faisceau principal et deux faisceaux secondaires, ou lobes latéraux, qui peuvent être à l'origine d'artefacts de localisation spatiale. Les fonctions d'apodisation lors du traitement du signal visent à supprimer les échos liés aux lobes latéraux. Le faisceau initial a le diamètre de la source initiale, puis il diverge.

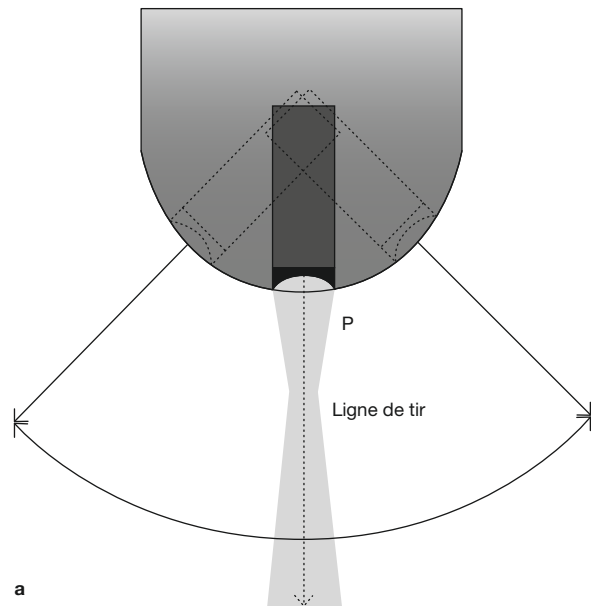
La largeur du faisceau ultrasonore conditionne la résolution latérale de la sonde. Pour augmenter la résolution latérale, on diminue la largeur du faisceau en le focalisant.

La zone focale créée, qui correspond à la zone où l'énergie ultrasonore se concentre, est d'autant plus courte que son diamètre est fin, c'est-à-dire que le degré de focalisation est important. Au-delà de cette zone focale, la résolution latérale diminue en raison de la divergence du faisceau. La longueur de la zone focale conditionne la profondeur de champ exploré.

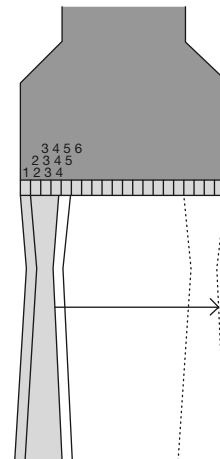
Focalisation du faisceau. Elle améliore la résolution latérale. Le mode de focalisation dépend du type de sonde.

RÉSOLUTION

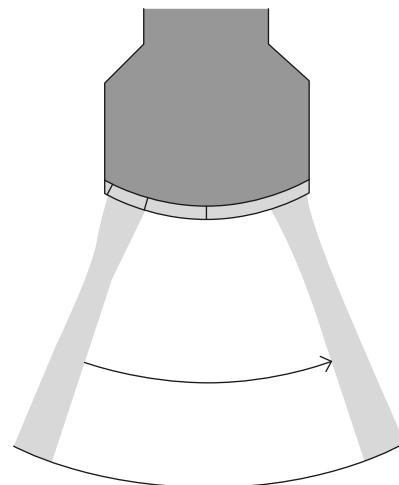
La qualité d'un échographe dépend des résolutions en contraste, spatiale et temporelle.



a



b



c

Figure 1-14 Technologie des sondes. a) Barrette mécanique à balayage sectoriel. b) Barrette électronique à balayage linéaire. c) Barrette électronique à balayage sectoriel. (D'après Revel MP. Physique des ultrasons. Encyclopédie médico-chirurgicale, Radiodiagnostic, 35-000-C10, Paris, Elsevier SAS, © 1999, avec l'autorisation d'Elsevier SAS.)

Résolution en contraste. C'est la capacité à distinguer des structures d'impédance voisine.

L'amélioration des transducteurs aboutit à des dynamiques actuelles de 150dB, ce qui permet la détection des échos de faible intensité.

Résolution spatiale. Elle se définit comme la capacité à distinguer deux cibles distinctes.

La largeur du faisceau ultrasonore conditionne la résolution latérale de la sonde. Pour augmenter la résolution latérale, on diminue la largeur du faisceau en le focalisant.

La résolution latérale dépend également du nombre et de l'écartement des lignes de tir. Plus les lignes de tir sont fines et nombreuses, plus l'écart entre deux points distincts sur un même axe transversal peut être réduit.

Résolution axiale. Elle dépend de la longueur d'onde, c'est-à-dire de la fréquence de la sonde. Elle dépend également de la qualité d'amortisseur du capteur puisque, pour recevoir deux échos de cibles différentes en axial, le capteur doit avoir fini de vibrer après la réception du premier écho pour reconnaître la deuxième cible. Par conséquent, elle ne peut pas descendre au-dessous d'une demi-longueur d'onde.

Résolution en épaisseur. C'est, pour les sondes mécaniques, la même que la résolution latérale.

Pour les sondes électroniques actuelles, qui comportent une rangée de transducteurs, la résolution en épaisseur est égale à la longueur des éléments piézoélectriques qui constituent la barrette. Des sondes matricielles à plusieurs rangées de détecteurs sont en développement et la résolution en épaisseur de ces sondes dépend des techniques de déphasage entre les rangées de transducteurs.

Résolution temporelle. Elle dépend du nombre de lignes d'une image et du temps d'acquisition de chaque ligne. Actuellement, la rapidité des microprocesseurs permet d'améliorer cette résolution temporelle (et indirectement spatiale) car le nombre de tirs par ligne et de niveaux de focalisation peuvent être augmentés, tout en conservant des cadences d'images satisfaisantes.

ARTEFACTS

Artefacts de résolution. La divergence du faisceau ultrasonore altère la résolution latérale en profondeur. Les lignes de tir plus espacées nécessitent alors davantage d'interpolation pour la construction de l'image, conduisant à une altération de celle-ci en profondeur, les points apparaissant plus sous la forme de traits. L'artefact de volume partiel est, quant à lui, dû à l'insuffisance de la focalisation en épaisseur.

Artefacts de propagation. Certains échos parviennent à la sonde de façon retardée après un trajet complexe et cela modifie l'appréhension de leur topographie réelle.

Ainsi observe-t-on des « échos de répétition » en arrière d'interfaces très réfléchissantes, des images « en queue de comète » et des « images en miroir ».

Artefacts par atténuation du faisceau. Ce sont les images de cône d'ombre en arrière des interfaces telles que les calculs ou l'os en raison d'une réflexion totale du faisceau, mais également les conséquences sur l'image de l'atténuation du faisceau dans certains tissus (par exemple, stéatose hépatique).

RÉGLAGES

Le choix de la sonde dépend de sa fréquence. L'exploration abdominale nécessite l'emploi d'une sonde de basse fréquence (2

à 5 MHz), tandis que les hautes fréquences permettent l'étude des zones superficielles (10 MHz environ). De plus, la forme de la sonde peut avoir son importance ; les sondes linéaires sont préférées pour les explorations superficielles, les sondes *phased array* pour les voies d'abord intercostales car plus fines.

Les liquides doivent apparaître bien anéchogènes. Les appareils actuels compensent bien l'atténuation en profondeur. La profondeur de champ doit être limitée à la profondeur utile sous peine de dégrader la cadence image. Les zones focales doivent être positionnées sur la zone d'intérêt pour améliorer la résolution latérale. Leur nombre affecte la cadence image puisque l'acquisition d'une image élémentaire est nécessaire pour chaque focale avant d'obtenir l'image finale.

Le choix de la gamme dynamique doit être adapté à l'exploration effectuée. Pour les examens vasculaires, une gamme dynamique basse (40 dB) permet de supprimer les échos de faible intensité présents en intraluminal.

NOUVEAUX DÉVELOPPEMENTS

Imagerie d'harmonique tissulaire. Les échos harmoniques sont des échos dont la fréquence est un multiple de la fréquence fondamentale d'émission. C'est l'utilisation des produits de contraste qui a amené à s'intéresser aux harmoniques. L'analyse de ces échos harmoniques permet d'obtenir des images échographiques où le bruit, essentiellement dû à la fréquence fondamentale, est atténué.

Imagerie tridimensionnelle. L'acquisition de données dans les trois plans de l'espace permet de réaliser une imagerie en 3D. Pour cela, on peut utiliser une sonde conventionnelle avec un système de repérage dans l'espace (acquisition libre) ou une sonde spécifique volumique.

Les sondes matricielles qui se développent actuellement comportent plusieurs rangées de transducteurs et permettent aussi une focalisation dans l'épaisseur du plan de coupe.

ÉCHO-DOPPLER

PRINCIPE

L'effet Doppler est un changement de la fréquence d'une source d'ondes lorsqu'il y a déplacement relatif de la source ou de l'observateur [5].

La fréquence vue par l'observateur est différente de la fréquence émise : elle augmente si la source ou l'observateur se rapproche, elle diminue en cas contraire.

La différence entre la fréquence émise et la fréquence réfléchie (ΔF) est la fréquence Doppler. Elle s'exprime en hertz (Hz) et se situe dans un spectre audible.

L'effet Doppler permet ainsi de déceler le mouvement des hématies dans un vaisseau. La fréquence Doppler s'exprime par la relation suivante :

$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2 F_e V \cos \theta}{c}$$

F_e est la fréquence d'émission de la sonde (en général comprise entre 2 et 10 MHz), F_r la fréquence de réception de la sonde, V la vitesse des éléments figurés dans le vaisseau, θ l'angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore, c la célérité des ultrasons (1 540 m/s).

Si $\theta = 90^\circ$, $\cos \theta = 0$, le signal Doppler est nul. Si $\theta = 0$, $\cos \theta = 1$, le signal Doppler est maximal. Compte tenu des variations de la valeur du $\cos \theta$, la marge d'erreur maximale acceptable pour le calcul des vitesses est obtenue avec un angle inférieur ou égal à 30° maximum.

Par ailleurs, la validité de la mesure dépend également de la fréquence d'échantillonnage.

DIFFÉRENTS MODES DOPPLER ET ANALYSE DU SIGNAL

Le signal Doppler peut être obtenu sous plusieurs formes : auditif, spectral ou en codage couleurs.

Doppler continu (Figure 1-15). Il utilise une émission continue d'ultrasons avec une sonde à deux cristaux, un émetteur et un récepteur. Mais il y a ambiguïté en profondeur car il ne peut distinguer deux cibles sur le trajet du faisceau ultrasonore. En revanche, il n'y a pas d'ambiguïté en vitesse puisque la vitesse mesurée n'est pas limitée. La fréquence Doppler étant située dans un spectre audible, le son obtenu permet d'analyser les perturbations du signal.

Doppler pulsé (Figure 1-16). Il est généré par une sonde qui, alternativement, émet un faisceau ultrasonore et reçoit le faisceau

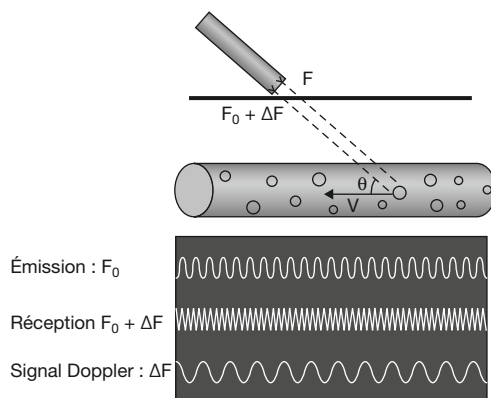


Figure 1-15 Principe du Doppler continu. Le décalage fréquentiel ΔF est proportionnel à la vitesse des éléments qui se déplacent dans le vaisseau. (D'après Grataloup-Oriez C, Charpentier A. Principes et techniques de l'échographie-Doppler. Encyclopédie médico-chirurgicale, Radiodiagnostic, 35-003-C10, Paris, Elsevier SAS, © 1999, avec l'autorisation d'Elsevier SAS.)

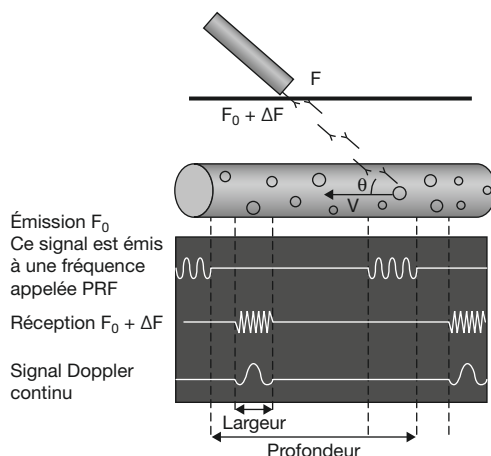


Figure 1-16 Principe du Doppler pulsé. L'émission du signal est discontinue. Le nombre de signaux émis par seconde est la PRF, qui conditionne la validité de l'échantillonnage. L'angle θ ne doit pas dépasser 30° . (D'après Grataloup-Oriez C, Charpentier A. Principes et techniques de l'échographie-Doppler. Encyclopédie médico-chirurgicale, Radiodiagnostic, 35-003-C10, Paris, Elsevier SAS, © 1999, avec l'autorisation d'Elsevier SAS.)

réfléchi. L'intérêt du Doppler pulsé par rapport au Doppler continu est de pouvoir bénéficier de la résolution spatiale et de focaliser l'examen sur un vaisseau à analyser. Cela nécessite de coupler l'analyse Doppler à l'étude échographique.

L'analyse spectrale permet d'analyser l'ensemble des vitesses circulatoires dans un vaisseau à l'aide d'un tracé qui exprime graphiquement la totalité des fréquences contenues dans le signal Doppler.

Cette analyse en temps réel est possible par l'utilisation d'une transformée de Fourier rapide.

Les résultats obtenus sont présentés en trois dimensions : en abscisse le temps, en ordonnée la fréquence et, pour chaque point, une brillance qui correspond à la densité des globules rouges à l'origine de cette valeur de fréquence (Figure 1-17).

Doppler couleur. Il associe une détection de l'information Doppler en tous points de l'image échographique à une image en mode B.

Le signal Doppler est codé en couleurs pour le différencier de l'image noir et blanc. Le Doppler couleur permet donc de combiner des informations statiques et dynamiques.

L'encodage couleurs du signal Doppler dans une image a été réalisé par convention en rouge pour les flux qui se rapprochent de la sonde et en bleu pour ceux qui s'en éloignent. Chacune de ces couleurs est d'autant plus saturée vers le blanc que la fréquence Doppler est élevée. La variance ou dispersion fréquentielle (différence entre fréquence moyenne et fréquence maximale) est aussi codée en couleurs (vert ou jaune le plus souvent). Cette dispersion spectrale est augmentée en cas de flux turbulent.

Mode angiopuissance ou Doppler énergie. Dans cette technique, le codage du signal se fait sur l'intensité du signal, c'est-à-dire sur l'aire de l'enveloppe du signal.

Les avantages sont l'indépendance vis-à-vis de l'angle θ , l'absence d'*aliasing* et la sensibilité plus élevée au flux ; ses inconvénients sont l'absence de codage du sens du flux, l'absence de données hémodynamiques et la sensibilité aux artefacts de mouvements.

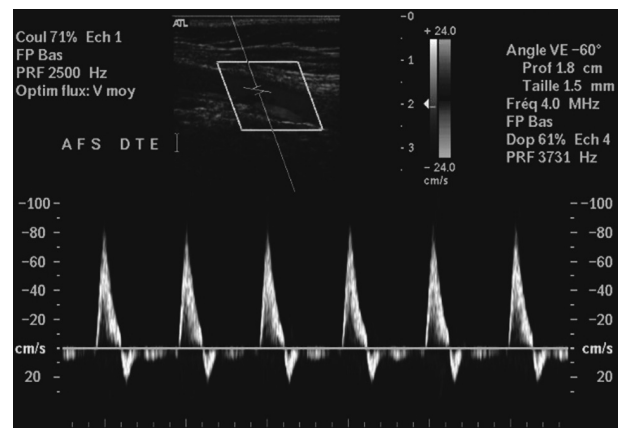


Figure 1-17 Doppler pulsé d'une artère fémorale superficielle. Le repérage s'effectue en imagerie mode B au sein de laquelle on place un curseur correspondant à la zone d'échantillonnage. En bas, on recueille l'analyse spectrale des vitesses circulatoires.

RÉGLAGES

Comme pour l'échographie en mode B, la fréquence de la sonde doit être adaptée à l'exploration réalisée. Les basses fréquences (2 à 5 MHz) sont utilisées pour les explorations vasculaires profondes,

abdominales par exemple. Les fréquences élevées (7,5 à 10 MHz) sont nécessaires pour les examens des vaisseaux superficiels.

D'une manière générale, il faut adapter les réglages aux vitesses à étudier. Les vitesses très élevées peuvent générer des artefacts de mesure (*aliasing*) qui altèrent la qualité de l'examen. Aussi la gamme des vitesses doit-elle être adaptée au vaisseau que l'on analyse, ni trop basse pour éviter l'*aliasing*, ni trop élevée pour ne pas gêner l'analyse des flux lents.

L'optimisation de l'angle est indispensable pour analyser correctement les vitesses Doppler ; rappelons qu'un angle supérieur à 40° n'est pas acceptable.

La taille de la fenêtre couleurs doit être réduite pour ne pas diminuer la cadence images.

MESURES EN DOPPLER

La fréquence Doppler est proportionnelle à la vitesse, à la fréquence d'émission et au cosinus de l'angle θ . À partir de cette fréquence, l'évaluation des vitesses, avec un angle de tir inférieur à 30°, est effectuée par un logiciel de calcul présent sur tous les appareils actuels. La mesure se fait grâce à des indices qui quantifient de façon relative les composantes systolique et diastolique du flux.

L'indice de résistance de Pourcelot se définit par :

$$IR = \frac{S - D}{S}$$

S est la vitesse systolique et D la vitesse diastolique.

L'indice de pulsativité de Gosling se définit par :

$$IP = \frac{S - D}{S}$$

S est la vitesse systolique et D la vitesse diastolique.

Ces deux indices augmentent lorsque les résistances artérielles augmentent.

L'indice de résistance est utilisé dans les territoires à basse résistance (foie, rein, cerveau), l'indice de pulsativité étant plus adapté aux vaisseaux à haute résistance (membres).

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

Si le phénomène de résonance magnétique nucléaire est connu depuis 1946, son application remonte à 1976 avec l'apparition des premières images sur l'homme. Son formidable développement en fait maintenant un outil quotidien, indispensable à une bonne prise en charge clinique. La connaissance des principes de base de la physique de l'IRM est essentielle pour la réalisation et l'interprétation d'un examen [6].

Parallèlement au développement de l'informatique, les progrès de l'IRM avec l'apparition de nouvelles séquences ont permis de nouvelles applications telles que l'imagerie fonctionnelle, l'angiographie, la spectroscopie ou encore la chirurgie sous contrôle de l'IRM.

Notion de champ magnétique et de résonance

Champ magnétique et courant électrique : le solénoïde

Le déplacement d'une charge électrique le long d'une boucle conductrice induit un champ magnétique proportionnel à l'intensité du courant.

Réciproquement, la variation d'un champ magnétique crée un courant électrique.

Einstein a donné une interprétation corpusculaire de ce phénomène de déplacement énergétique.

Magnétisme de la matière

L'hydrogène est l'atome le plus simple et le plus abondant dans le corps humain : il est utilisé pour l'imagerie. Son noyau ne contient qu'un seul proton et est animé d'un mouvement de rotation sur lui-même : le spin.

Tout déplacement d'une charge électrique élémentaire entraîne un moment magnétique. Donc, ce mouvement ou spin induit un moment magnétique nucléaire qui est fonction de la charge de la particule. Les noyaux des atomes ayant un nombre pair de protons n'ont pas de moment magnétique car les charges élémentaires s'annulent deux à deux.

Effet d'un champ magnétique externe sur l'aimantation nucléaire

Positionnés dans un champ magnétique, les moments magnétiques des noyaux vont s'orienter par rapport à B^0 en proportions presque égales, soit en position parallèle, soit en position antiparallèle par rapport à l'axe du champ. La position parallèle correspond à un état de basse énergie et la position antiparallèle à un état de haute énergie (Figure 1-18).

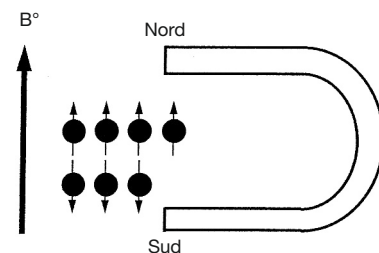


Figure 1-18 Orientation des spins placés dans un champ magnétique. Placés dans un champ magnétique externe B^0 , les noyaux des atomes se placent en position parallèle ou antiparallèle avec une population en position parallèle légèrement supérieure à l'autre population.

Il existe une infime différence entre le nombre de noyaux en position parallèle et le nombre de noyaux en position antiparallèle. Elle est toutefois suffisante pour que la somme de toutes ces petites aimantations donne une aimantation non nulle (dans la direction du champ magnétique) qui sera à l'origine d'une image.

En fait, placés dans un champ magnétique intense, les noyaux d'hydrogène ne sont pas strictement parallèles. En effet, les interactions entre le champ magnétique externe et le moment magnétique nucléaire des protons induit un mouvement de rotation ou précession des protons par rapport à l'axe du champ avec une fréquence caractéristique des atomes (Figure 1-19).

Phénomène de résonance

L'aimantation induite par l'alignement des spins est faible ; pour la mesurer, il faut l'écartier de sa position d'équilibre et observer le retour à cet état. Pour modifier son état d'équilibre, il faut lui fournir de l'énergie, ce que l'on fait en appliquant un courant sinusoïdal ayant une fréquence bien particulière, qui est la fréquence de la précession de l'hydrogène. Elle entraîne un apport énergétique avec une bascule des spins dans une position perpendiculaire à B^0 . Après cessation de cette excitation, le système revient à l'équilibre, et ce retour à l'équilibre est défini par des constantes de temps appe-

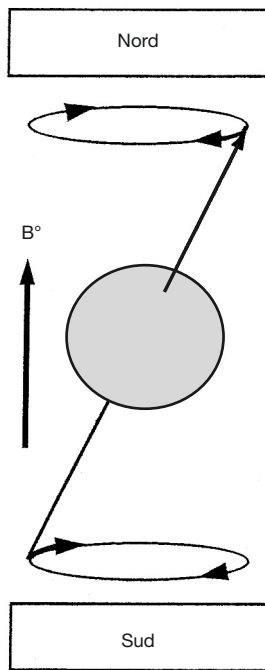


Figure 1-19 Mouvement de précession. Placés dans un champ magnétique externe, les atomes s'alignent le long de son axe et possèdent un mouvement de rotation autour de ce dernier, appelé mouvement de précession. La fréquence de rotation est propre à chaque type d'atome.

lées temps de relaxation. On associe cette bascule à la production de rephasage, qui entraîne l'apparition au sein de l'aimantation d'une composante transversale qui devient mesurable (Figure 1-20). D'un point de vue corpusculaire, les échanges énergétiques induits par la résonance entraînent une égalisation des populations parallèles et antiparallèles.

DÉTECTION DU SIGNAL

FID (*free induction decay*)

L'aimantation basculée revient en précessant vers sa position d'équilibre ; c'est la précession libre ou relaxation.

Le signal obtenu lors de ce retour à l'équilibre est appelé signal RMN. Sa décroissance initiale dans le plan transversal constitue la FID (*free induction decay*). Le signal RMN constitue donc une oscillation aimantée.

On décompose ce signal en deux composantes (Figure 1-21) :

- l'une M_z , parallèle à B° ;
- l'autre M_{xy} , perpendiculaire à B° .

Le temps de retour à l'équilibre étant infini, on définit T_1 comme le temps au bout duquel 63 p. 100 de l'aimantation longitudinale est récupérée, d'où la notion de temps de relaxation longitudinale. On définit T_2 comme le temps au bout duquel 63 p. 100 de l'aimantation transversale a disparu, d'où la notion de relaxation transversale (Figure 1-22). T_2 correspond à la phase de dispersion des spins. T_1 illustre la vitesse de réalignment des spins en parallèle et antiparallèle selon l'axe Z (B°).

Pour l'eau pure, $T_1 = T_2$. Pour de l'eau contenue dans un soluté, T_1 diminue, mais T_2 diminue dix fois plus.

Transformée de Fourier

Comme nous l'avons vu, la précession libre des protons après l'arrêt de l'impulsion de résonance est à l'origine d'un signal sinusoïdal amorti au cours du temps. Il est décrit par trois paramètres : son amplitude, sa fréquence, sa constante d'amortissement.

Ce signal peut être représenté en fonction du temps, mais dans ce mode de représentation du signal RMN, il est impossible de décomposer et répartir le signal entre les différentes catégories de protons (par exemple, protons de l'eau et protons de la graisse).

La transformée de Fourier est une opération mathématique qui permet de représenter ce même signal en fonction de la fréquence tout en rendant compte de l'intensité ; elle permet de passer du mode oscillatoire continu au mode discret, que l'on peut ensuite attribuer à une matrice spatiale. Ce mode fréquentiel de représentation du signal est essentiel dans la reconstitution de l'image.

FORMATION DE L'IMAGE

Pour arriver à créer une image, il faut d'abord organiser l'espace à examiner. Cette organisation se réalise grâce à l'adjonction de gradients de champ magnétique que l'on peut orienter dans les trois directions de l'espace. La fréquence de précession des spins étant proportionnelle au champ magnétique externe, il devient ainsi possible d'individualiser, selon l'axe de ce gradient supplémentaire, des populations de spins qui auront des fréquences de précession diffé-

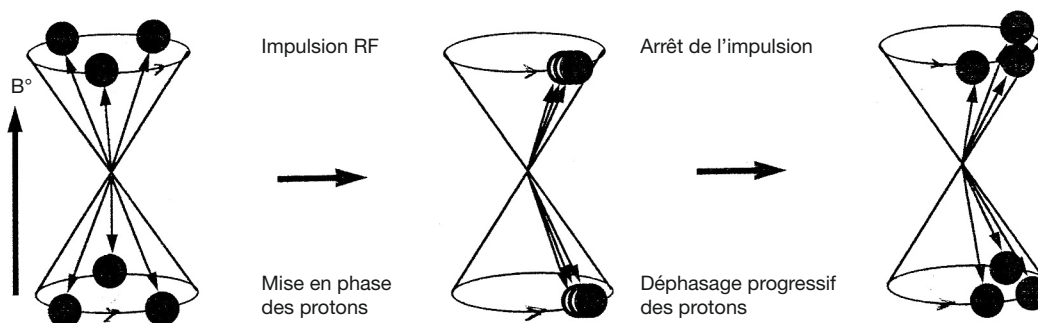


Figure 1-20 Principe d'une séquence d'IRM. Placés dans un champ magnétique B° , les atomes s'alignent selon l'axe du champ et selon un mouvement de précession qui les fait tourner autour de cet axe. L'apport d'une énergie externe par une impulsion sinusoïdale (onde radiofréquence) à la fréquence de précession de l'atome à étudier entraîne une bascule de ces protons, qui est à l'origine d'une composante transversale de l'aimantation qui devient ainsi mesurable.

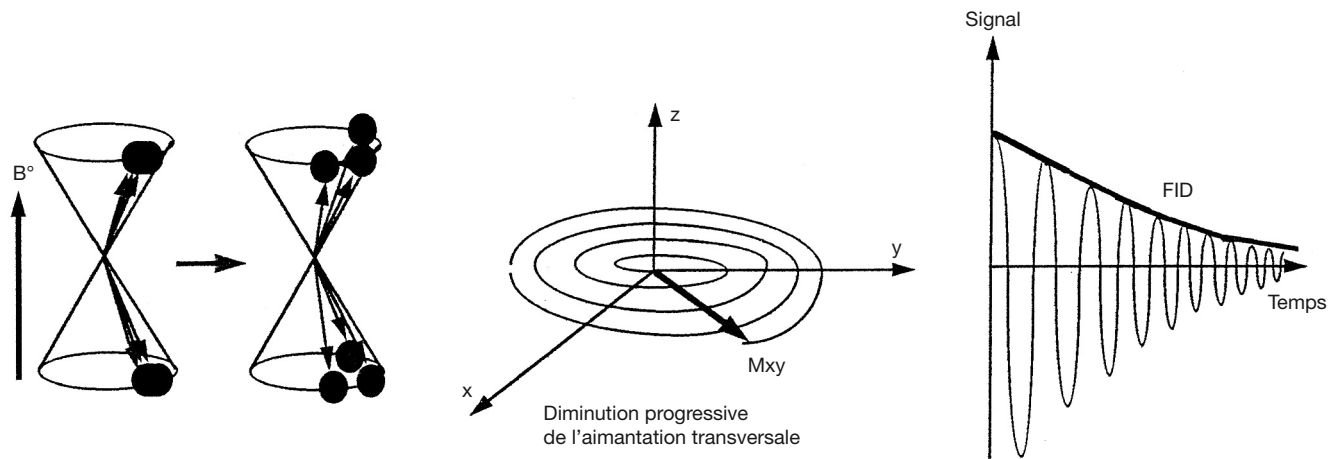


Figure 1-21 Détection du signal RMN. Emmagasinée par les atomes, l'énergie se libère sous la forme d'une oscillation aimantée correspondant à une diminution progressive de l'aimantation transversale, en même temps que se fait l'alignement selon Z (B^0).

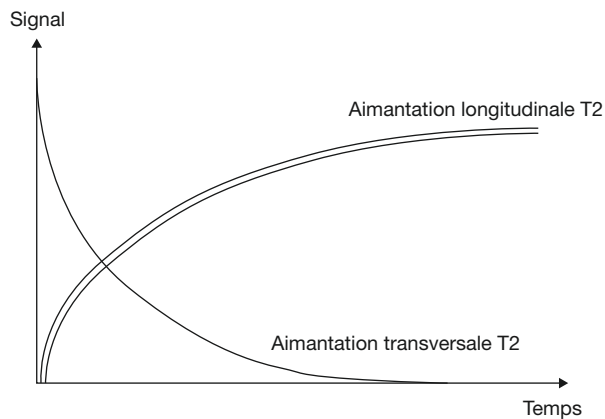


Figure 1-22 Temps de relaxation. Le temps de relaxation T_1 traduit le phénomène de réalignement des atomes selon l'axe de B^0 ; le temps de relaxation T_2 traduit surtout le déphasage des atomes dans le plan transversal. (D'après Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. Comprendre l'IRM, 5^e éd. Paris, Masson, 2003.)

rentes. Cet espace étant ainsi organisé par ces gradients de champ, il faut ensuite fournir de l'énergie aux atomes pour observer le retour à l'état d'équilibre. C'est alors que l'on sélectionne une tranche en pratiquant une excitation sélective grâce à un choix judicieux de la longueur d'onde de la radiofréquence pour qu'elle puisse entrer en résonance avec les spins selon leur fréquence de précession.

Codage spatial dans une direction : les gradients

Pour localiser un point dans l'espace, il est nécessaire d'avoir ses coordonnées (x, y, z) dans les trois plans de l'espace.

En IRM, on peut isoler un plan (xy) dans le volume en créant un gradient de champ magnétique selon un axe.

La fréquence de précession des spins étant proportionnelle au champ magnétique externe, elle est proportionnelle à la position des spins concernés sur l'axe du gradient.

L'application de trois gradients successifs permet de coder les trois plans de l'espace.

Sélection d'un plan : l'excitation sélective

Une onde de radiofréquence F^0 entrera en résonance avec les spins précessant à cette même fréquence F^0 et donc soumis à un même champ $B = B^0 + B_x$.

Seule une tranche de spins bascule. L'épaisseur de cette tranche dépend de l'importance du gradient appliqué.

On utilise donc successivement :

- une excitation sélective pendant l'impulsion ;
- un codage par la phase ;
- un gradient de lecture pendant l'acquisition.

Les mesures effectuées réalisent une matrice des signaux temporels, ou plan de Fourier. La reconstitution de l'image réelle se fait par une transformation de Fourier.

PONDÉRATION DE L'IMAGE

Séquence de base en écho de spin

La séquence d'écho de spin repose sur une bascule à 90° réalisée par la première onde de radiofréquence, suivie d'une inversion de l'aimantation à 180° , qui permet de s'affranchir des effets des hétérogénéités du champ B^0 . Au temps TE (temps d'écho), les spins sont en phase et la composante transversale est mesurable (Figure 1-23).

Rôle du temps de répétition dans la pondération de l'image

Le délai entre deux impulsions de 90° définit le temps de répétition (TR). C'est le principal facteur qui influe sur la repousse longitudinale et donc sur le T_1 .

Par exemple, le liquide céphalorachidien qui a un T_1 long est en hyposignal avec un TR court car la repousse longitudinale n'a pas le temps de s'effectuer (Figure 1-24).

La comparaison de plusieurs tissus montre que le contraste est maximal avec un TR court, mais que le signal est plus faible.

Rôle du temps d'écho dans la pondération de l'image

Le choix du TE influe sur la pondération T_2 de l'image. T_2 exprime le déphasage des spins à l'arrêt de l'impulsion, qui se fait beaucoup plus rapidement que la repousse longitudinale.

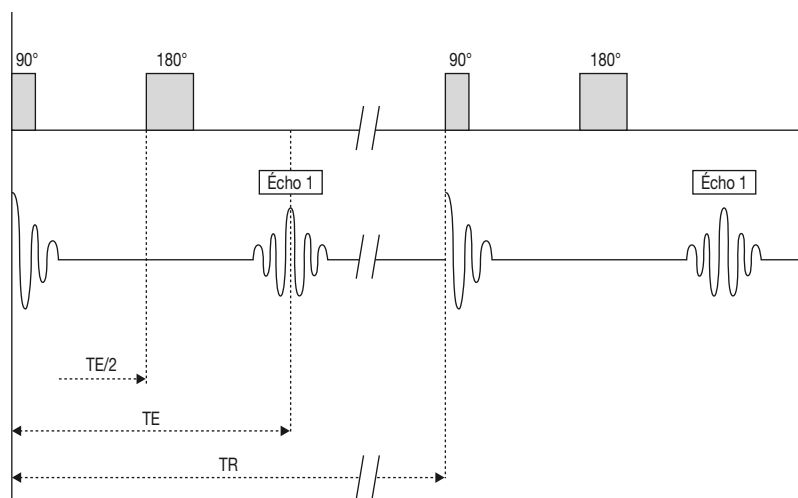


Figure 1-23 Séquence d'écho de spin. La première impulsion de 90° entraîne la bascule des protons dans le plan transversal. L'impulsion de 180° génère leur rephasage ; le temps d'écho correspond à l'enregistrement d'un signal ; le temps de répétition correspond à la répétition du cycle d'impulsion. (D'après Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. Comprendre l'IRM, 5^e éd. Paris, Masson, 2003.)

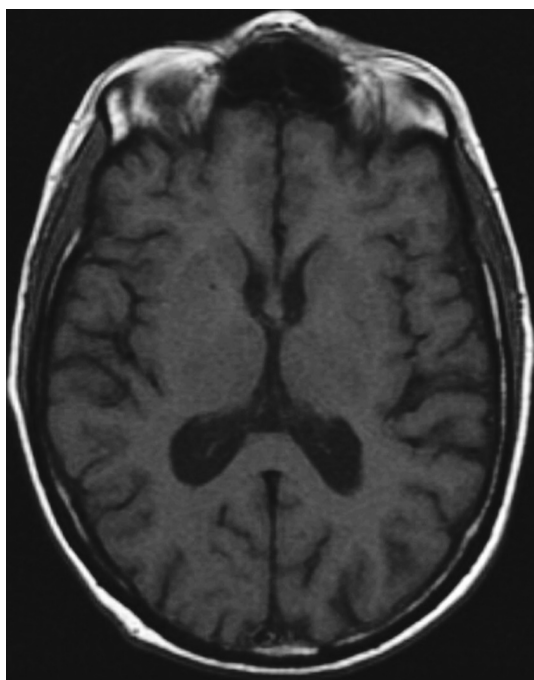


Figure 1-24 IRM de l'encéphale avec une séquence pondérée en T1 (TR et TE court). Le liquide céphalorachidien contenu dans les ventricules apparaît en hyposignal, alors que la graisse contenue dans l'os médullaire de la boîte crânienne apparaît en hypersignal. Le parenchyme a une intensité intermédiaire.

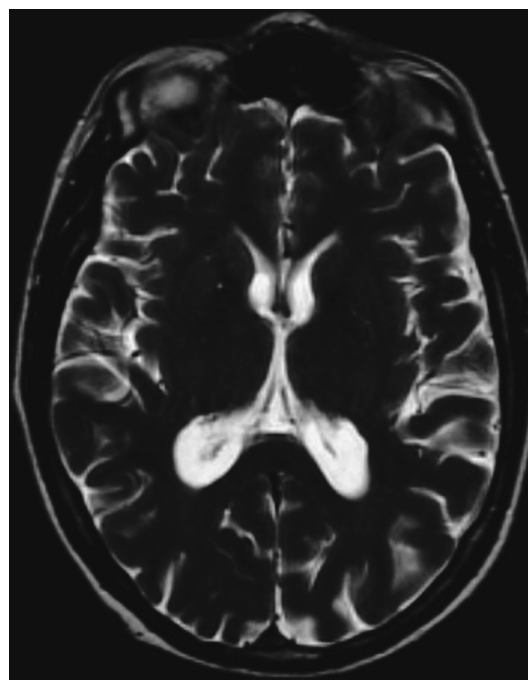


Figure 1-25 IRM de l'encéphale avec une séquence pondérée en T2 (TR et TE long). Le liquide céphalorachidien est maintenant en hypersignal en raison d'un TR long ; à l'inverse, le signal de la graisse s'est atténué.

L'étude des courbes de relaxation transversale montre qu'un TE long accroît le contraste T2, mais que le rapport signal/bruit diminue.

Schématiquement, un TR court et un TE court entraînent une amplification de l'effet T1 et une diminution de l'effet T2 (pondération T1). Inversement, un TR long et un TE long entraînent une diminution de l'effet T1 et une augmentation de l'effet T2 (pondération T2) (Figure 1-25 et Tableau 1-II).

Tableau 1-II Signal de l'eau, de la graisse et des parenchymes selon qu'une séquence est pondérée en T1 ou en T2.

	T1	T2
Eau	Hyposignal	Hypersignal
Graisse	Hypersignal	Hyposignal
Parenchymes	Intermédiaire	Intermédiaire

AUTRES SÉQUENCES

Écho de gradient

L'évolution technologique a permis l'apparition de séquences d'IRM de plus en plus rapides et un temps d'acquisition T_{acq} de plus en plus court. Ce dernier est calculé selon la formule suivante :

$$T_{acq} = N_y \times N_x \times TR$$

N_y est le nombre de lignes de la matrice et N_x le nombre d'excitations.

On voit donc qu'en raccourcissant le TR on diminue d'autant la durée de la séquence. En effet, il est possible de garder une composante longitudinale mesurable en raccourcissant le TR sans pour autant annuler la composante longitudinale comme lors de la bascule à 90° pour l'écho de spin, en réalisant une bascule modérée autour de 30° qui préserve l'aimantation longitudinale. Ainsi, à 30°, 87 p. 100 de l'aimantation longitudinale est-elle préservée.

La pondération de la séquence d'écho de gradient dépend de l'angle de bascule, du TR et du TE.

Autres séquences rapides (*fast spin echo*, *turbo spin echo*)

Elles ont comme intérêt le gain de temps, la diminution des artefacts de mouvement et une meilleure appréciation de la dynamique des bolus de produit de contraste.

Il s'agit d'une astuce mathématique dans le remplissage du plan de Fourier. Au lieu de remplir le plan ligne par ligne, plusieurs lignes sont remplies à partir d'une seule impulsion en réalisant des échos de répétition, permettant de passer d'une ligne à l'autre du plan de Fourier, sans attendre le temps de répétition habituel (écho).

Il est possible de remplir toutes les lignes au cours d'une seule acquisition, soit 128 lignes, à partir d'une seule impulsion de 90° (*single shot* ou *échoplanar*).

Inversion-récupération

Elle consiste à réaliser une impulsion sélective de préparation qui inverse l'aimantation longitudinale de M^0 à $-M^0$. Après un temps d'inversion (TI) variable en fonction du but de la séquence, la lecture est réalisée par écho de spin. Le contraste potentiel entre les tissus est accru car la repousse se fait de 180° à 0° (et non pas de 90° à 0°). De plus, un choix judicieux du TI permet d'annuler le signal de l'un ou l'autre tissu (la graisse ou l'eau).

Saturation du signal de la graisse

Elle permet en atténuant le signal de la graisse de mieux apprécier le contraste des autres tissus ou, à l'inverse, de mieux caractériser les tissus contenant de la graisse.

Trois techniques différentes sont disponibles : STIR, saturation du signal de la graisse et opposition de phase.

STIR (*short TI inversion recovery*). C'est une séquence d'inversion-récupération avec un TI à 150 ms, qui correspond au moment où le signal de la graisse passe par 0.

Saturation du signal de la graisse. Elle exploite le fait que les protons de l'eau et ceux de la graisse ont des pics de fréquence de résonance différents car leur environnement physicochimique est différent.

Opposition de phase. Elle est fondée sur le déplacement chimique entre la graisse et l'eau.

Deux acquisitions sont réalisées en écho de spin. La première est dite *in phase* car l'eau et la graisse sont en phase. Pour la seconde, dite *out of phase*, le moment de l'impulsion est modifié de 180° afin de décaler la remontée du signal et le centre du gradient de lecture

de 2,4 ms. L'addition des deux séquences permet de visualiser les protons de l'eau et supprime ceux de la graisse.

Produits de contraste en IRM

Les produits de contraste utilisés en IRM ont pour but de modifier les paramètres intrinsèques des tissus sur lesquels ils se fixent. En effet, le contraste en IRM dépend, pour une séquence donnée, de la valeur intrinsèque du T1 et du T2 du tissu. Contrairement à ce qui se passe avec les produits de contraste en radiologie conventionnelle et en tomodensitométrie, ce n'est pas le produit de contraste lui-même qui est visualisé en IRM, mais son action sur la relaxation des tissus environnants. Ils modifient l'aimantation des noyaux d'hydrogène qui se trouvent dans leur environnement et permettent un échange d'énergie et une relaxation plus rapide des tissus.

Chélates de gadolinium. Ce sont les produits de contraste les plus fréquemment employés depuis leur mise au point dans les années 1985. Ils utilisent les propriétés paramagnétiques du gadolinium. En clinique, c'est surtout leur propriété de diminuer le T1 et donc d'augmenter le signal qui est utilisé. Néanmoins, à dose élevée, ils entraînent un raccourcissement tel du T2 que la conséquence sur le signal est inverse puisque celui-ci est alors effondré. Ces produits de contraste sont très utilisés dans l'imagerie vasculaire et dans l'étude des lésions tissulaires focales.

Autres produits de contraste. D'autres sont en cours de développement et utilisent également des propriétés paramagnétiques. Les agents ferromagnétiques et superparamagnétiques ont des propriétés plus puissantes que les chélates de gadolinium ; même si leur capacité à raccourcir le T1 est réelle, c'est surtout pour leur capacité à raccourcir le T2 et donc à effondrer le signal qu'ils sont utilisés, notamment au niveau du foie pour la recherche de lésions focales. Ces produits de contraste ont la particularité d'être captés par le système réticulo-endothélial.

D'autres agents de contraste sont en cours de développement pour l'imagerie du foie grâce à leur capacité à cibler le contingent hépatocytaire des cellules hépatiques (dérivés du gadolinium, du manganèse, etc.).

PHÉNOMÈNES DE FLUX

Quand un objet bouge dans le plan d'acquisition, la transformée de Fourier ne peut plus le localiser, et son image se projette le long de la direction de codage de phase.

Au début de l'IRM, les phénomènes de flux apparaissaient comme des images parasites, puis ils ont été exploités pour créer des séquences angiographiques.

Deux techniques d'angiographie par résonance magnétique sont utilisées : l'*angiographie par contraste de phase* et surtout l'*angiographie par temps de vol* (TOF pour *time of flight*).

Pour un vaisseau perpendiculaire au plan de coupe, l'intensité du signal dépend du temps de transit. Le phénomène d'entrée de coupe correspond au signal hyperintense induit par l'arrivée de protons non encore stimulés dans des tissus déjà saturés par de multiples bascules.

L'effet de sortie de coupe correspond au renouvellement rapide du sang entre l'impulsion de 90° et 180°, d'où un signal nul. En utilisant les techniques d'écho de gradient, l'effet d'entrée de coupe est majoré et le phénomène de sortie de coupe est annulé (d'où un hypersignal vasculaire). À partir de ces hypersignaux, une reconstruction permet d'obtenir une vision angiographique.

Toutefois, ces méthodes ne permettent pas de quantifier de façon précise une sténose car les artefacts de turbulence éteignent le signal

et entraînent une surestimation des sténoses. L'injection de gadolinium, en rehaussant le signal, améliore les résultats.

ARTEFACTS

La multiplicité des facteurs déterminant la formation de l'image IRM fait que les sources de dysfonctionnement sont multiples. Une bonne connaissance de leurs fondements physicochimiques améliore la qualité des examens IRM.

Artefacts cinétiques. Il s'agit d'images fantômes dans le sens de la phase, en rapport avec le déplacement des structures. On peut les éviter en sanglant le patient, en inversant le sens de la phase et de la fréquence, en utilisant une présaturation spatiale ou encore en réalisant une synchronisation du TR par rapport au rythme respiratoire ou cardiaque (*gating*).

Artefacts de troncature. Il s'agit de striations partielles, dans le sens du codage de la phase, en rapport avec une transition brutale du signal sur une interface.

Artefacts de susceptibilité magnétique. Ils sont à l'origine d'une perte de signal aux interfaces du fait d'un gradient de champ magnétique entre les tissus aux propriétés magnétiques très différents (air-air, eau-air, os-air) ou lorsqu'il existe une prothèse métallique par exemple.

Artefacts de déplacement chimique. Ils induisent des décalages aux interfaces dans le sens du codage de fréquence. Ils sont secondaires aux différences dans la fréquence de résonance entre les protons de l'eau et ceux de la graisse.

Artefacts de repliement. Il s'agit d'un repliement en miroir de la périphérie de l'image quand la taille de l'objet est supérieure au champ de vue.

BIBLIOGRAPHIE

1. ANDRIEU DE LEVIS P, BERTRAND P, BOURGUET P et coll. Technologie de base en radiologie et imagerie. Aulnay-sous-Bois, Edicerv, 1995.
2. BLUM A. Le scanner hélicoïdal. Paris, Masson, 2000.
3. BLUM A, WALTE RF, LUDIG T et coll. Scanners multicoupes : principes et nouvelles applications scanographiques. J Radiol, 2000, 81 : 1597-1614.
4. COULOMB M, FERRETTI G, GUILLEMAUD R, THONY F. Lexique de la radiologie numérique. Feuilles de radiologie, 2000, 40 : 83-105.
5. GRATALOUP-ORIEZ C, CHARPENTIER A. Principes et techniques de l'échographie-Doppler. Encycl Méd Chir (Paris), Radiodiagnostic, 35-003-C10, 1999.
6. KASTLER B, VETTER D, PATAY Z, GERMAIN P. Comprendre l'IRM. Paris, Masson, 1997-2000.
7. REVEL MP. Physique des ultrasons. Encycl Méd Chir (Paris), Radiodiagnostic, 35-000-C10, 1999.
8. RYDBERG J, BUCKWALTER KA, CALDEMeyer KS. Multisection CT : scanning techniques and clinical application. RadioGraphics, 2000, 20 : 1787-1806.
9. TUBIANA M, BONNIN A, CARDE C. Actualités en radiobiologie et radioprotection. Gif-sur-Yvette, Nucléon, 2001.

Imagerie de l'encéphale et de la moelle



Sous la direction de Julien Savatovsky

Introduction à l'imagerie cérébrale et cervicofaciale de l'adulte

Julien SAVATOVSKY

L'exploration du cerveau et des régions cervicofaciales est susceptible d'utiliser la plupart des techniques d'imagerie et de médecine nucléaire disponibles à ce jour. Cependant, l'IRM domine de façon très nette les autres modalités, en raison de son caractère non irradiant, mais surtout de sa capacité à analyser finement la morphologie cérébrale, à mieux détecter et caractériser les lésions et de ses possibilités à approcher certains paramètres fonctionnels normaux et pathologiques.

Nous aborderons successivement la place des différentes techniques, à l'exception de la médecine nucléaire, utilisées dans l'imagerie diagnostique du cerveau, des régions cervicofaciales et des vaisseaux cervico-encéphalique.

EXPLORATION DU PARENCHYME CÉRÉBRAL, DES ESPACES EXTRACÉRÉBRAUX ET DE LA VOUTE CRÂNIENNE

TOMODENSITOMÉTRIE

La tomodensitométrie conserve des indications en traumatologie crânienne, et plus généralement dans certains contextes d'urgence où l'IRM n'est pas toujours disponible ou adaptée à l'état clinique du patient (temps d'examen long, surveillance clinique difficile, agitation). Elle reste également employée lorsque le patient présente une contre-indication absolue à l'IRM.

Aujourd'hui, la tomodensitométrie encéphalique est le plus souvent réalisée en acquisition volumique, et non plus en mode incrémental, permettant l'analyse dans les trois plans de l'espace.

Univoque dans sa méthodologie (mesure de l'absorption du faisceau de rayons X), la tomodensitométrie n'a accès, contrairement à l'IRM, qu'à cette seule information de densité. Les différences de densités entre la substance blanche et la substance grise, d'une part, et entre les composants normaux et pathologiques du cerveau, d'autre part, sont pour la plupart des pathologies moins marquées

que les différences de signal en IRM. À titre d'exemple, l'œdème cytotoxique d'un infarctus récent n'est pas visible chez tous les patients et, lorsqu'il est identifiable, c'est au prix d'une recherche attentive au cours de laquelle l'épaisseur de coupe et la fenêtre sont modifiées par l'opérateur sur la console.

L'analyse en tomodensitométrie des structures osseuses de la voûte et de la base du crâne est performante et réalisée en choisissant une fenêtre adaptée.

IRM MORPHOLOGIQUE

L'IRM permet une étude remarquable de l'anatomie et de la pathologie du parenchyme cérébral. Contrairement au scanner, plusieurs contrastes, ou « pondérations » sont accessibles. Outre les classiques T1 et T2 en écho de spin qui étaient disponibles sur les premières machines, d'autres séquences sont progressivement venues enrichir la « boîte à outils » dont le radiologue se sert pour détecter et caractériser les lésions. Chaque séquence est le plus souvent disponible dans les trois plans, ou même parfois en acquisition tridimensionnelle, c'est-à-dire pouvant secondairement être reconstituée à la console dans n'importe quel plan. Certaines séquences peuvent, de plus, faire l'objet de modifications, comme l'ajout d'une suppression du signal de la graisse.

Il n'est donc plus possible de réaliser l'ensemble des séquences existantes lors d'un même examen, sous peine que celui-ci dure plusieurs heures. Cela impose, pour un symptôme donné ou une pathologie suspectée donnée, de choisir judicieusement avant et pendant l'examen les séquences et plans de coupe les plus contributifs.

Certaines séquences utilisées en neuroradiologie sont également employées dans d'autres régions anatomiques ; d'autres, tel le FLAIR (*fluid attenuated inversion-recovery*), sont quasiment exclusivement utilisées dans le cadre de l'exploration de l'encéphale. Les caractéristiques des séquences les plus courantes (Tableau 2-I) et des exemples d'acquisition (Figure 2-1) sont présentés. Parfois, des séquences apparemment proches dans leur pondération apportent

Tableau 2-1 Caractéristiques des principales séquences morphologiques utilisées en neuroradiologie.

Séquence	Contraste	Disponible en 2D	Disponible en 3D	Structures anatomiques mises en évidence	Anomalies mises en évidence dans des circonstances pathologiques
T1 écho de spin	T1	Oui	Sur certaines machines	Graisse Médullaire osseuse Après injection : prises de contraste physiologiques (tige pituitaire, plexus choroïdes...)	Graisse, mélanine Sang (à certains stades) Calcifications (inconstantes) Prises de contraste pathologiques liées à une rupture de la BHE (après injection)
T1 écho de gradient	T1	Oui, mais peu utile	Oui	Substance blanche, cortex, noyaux gris (excellent contraste)	Anomalies morphologiques (atrophies, masses...) Graisse, mélanine, sang (à certains stades) Prises de contrastes pathologiques liées à une rupture de la BHE (après injection), mais moins performant que l'écho de spin
Densité de protons	DP	Oui	Sur certaines machines	Substance blanche, cortex, noyaux gris (bon contraste)	Cédèmes, inflammation Certaines pathologies dégénératives avec atteinte du tronc cérébral
T2 écho de spin	T2	Oui	Sur certaines machines	Substance blanche, cortex, noyaux gris Citernes et ventricules	Cédèmes, Inflammation
T2 écho de gradient	T2	Oui	-		Sang Calcifications Graisse, mélanine
SWI (susceptibilité magnétique)	T2	—	Sur certaines machines	Noyaux gris centraux et certaines structures du mésencéphale riches en fer Veines et veinules	Sang (plus sensible que le T2*) Calcifications
T2 cisternographique (CISS, DRIVE, FIESTA...)	T2	—	Oui	Citernes, ventricules Nerfs crâniens Oreille interne	Anomalies morphologiques extra-axiales
FLAIR	T2, suppression du signal de l'eau	Oui	Sur certaines machines	Fonction des machines et des paramètres de séquence, différenciation gris/blanc plus ou moins nette	Anomalies morphologiques Cédèmes, inflammation Hémorragie sous-arachnoïdienne Après injection, certaines méningites
Double inversion-récupération	T2, suppression du signal de l'eau et substance blanche normale	Sur certaines machines	Sur certaines machines	Cortex et noyaux gris	Anomalies morphologiques, dysplasies Lésions inflammatoires de la substance blanche et du cortex
T1 inversion-récupération	T1	Oui	Sur certaines machines	Substance blanche, cortex, noyaux gris (excellent contraste)	Anomalies morphologiques (notamment atrophies et malformations)

BHE : barrière hémato-encéphalique ; CISS : *constructive interference in steady state* ; DRIVE : *DRIVEN Equilibrium* ; FIESTA : *fast-imaging employing steady state* ; FLAIR : *fluid attenuated inversion-recovery*.

des informations très différentes. Par exemple, une séquence 3D T1 en écho de gradient de bonne qualité permet une excellente analyse morphologique du fait d'une bonne différenciation gris/blanc, mais ne détecte pas de façon optimale les prises de contrastes pathologiques (métastases), tandis qu'une séquence T1 en écho de spin offre une excellente détectabilité des prises de contraste, mais une différenciation gris/blanc médiocre.

Dans tout protocole, on veillera à employer au moins deux plans d'exploration différents et à réaliser au moins une séquence sensible à la détection des œdèmes (en règle générale un FLAIR). Le choix de privilégier un plan d'exploration spécifique (par exemple, coronal perpendiculaire aux hippocampes), de réaliser une séquence sensible à la susceptibilité magnétique (par exemple, T2*), de rechercher une prise de contraste pathologique et donc d'injecter le patient, ou encore de réaliser des séquences angiographiques ou d'imagerie

avancée dépend du contexte clinique et de la pathologie suspectée. Des recommandations régulièrement actualisées [6] et des exemples de protocoles [3] existent pour aider le radiologue à réaliser le meilleur examen possible en un temps optimal.

IRM « AVANCÉE » OU « FONCTIONNELLE »

On appelle habituellement « IRM fonctionnelle » les explorations par cartographie d'activation des zones éloquentes du cerveau. On peut alors repérer, par exemple, les aires motrices principales ou supplémentaires, les aires visuelles ainsi que les aires du langage. Ces études sont réalisées en utilisant ce que l'on appelle l'effet BOLD (*blood oxygen level-dependent*) qui mesure, en fonction de l'activation cérébrale, les variations du rapport entre l'oxyhémoglobine et la désoxyhémoglobine. Ces images fonctionnelles cérébrales sont

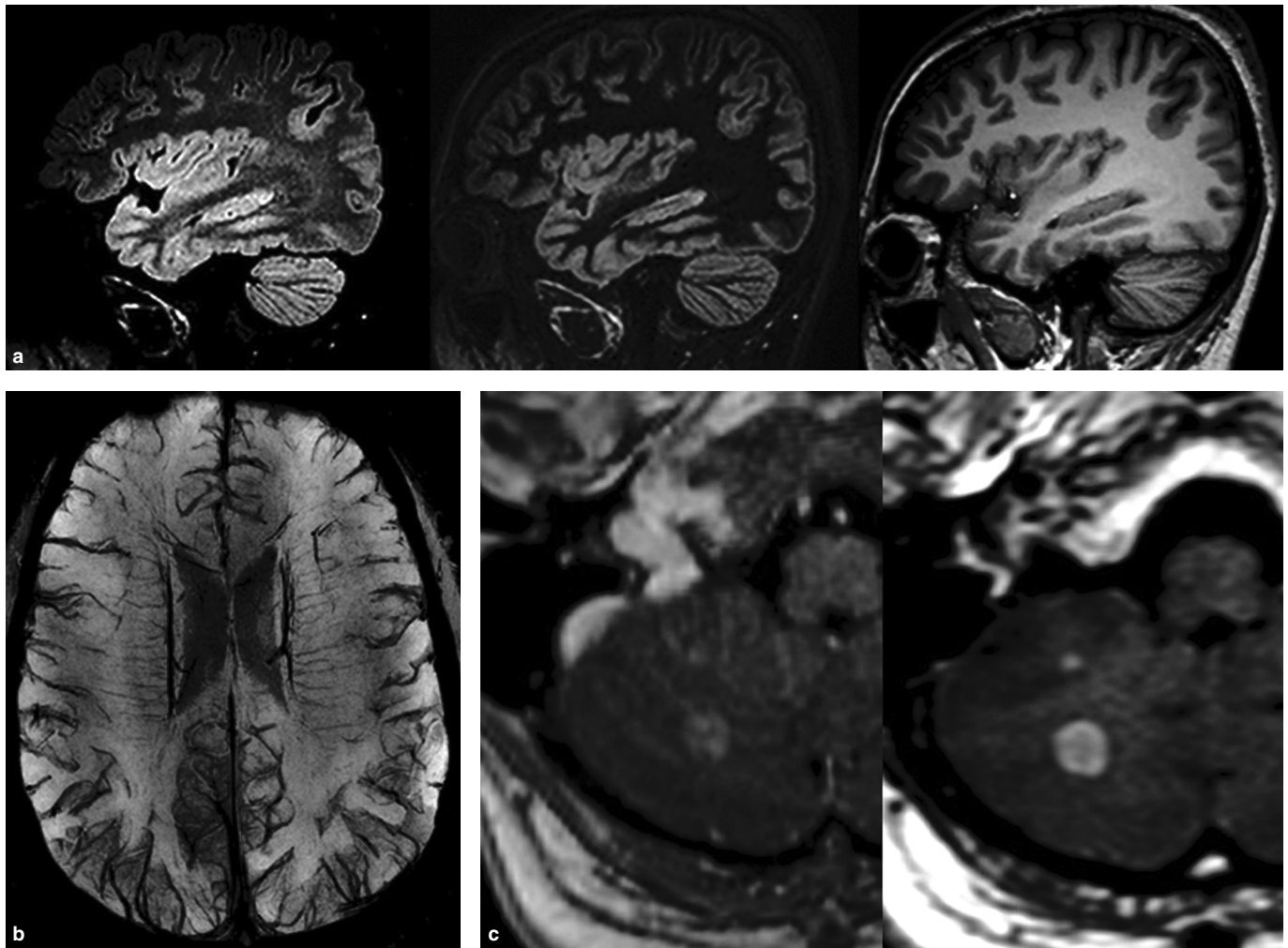


Figure 2-1 Exemples de séquences morphologiques utilisées en neuroradiologie. a) Coupes sagittales en IRM 3T extraites d'acquisitions tridimensionnelles susceptibles de bien mettre en évidence la différenciation gris/blanc ; de gauche à droite, FLAIR, double inversion-récupération et T1 en écho de gradient. b) Séquence de susceptibilité magnétique. c) Séquences 3D T1 après injection de contraste chez un même patient, démontrant la meilleure sensibilité des séquences en écho de spin (à droite) qu'en écho de gradient (à gauche) pour la détection des métastases.

alors fusionnées avec les images morphologiques, afin de pouvoir repérer anatomiquement les zones d'activation du cerveau. Ces techniques sont utilisées chez certains patients ayant des lésions tumorales ou vasculaires malformatives proches de zones éloquentes, afin d'évaluer la faisabilité et les risques fonctionnels d'une résection chirurgicale.

D'autres techniques étudiant le fonctionnement cérébral sont par extension regroupées sous le terme d'« IRM fonctionnelle ». Afin d'éviter les confusions, de nombreux auteurs préfèrent le terme de « techniques IRM avancées ». Ces techniques ont, ces dix dernières années, vu leurs applications croître. Certaines d'entre elles sont utilisées en routine dans la plupart des centres d'imagerie, y compris hors du milieu hospitalier.

Nous aborderons successivement l'IRM de diffusion, l'IRM de perfusion et la SRM (spectroscopie par résonance magnétique).

IRM de diffusion

Elle consiste à mesurer la vitesse des mouvements d'agitation de l'eau à l'intérieur du parenchyme cérébral [5]. Ces mouvements sont très sensibles à certaines variations du milieu, en particulier lorsqu'il existe un œdème cytotoxique (Figure 2-2a), par exemple en rapport

avec une ischémie artérielle. Dans ce cas, la diffusion de l'eau est diminuée et apparaît sous la forme d'un hypersignal.

Les séquences en tenseur de diffusion utilisent cette même propriété pour évaluer le degré d'organisation et la direction des fibres de substance blanche (Figure 2-2b).

IRM de perfusion

La perfusion étudie les caractéristiques d'« irrigation », c'est-à-dire de la vascularisation des tissus. Elle permet de rechercher des variations locales du volume sanguin cérébral (augmenté dans les tumeurs malignes), des altérations de la barrière hémato-encéphalique ou encore des retards de perfusion (retentissement d'une occlusion ou d'une sténose artérielle).

Aujourd'hui, la méthode d'IRM de perfusion la plus utilisée est le suivi temporel en T2* du passage de gadolinium [4] (Figure 2-3). De nouvelles techniques, dites de marquage des spins artériels (ASL), ont récemment été développées et permettent d'évaluer la perfusion sans injecter de produit de contraste.

Notons que l'on peut aussi mesurer la perfusion en tomographie, avec des méthodes très proches, en utilisant également le suivi temporel d'un produit de contraste iodé.