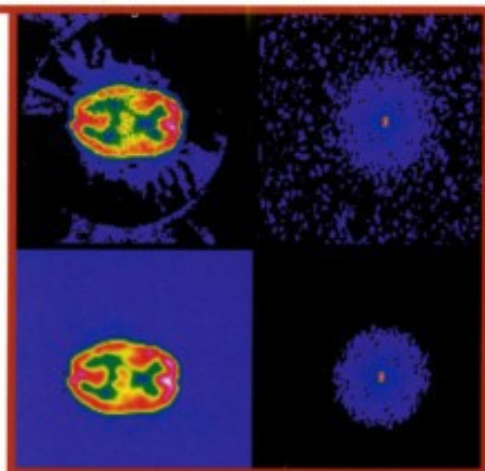


Traitement de l'image

de la numérisation à l'archivage et la communication

Coordonné par
O. Hélénon

J. Chabriaïs
B. Gibaud
D. Mariano-Goulart



Préfaces
E. de Kerviler et J.-M. Pugin

Traitement de l'image

De la numérisation à l'archivage et la communication

Chez le même éditeur

Dans la même collection...

Imagerie thoracique de l'adulte et de l'enfant, par A. Khalil, 2^e édition, 2013, 1056 pages.

Infiltration échoguidées en pathologie musculosquelettique, par H. Guerini, J.-L. Drapé, 2012, 242 pages.

IRM pratique, par L. Arrivé, 2^e édition, 2012, 448 pages.

Imagerie pratique en ORL, par E.A. Dunnebie, N. Martin-Duverneuil, 2012, 360 pages.

Repères et mesures utiles en imagerie ostéo-articulaire, par G. Serra-Tosio, 2011, 212 pages.

Échographie musculosquelettique, par N. Sans, F. Lapègue, 2009, 294 pages.

Imagerie musculosquelettique : pathologies générales, par A. Cotten, Coll. Imagerie Médicale – Précis, 2005, 767 pages.

Imagerie musculosquelettique : pathologies locorégionales, par A. Cotten, Coll. Imagerie Médicale – Précis, 2008, 866 pages.

Neuro-imagerie diagnostique, par J.-L. Dietemann, 2^e édition, Coll. Imagerie Médicale – Précis, 2012, 844 pages.

Traumatologie du rachis, par J.-C. Dosch, Coll. Imagerie Médicale – Diagnostic, 256 pages.

Imagerie du pied et de la cheville, par J.-L. Drapé, H. Guerini, Coll. Imagerie Médicale – Diagnostic, 2010, 336 pages.

Imagerie du Sein, par J. Stinés, Coll. Imagerie Médicale – Diagnostic, 2012, 352 pages.

Imagerie du sport, par N. Sans, Coll. Imagerie Médicale – Précis, 2011, 408 pages.

Traitement de l'image

De la numérisation à l'archivage et la communication

Coordonné par Olivier Hélénon

PUPH, Université Paris Descartes
Service de radiologie, Hôpital Necker, Paris

Joël Chabriaïs

Pôle d'imagerie médicale, CH Henri Mondor d'Aurillac, Aurillac

Bernard Gibaud

Inserm U 1099, Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, Rennes
Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI), Université de Rennes 1,
Campus de Beaulieu, Rennes cedex

Denis Mariano-Goulart

Service central de médecine nucléaire, CHU Lapeyronie, Montpellier



ELSEVIER
MASSON



Ce logo a pour objet d'alerter le lecteur sur la menace que représente pour l'avenir de l'écrit, tout particulièrement dans le domaine universitaire, le développement massif du « photocopillage ». Cette pratique qui s'est généralisée, notamment dans les établissements d'enseignement, provoque une baisse brutale des achats de livres, au point que la possibilité même pour les auteurs de créer des œuvres nouvelles et de les faire éditer correctement est aujourd'hui menacée.

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

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

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

© 2013, Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

ISBN : 978-2-294-73685-8

Elsevier Masson SAS, 62, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux Cedex
www.elsevier-masson.fr

Abréviations

AAO	<i>American Association of Ophthalmology</i>
ACC	<i>American College of Cardiology</i>
ACR	<i>American College of Radiology</i>
ADA	<i>American Dental Association</i>
AE	<i>Applications Entities</i>
ADPIM	Association pour le dossier personnel d'imagerie médicale
ADT	<i>Admission/Discharge/Transfer</i>
Anaes	Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
ARS	Agences régionales de santé
ART	<i>Algebraic Reconstruction Technique</i>
ASE	<i>Application Service Elements</i>
ASIP	Agence des systèmes d'information partagés de santé
BFGS	Broyden, Fletcher, Goldfarb et Shanno
CAD	<i>Computer-Aided Detection</i>
CAP	<i>College of American Pathologists</i>
CCTP	Cahier des clauses techniques particulières
CDA	<i>Clinical Document Architecture</i>
CEN	Comité européen de normalisation
CERF	Collège des enseignants de radiologie de France
CNOM	Conseil national de l'Ordre des médecins
CP	<i>Correction Proposals</i>
CPack	<i>Correction Package</i>
CT	<i>Computed Tomography</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DIMSE	<i>DICOM Application Service Elements</i>
DMP	Dossier médical personnel
DRG	<i>Deutsche RöntgenGesellschaft</i>
DSC	<i>DICOM Standards Committee</i>
EM	<i>Expectation Maximisation</i>
ESC	<i>European Society of Cardiology</i>
ESR	<i>European Society of Radiology</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FNMR	Fédération nationale des médecins radiologues
HIMSS	<i>Hospital Information Management Systems Society</i>
HIPAA	<i>Health Insurance Portability and Accountability Act</i>
HIS	<i>Hospital Information System</i>
HL7	<i>Health Level Seven</i>
HPST	Hôpital, Patients, Santé, Territoires
IHE	<i>Integrating the Healthcare Enterprise</i>
IOD	<i>Information Object Definition</i>
IP	<i>Internet Protocol</i>

IRM	Imagerie par résonance magnétique
IRMf	IRM fonctionnelle
ISO	<i>International Standards Organisation</i>
JIRA	<i>Japan Industries Association of Radiation Apparatus</i>
JORF	Journal officiel de la République française
LMH	Largeur à mi-hauteur
LOR	<i>Line Of Response</i>
LUT	<i>Look-Up Table</i>
MIP	<i>Maximum Intensity Pixel</i>
MITA	<i>Medical Imaging & Technology Alliance</i>
ML-EM	<i>Maximum Likelihood-Expectations Maximisations</i>
MPR	<i>Multi-Planar Reformating</i>
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
NEMA	<i>National Electrical and Medical Imaging Equipment Manufacturers Association</i>
NL	<i>Nesting Level</i>
NRD	Niveaux de référence diagnostiques
OSEM	<i>Ordered Subsets Expectation Maximisation</i>
OSI	<i>Open System Interconnection</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication Systems</i>
PIX	<i>Patient Identifier cross-referencing</i>
RAID	<i>Redundant Array of Inexpensive Disk</i>
RD	<i>Ring Difference</i>
RECIST	<i>Response Evaluation Criteria In Solid Tumors</i>
REM	<i>Radiation Exposure Monitoring</i>
RID	<i>Retrieve Information for Display</i>
RIS	<i>Radiology Information System</i>
RSNA	<i>Radiological Society of North America</i>
RT	Radiothérapie
SaaS	<i>Software as a Service</i>
SCP	<i>Service Class Provider</i>
SCU	<i>Service Class User</i>
SFR	Société française de radiologie
SIH	Systèmes d'information hospitaliers
SIIM	<i>Society for Imaging Informatics in Medicine</i>
SIR	Système d'information radiologique
SLID	Système linéaire et invariant dans le décalage
SOP	<i>Service-Object Pair</i>
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
SR	<i>Structured Reporting</i>
SRH	Syndicat des radiologues hospitaliers
SSRB	<i>Single Slice Rebinning</i>
TCP	<i>Transport Control Protocol</i>
TDM	Tomodensitométrie
télérCP	Téléréunion de concertation pluridisciplinaire
TEP	Tomographie par émission de positons
TF	Transformée de Fourier

UML	<i>Unified Modeling Language</i>
UNCAM	Union nationale des caisses d'Assurance-maladie
VL	<i>Value Type</i>
VM	<i>Value Multiplicity</i>
WADO	<i>Web-Access to DICOM persistent Objects</i>
WG	<i>Working Group</i>

Préface

Un des grands changements de ces 20 dernières années a été la transition entre l'imagerie analogique et l'imagerie numérique. Si les images de scintigraphie, de scanner, d'IRM ou d'échographie ont d'emblée été numériques, le passage au 100 % numérique de la chaîne de l'image a été plus progressif. La dernière technique à bénéficier de cette numérisation a été la radiologie standard et en particulier la mammographie. Ce changement d'ère a ouvert de multiples horizons.

Le premier concerne le traitement du signal. Grâce à la transformée de Fourier, une image médicale peut être représentée sous la forme d'une matrice de données beaucoup plus facile à manipuler que l'image elle-même. Cette matrice de données va définir la résolution spatiale et la résolution en contraste de l'image. La manipulation de ces données par des opérateurs mathématiques va être à la base des multiples possibilités de filtrage utilisées en imagerie. En particulier, il sera possible d'augmenter la résolution en contraste, d'améliorer la résolution spatiale, ou encore de minimiser le bruit dans une image. En parallèle, les algorithmes de reconstruction d'images tomographiques ont considérablement évolué grâce à la puissance des calculateurs. Les reconstructions 2D par rétroprojection filtrée déjà anciennes ont laissé place aux reconstructions 3D qui, grâce à la redondance des informations utilisées, permettent d'améliorer sensiblement le rapport signal sur bruit et de corriger les artefacts. Enfin, les techniques de reconstruction itératives utilisées depuis longtemps en *médecine nucléaire* sont désormais applicables en scannographie, au prix d'une durée de reconstruction un peu plus longue. Une des applications majeures des reconstructions itératives est la diminution de la dose délivrée au patient en scannographie.

Le second concerne l'archivage et la transmission des images. Si les images numériques pouvaient être facilement archivées comme n'importe quel fichier informatique, il a été nécessaire de définir un format standard afin que toutes les sources d'images médicales puissent être lues et traitées sur nos différentes consoles, mais également gérées par nos systèmes d'information. Ce souci d'uniformisation a donné naissance au standard DICOM désormais utilisé en imagerie médicale, en anatomopathologie, mais aussi en endoscopie. Cette standardisation a permis non seulement le stockage de nos images médicales, mais également leur visualisation sur des consoles dédiées, et surtout leur transmission. Ce partage de l'information, fondamental dans la prise en charge de nos patients, joue par ailleurs un rôle majeur pour la formation et la recherche. Au-delà des changements techniques, les PACS ont induit des changements organisationnels et culturels, modifiant en profondeur notre façon de travailler. Cette optimisation du temps de travail a des retombées économiques importantes.

Ce manuel regroupe quatre chapitres didactiques essentiels à la compréhension des différents changements intervenus dans la reconstruction et la gestion des images médicales. Il devrait servir de référence à tous les professionnels impliqués dans l'imagerie médicale. Les qualités pédagogiques des auteurs font de ce document une référence dans l'enseignement des bases physiques de l'imagerie moderne.

Pr Eric de Kerviler

Hôpital Saint-Louis, Paris

Préface

Monsieur le Professeur Hélénon me fait un grand honneur en me proposant d'apposer quelques mots dans la préface de ce livre issu de l'Encyclopédie médico-chirurgicale consacrée à la radiologie et à l'imagerie médicale.

À travers la sollicitation d'un directeur d'institut de formation de manipulateur d'électroradiologie médicale se confirme la volonté des auteurs de s'adresser à tous les acteurs du monde de la santé qui créent, traitent, exploitent et communiquent des images médicales numériques. Parmi ceux-ci figurent les plus proches collaborateurs des médecins radiologues ou nucléaires, à savoir les manipulateurs d'électroradiologie médicale dont la formation vient de bénéficier d'une réforme profonde. Celle-ci va engendrer la construction de nouvelles compétences en lien avec les responsabilités grandissantes confiées à ces professionnels paramédicaux. Il s'agit également de répondre aux exigences universitaires liées à l'intégration des études dans l'espace européen de l'enseignement supérieur connu par l'acronyme LMD. Une telle réingénierie de la formation va s'appuyer sur le développement du travail personnel, l'initiation à la recherche et la production de travaux entraînant un approfondissement des connaissances en tous domaines. Par ailleurs, l'introduction de masters va faciliter l'accès vers de nouvelles fonctions, voire de nouveaux métiers répondant, en particulier, aux besoins engendrés par l'évolution des outils et de la place de l'imagerie dans les démarches diagnostiques et thérapeutiques.

Aux côtés des médecins spécialistes, des cliniciens, des informaticiens, des physiciens, de nombreux manipulateurs sont déjà fortement investis dans la création, la mise en place et la gestion de réseaux d'images intra ou extra-établissements ainsi que dans le traitement à visée morphologique ou fonctionnelle des images numériques.

Dans ce contexte, ces professionnels trouveront parmi les quatre parties de ce manuel une source de documentation qui conjugue un haut niveau scientifique et de grandes qualités didactiques avec la mise en exergue des idées principales et les notions essentielles à retenir.

Les différentes étapes du traitement de base de l'image numérique bénéficient d'un développement précis sur les modélisations et représentations numérique et analogique d'une image en explicitant clairement la transformation de Fourier avant d'aborder les différents types de filtrage.

Dans la continuité de ce premier volet et s'appuyant sur les concepts de base précédemment définis, une seconde session s'intéresse aux algorithmes de reconstruction tomographique en 2D et en 3D. Des exemples, des schémas, des rappels d'éléments indispensables à la compréhension facilitent l'intégration de nouveaux savoirs sur les processus mathématiques intervenant dans la reconstruction des images, avec une approche très transversale des diverses méthodes d'exploration.

La troisième partie consacrée au standard DICOM permet à la fois de sensibiliser le « profane » aux impératifs de communication des images numériques et de perfectionnement ou de compléter les acquis des professionnels médicaux et paramédicaux sollicités et impliqués dans ce domaine.

Même de moyenne importance, la plupart des structures sanitaires possédant des unités de production d'images médicales, sont équipées d'un système d'archivage et de transmission. Ces dispositifs rendent possible l'archivage électronique, la communication *via* des réseaux, le traitement et l'interprétation sur des stations de travail avec une perspective d'intégration des images dans le dossier informatisé des patients dont la mise en place se révèle d'actualité dans de nombreux établissements. Les systèmes PACS, dont l'essor est manifeste, font l'objet d'un dossier très complet abordant tous les aspects historiques, fonctionnels, légaux, techniques, structurels, organisationnels et économiques.

Parmi l'éventail du lectorat, les étudiants, les manipulateurs en exercice, les cadres de santé formateurs ou gestionnaires apprécieront cet ouvrage qui, par sa rigueur rédactionnelle et la richesse de son contenu, constitue une véritable référence bibliographique.

Jean-Maurice Pugin

IFMEM de Nancy

1

Introduction au traitement numérique des images médicales

D. Mariano-Goulart

RÉSUMÉ

Ce chapitre propose une introduction raisonnée au traitement numérique des images. Après une brève présentation de l'imagerie médicale, il insiste sur l'intérêt d'une représentation en fréquences des images. Les éléments principaux de la transformée de Fourier discrète sont explicités avant de développer les modalités de la formation d'une image par un appareil d'imagerie et les conditions d'un échantillonnage correct. On insiste ensuite en détail sur les différents modes de filtrage d'image qui ont trouvé application en radiologie ou en médecine nucléaire, ainsi que sur certaines techniques classiques de segmentation. Cela est l'occasion de décrire de nombreuses avancées récemment introduites en routine hospitalière, que ce soit dans le domaine du filtrage linéaire (déconvolution) ou dans celui du filtrage non linéaire (filtrage morphologique). Sont ainsi décrites dans le présent chapitre les principales étapes d'un dispositif de traitement d'image, à l'exception des techniques de reconstruction tomographiques qui font l'objet du chapitre complémentaire du présent ouvrage (chapitre 2).

Introduction [1]

Le traitement d'image est, avant tout, une science et une technique par essence multidisciplinaires. De par les connaissances qu'il est nécessaire de maîtriser sur la nature du signal représenté, le développement d'un outil de traitement d'image ne se conçoit pas en l'absence de solides notions sur la discipline au sein de laquelle l'image est exploitée. Ces connaissances vont de l'art pictural aux mathématiques, en passant par les sciences humaines, la médecine et les sciences expérimentales. L'opération de formation d'une image conditionne elle aussi fortement ses caractéristiques et une connaissance approfondie de la physique qui sous-tend la création du signal et sa détection est elle aussi de première importance.

Les méthodes utilisées en traitement du signal et de l'image empruntent largement à l'électronique et à l'optique, puis, plus récemment, aux mathématiques et à l'informatique. En dépit d'un développement relativement récent de cette discipline, sa nature fondamentalement transdisciplinaire a contribué à l'émergence d'approches très variées en traitement du signal et de l'image. Parmi celles-ci, les plus récentes s'appuient sur des théories touchant à des domaines aussi variés que la géométrie, l'algèbre, les statistiques, l'analyse, la topologie et le calcul différentiel, mais aussi la théorie des ensembles, celle des graphes et des réseaux de neurones, jusqu'à une approche psychologique de la physiologie de la vision humaine. Toutes ces approches ont été expérimentées dans le domaine de l'imagerie médicale. Un petit nombre d'entre elles a cependant pu bénéficier d'un effort de développement industriel suffisant pour quitter les laboratoires et être mis à la disposition des praticiens, sur les consoles de traitement utilisées dans des conditions de routine pour poser ou proposer un diagnostic. Ce chapitre et son chapitre compagnon (chapitre 2) se focalisent principalement sur les aspects de traitement de l'image médicale qui ont effectivement trouvé une application en radiologie ou en médecine nucléaire. Sa lecture ne nécessite pas de connaissances scientifiques qui dépassent celles classiquement acquises en lycée et le formalisme mathématique est limité au minimum indispensable à une compréhension en profondeur des concepts et des méthodes développés. Chaque fois que cela est possible, les notions de traitement d'images sont exposées dans le cadre d'images ou de signaux numérisés. Ce choix, plus proche d'une implémentation directe sous la forme d'un programme informatique, limite en outre le recours systématique à un formalisme mathématique (intégrales, gradients, etc.) relativement abstrait.

Image en médecine

Du signal physique au diagnostic médical

Une partie importante des progrès récents obtenus dans le diagnostic et le suivi des pathologies humaines est imputable à la quantification d'une mesure physique. Ainsi, par exemple, la mesure du rayonnement infrarouge émis par le tympan permet de quantifier la température d'un patient. Lorsque l'on désire réaliser une mesure de ce type non plus sur un site unique, mais sur une surface de la peau, il est commode de présenter ces mesures de températures sous la forme d'un tableau, en répartissant, le long des différentes lignes et colonnes de celui-ci, les mesures faites dans les directions horizontales et verticales par exemple. On construit alors une image, c'est-à-dire une représentation bidimensionnelle d'une mesure physique quantitative.

Dans le cas particulier de l'imagerie médicale, la nature de cette mesure physique résulte de l'émission ou de l'interaction d'un rayonnement au

sein de tissus vivants : absorption des rayons X en radiologie, réflexion des ultrasons en échographie, émission de lumière γ par des radiotraceurs métaboliques en médecine nucléaire, émission d'un rayonnement électromagnétique par les noyaux d'hydrogène des tissus en imagerie par résonance magnétique nucléaire, voire diffusion de la lumière visible en endoscopie, etc. Cette mesure dépend généralement des caractéristiques énergétiques du rayonnement et de la nature des tissus biologiques (masse volumique, viscosité, structure microscopique, métabolisme d'un traceur). Il s'agit donc d'une mesure physique qui dépend de plusieurs paramètres. On la qualifie de ce fait de multimodale.

Le traitement d'image recouvre tous les concepts scientifiques, les techniques et les moyens mis en œuvre pour permettre de tirer des conclusions sur un objet étudié à partir de la détection d'un signal bidimensionnel. Dans le cas de l'imagerie médicale, il s'agit de formuler une ou plusieurs hypothèses diagnostiques à partir de la mesure de l'interaction d'un rayonnement avec un organisme vivant. Très schématiquement, cela nécessite de procéder successivement à un échantillonnage du signal (si le signal mesuré est analogique), puis à extraire de ce signal enregistré les composantes pertinentes pour l'objectif diagnostique final que l'on se donne, en s'efforçant de minimiser autant que possible la proportion de signal sans intérêt pour cet objectif. Il s'agit alors d'opérer un filtrage d'image. Le signal pertinent issu de cette opération de filtrage peut ensuite nécessiter une opération de reconstruction de manière à réorganiser les données enregistrées selon un mode plus approprié à une interprétation médicale. C'est le cas en particulier lorsque le signal acquis est un signal de projection, résultant de la superposition de plusieurs signaux issus de structures différentes et que l'on souhaite étudier individuellement chacune de ces composantes. Enfin, lorsqu'une mesure quantitative doit être faite sur l'image produite, deux dernières étapes sont nécessaires. Il faut, d'une part, délimiter au sein de l'image reconstruite la région (surface ou volume) où la mesure doit être réalisée. Cette étape porte le nom de segmentation. D'autre part, il reste à procéder à une analyse d'image, c'est-à-dire à développer une méthode permettant de manipuler les signaux présents au sein de la zone sélectionnée pour évaluer une mesure signifiante d'un point de vue diagnostique. Dans chaque domaine professionnel et dans le domaine médical en particulier, chacune de ces quatre étapes doit être conçue en tenant compte de l'ensemble des connaissances spécifiques disponibles *a priori* (figure 1.1).

À l'issue de ce processus complet, un diagnostic médical peut être proposé sur une image optimisée à cette fin ou sur des mesures quantitatives réalisées sur l'image. Ces cinq étapes (numérisation, filtrage, reconstruction, segmentation et analyse) constituent les éléments de base du traitement de l'image. Elles nous serviront de plan pour ce chapitre et pour son chapitre compagnon (chapitre 2, pour l'étape de reconstruction tomographique).

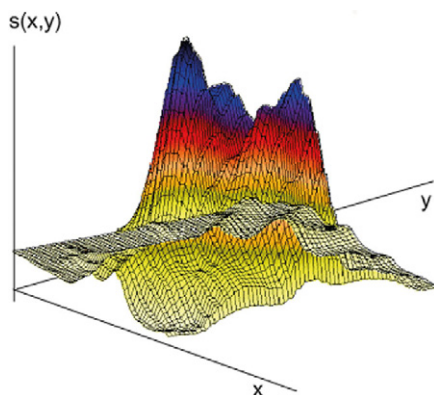


Figure 1.2

Représentation analogique d'une image sous la forme d'une fonction continue de deux variables d'espace.

manipuler ce signal de manière à en optimiser la valeur sémiologique. C'est là tout le propos d'une technique et d'une science apparues relativement récemment, le traitement d'image. Pour en bénéficier, il est nécessaire de commencer par modéliser une image. Cela peut se faire de deux manières différentes : de façon analogique et de façon numérique.

Image analogique

Une image peut être représentée par une fonction continue s de deux variables d'espace x et y (figure 1.2). La valeur prise par la fonction s au point (x, y) correspond alors à la mesure physique réalisée en ce point et est notée $s(x, y)$. Ainsi, $s(x, y)$ peut correspondre à une mesure d'atténuation de rayons X , à une mesure de radioactivité, etc.

Cette représentation abstraite permet de disposer des nombreux outils développés en traitement du signal analogique. Nous devons y avoir recours en particulier au moment de décrire les principes de l'imagerie tomographique (chapitre 2). Pour ce chapitre, nous évitons chaque fois que cela est possible d'utiliser ce formalisme et nous privilégions une modélisation numérique de l'image qui présente le double avantage d'être adaptée aux traitements réalisés au moyen de calculateurs numériques et de limiter le recours à un formalisme mathématique abstrait.

Image numérique (ou digitalisée)

Au prix d'une opération dont on précise la validité au paragraphe consacré à l'échantillonnage d'une image, la répartition d'une mesure physique dans un plan peut aussi être représentée par un tableau bidimensionnel (ou matrice) contenant des nombres qui caractérisent cette mesure sur de petits éléments d'image pavant le champ d'acquisition (figure 1.3).

**Figure 1.3**

Représentation numérique d'une image.

Cette modélisation représente donc une image comme une mosaïque constituée d'éléments d'images associés à une valeur unique du signal physique.

Ces surfaces élémentaires peuvent être de formes variables (hexagonale par exemple). Nous nous limitons dans ce qui suit à des éléments d'image carrés que nous repérons par un numéro de ligne i et un numéro de colonne j . Ainsi chaque couple (i, j) fait référence à un élément de surface appelé pixel (d'après l'acronyme anglo-saxon *PICTure Element*). La mesure représentant le paramètre physique au sein d'un pixel (i, j) correspond à un échantillon spatial appelé valeur du pixel (i, j) et est notée $s(i, j)$. Cette valeur peut être obtenue en mesurant le signal physique au centre de cet élément d'image, ou encore en évaluant la moyenne de ce signal physique sur tout ou partie de la surface de chaque pixel. Une telle image est dite numérisée, digitalisée ou échantillonnée.

Sous la forme d'un tableau de nombres, une image numérique reste un objet mathématique difficile à analyser au premier coup d'œil par un médecin. Pour en simplifier l'approche qualitative, on procède à un codage en couleur des valeurs de pixels. Ce codage procède en deux étapes. Il consiste tout d'abord à effectuer une mise à l'échelle linéaire visant à affecter à chaque pixel un niveau de gris proportionnel à la valeur du pixel, mais variant entre deux extrema fixés. Ces extrema peuvent être centrés sur la valeur nulle (niveaux de gris variant de $-M$ à $+M$) ou pas (niveaux de gris variant de 0 à M). La valeur extrême M est généralement prise sous la forme d'une puissance de 2, pour des raisons de stockage en informatique binaire. La seconde étape consiste à attribuer à chaque niveau de gris une couleur extraite d'une palette de couleurs. Ce dernier terme est un terme générique qui peut désigner un dégradé de teintes colorées ou un dégradé

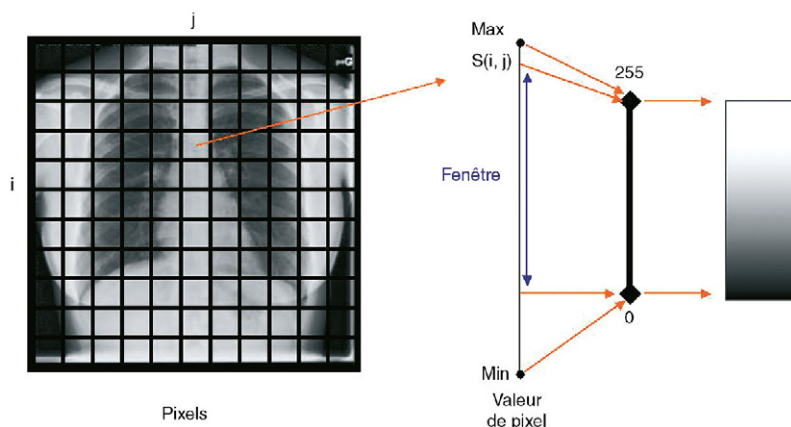


Figure 1.4

Illustration du codage en niveaux de gris et d'affectation d'une palette de couleurs.

de nuances monochromes. Il suffit alors, sur un écran d'ordinateur ou sur une sortie d'imprimante, de colorier chaque pixel par la couleur correspondant à son niveau de gris pour obtenir une image en mosaïque qui, si la dimension des pixels est suffisamment petite, fournit au médecin une image propre à être interprétée de façon qualitative ou semi-quantitative.

La figure 1.4 fournit une illustration schématique du codage en couleur d'une image numérique. Dans cet exemple, les valeurs de pixels proches des valeurs extrémales sont toutes associées à la teinte noire ou blanche suivant le cas. On dit alors que la palette de couleurs est utilisée pour visualiser l'image dans une certaine fenêtre. En tomodensitométrie par exemple, on utilise très classiquement des fenêtres optimisées pour observer les tissus mous, l'os ou les structures aériques. Les fenêtres de couleur correspondantes sont centrées sur les niveaux de gris correspondant à ces structures et permettent d'affecter des teintes uniformément blanches ou noires aux autres tissus.

Représentations spatiales et fréquentielles

Jusqu'à présent, nous avons modélisé une image comme la distribution dans une portion de plan de l'intensité d'une mesure physique ou signal $s(i, j)$. La pratique du traitement de l'image montre qu'il est souvent nécessaire de transformer une image initialement acquise en modifiant d'une certaine façon les parties de l'image ou les niveaux de gris qui varient lentement avec les pixels (i, j) et, d'une autre façon, les zones de l'image qui sont le siège de variations plus brutales des niveaux de gris. Il serait donc fort utile de décomposer une image en une somme de composantes dont le comportement différerait par la rapidité avec laquelle les niveaux de gris pourraient varier d'un pixel à ses voisins. On sait, depuis le début du XIX^e siècle et les travaux de physique mathématique de Jean-Baptiste Fourier,

qu'une telle décomposition existe. Il est en effet possible de montrer que n'importe quel signal numérisé sur un nombre fini N d'échantillons peut s'exprimer sous la forme de la somme de fonctions circulaires (i.e. de fonctions sinus ou cosinus) de fréquences ν multiples de $\nu_0 = 1/N$, c'est-à-dire prenant toutes les valeurs possibles de $0 = 0 \cdot \nu_0$ jusqu'à $(N - 1) \nu_0$ et passant par $2\nu_0, 3\nu_0$, etc. Une telle décomposition est nommée transformation de Fourier discrète et répond à notre objectif puisque des fonctions circulaires de fréquences croissantes constituent bien des composantes de signal dont l'intensité varie de plus en plus rapidement au voisinage d'un pixel donné. Pour comprendre pleinement ces notions, nous allons décrire la transformation de Fourier dans le cadre d'un signal numérique monodimensionnel, puis nous généraliserons ces concepts à des signaux bidimensionnels (images) numériques et nous finirons par la description des algorithmes qui permettent de décomposer rapidement toute image en une somme de composantes circulaires de fréquences croissantes.

Transformation de Fourier discrète

Considérons un signal numérique s échantillonné sur N points. Ce signal $s(i)$ est donc connu par N nombres $s(0), s(1), s(2), \dots, s(N - 2), s(N - 1)$. Pour simplifier les notations et éviter d'avoir recours aux formulaires de trigonométrie, nous allons utiliser la notation complexe pour caractériser une fonction circulaire de fréquence ν .

Par définition, nous posons donc $e^{j\theta} = \cos\theta + j \sin\theta$ où j est le nombre complexe vérifiant $j^2 = -1$. Toujours pour alléger les notations, nous utilisons une grandeur proportionnelle à la fréquence ν_0 , appelée pulsation propre et définie par $\omega_0 = 2\pi\nu_0 = 2\pi/N$.

Il est alors relativement simple de montrer que le signal $s(i)$ peut se décomposer sous la forme de la somme de N composantes circulaires (sinus et cosinus) de fréquences ν/N pour ν entier variant de 0 à $N - 1$ et d'amplitudes $\hat{s}(\nu)$ suivant :

$$s(i) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \hat{s}(k) \cdot e^{j \cdot (k \cdot \omega_0) i}$$

$$\hat{s}(\nu) = \sum_{k=0}^{N-1} s(k) \cdot e^{j \cdot (k \cdot \omega_0) \nu}$$

Calculer la transformée de Fourier discrète (TF) du signal s revient à déterminer les nombres complexes définissant les amplitudes de chaque composante circulaire $\hat{s}(\nu)$, $\nu=0, \dots, N - 1$ à partir des échantillons du signal $s(0), \dots, s(N - 1)$. Inversement, opérer une transformation de Fourier discrète inverse (TF⁻¹) consiste à calculer tous les échantillons $s(0), \dots, s(N - 1)$ du signal s à partir des amplitudes $\hat{s}(\nu)$ de ses composantes de fréquences $0, 1/N, \dots, (N - 1)/N$. Il est important de bien saisir le sens des deux équations qui définissent la transformation de Fourier directe et inverse.

Si l'on développe la première équation, on obtient :

$$\begin{aligned} s(i) &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \hat{s}(k) [\cos(k\omega_0 i) + j \sin(k\omega_0 i)] \\ &= \frac{1}{N} [\hat{s}(0) + \hat{s}(1) [\cos(\omega_0 i) + j \sin(\omega_0 i)] \\ &\quad + \hat{s}(2) [\cos(2\omega_0 i) + j \sin(2\omega_0 i)] + \dots \\ &\quad + \hat{s}(N-1) [\cos((N-1)\omega_0 i) + j \sin((N-1)\omega_0 i)]] \end{aligned}$$

La fréquence $\nu_0 = 1/N$ est appelée *fréquence fondamentale*. Elle est égale à l'inverse du nombre d'échantillons sur lequel le signal est numérisé. Les fonctions circulaires de fréquences multiples de ν_0 sont appelées *harmoniques* du signal s .

On constate ainsi que tout signal échantillonné sur N points s'exprime comme la somme de ses harmoniques, c'est-à-dire de N fonctions circulaires de fréquences $0, \nu_0, 2\nu_0, \dots, (N-1)\nu_0$ et d'amplitudes respectives $\hat{s}(0), \hat{s}(1), \hat{s}(2), \dots, \hat{s}(N-1)$. Il est aisé de montrer que cette décomposition en fonctions circulaires est unique. L'harmonique de fréquence nulle

$$\frac{1}{N} \hat{s}(0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} s(k)$$

correspond à une composante constante égale à la valeur moyenne du signal. Les harmoniques de fréquences plus élevées $\nu_0, 2\nu_0, \dots, (N-1)\nu_0$ correspondent à des composantes circulaires dont l'intensité varie de plus en plus rapidement avec la variable spatiale i . Ces fréquences sont appelées des *fréquences spatiales*. Dans le cas général, la transformée de Fourier est un signal complexe. Son module est appelé *spectre* de ce signal.

Les formules de transformation de Fourier pour une image se déduisent par une simple généralisation à deux dimensions de celles à une dimension. Ainsi, pour une image $s(i, j)$ échantillonnée sur N points dans ses deux directions :

$$\begin{aligned} s(i, j) &= \frac{1}{N^2} \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{k'=0}^{N-1} \hat{s}(k, k') e^{j[ki + k'j]\omega_0} \\ s(v, v') &= \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{k'=0}^{N-1} \hat{s}(k, k') e^{-j[kv + k'v']\omega_0} \end{aligned}$$

N'impliquant que des additions et des multiplications, les opérations de transformation de Fourier 2D présentent une propriété fort utile appelée *séparabilité*. Il en résulte que le calcul d'une transformée de Fourier 2D sur une image revient simplement à calculer une première transformée de Fourier 1D sur les lignes de l'image, puis, sur les colonnes de ce résultat intermédiaire, à calculer une seconde transformée de Fourier 1D. En pratique donc, le calcul direct d'une transformation de Fourier 2D ne se fait pas au moyen des deux équations précédentes, mais par combinaison de transformation de Fourier monodimensionnelles, suivant le principe illustré sur la [figure 1.5](#).

Le médecin n'a généralement pas à se soucier de ces calculs qui sont effectués par ordinateur. Il importe en revanche de bien saisir les liens entre

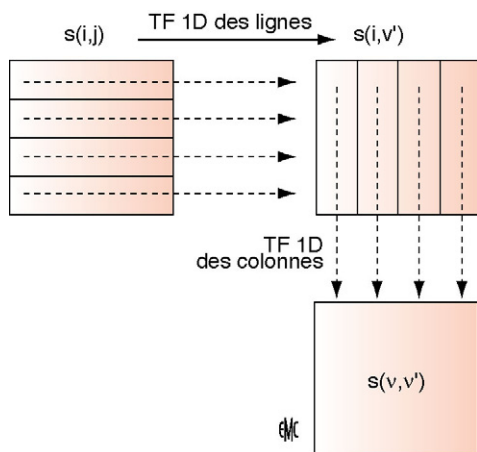


Figure 1.5

Illustration du calcul d'une transformée de Fourier (TF) d'image (2D) au moyen de séries de transformées de Fourier 1D sur les lignes puis sur les colonnes de l'image.

une image et sa transformée de Fourier. Considérons pour cela une image contenant un motif périodique oblique et essayons de savoir comment ce motif est codé dans l'image de Fourier.

Notons d_v , d_i et d les périodes du signal $s(i, j)$ suivant les variables i et j d'une part, et le long d'une droite perpendiculaire au motif périodique d'autre part (figure 1.6). Au sein de la transformée de Fourier $s(v, v')$, ce signal périodique doit être représenté par une unique composante de fréquence $v_i = 1/d_i$ et $v_j = 1/d_j$, donc par un point ayant ces coordonnées dans le domaine de Fourier. Un calcul de trigonométrie élémentaire montre que l'angle ϕ défini sur la figure 1.6 vérifie $\phi < 90^\circ$, $\tan \phi = d_i/d_j$ et $\cos \phi = d/d_i$. De même, au sein de l'image de Fourier, l'angle ϕ' vérifie $\phi' < 90^\circ$, $\tan \phi' = (1/d_j)/(1/d_i) = d_i/d_j$, ce qui conduit à $\phi = \phi'$. De plus, $\cos \phi' = (1/d_j)OP = \cos \phi = d/d_i$, ce qui conduit à $OP = 1/d$.

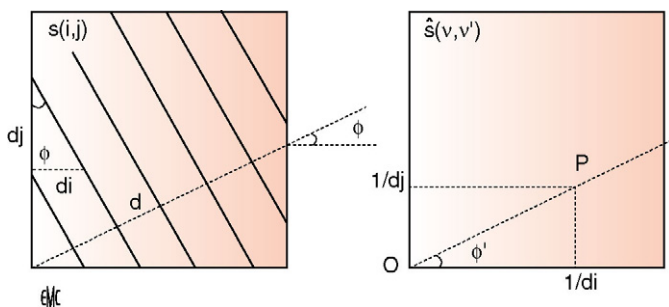


Figure 1.6

Interprétation de la représentation d'un signal périodique dans le domaine de Fourier.
TF : transformée de Fourier.

On constate donc qu'un signal périodique de période d variant le long d'une direction faisant un angle ϕ avec l'horizontale est représenté dans sa transformée de Fourier par un point unique distant de l'origine de $1/d$ et situé sur une droite faisant le même angle ϕ avec la direction horizontale. Ainsi, par exemple, les points de l'espace de Fourier situés sur la droite $v = 0$ (axe des ordonnées) codent pour des structures périodiques variant le long de directions verticales dans l'image.

Une image peut donc être reconstruite sans altération au moyen de la somme de ses harmoniques. On conçoit donc, dès à présent, que diminuer l'influence des termes correspondant aux plus hautes fréquences spatiales permet, dans le signal ainsi reconstruit, de diminuer les variations rapides d'intensité de ce signal. En décomposant un signal en une somme de signaux élémentaires se comportant différemment, la transformation de Fourier discrète est donc un outil permettant de modifier certaines composantes du signal (celles qui varient plus ou moins vite avec les variables i et j). La figure 1.7 montre un exemple d'une image scintigraphique et de sa transformée de Fourier (images h). L'image a correspond, dans l'espace direct et dans celui des fréquences, aux composantes de plus basses

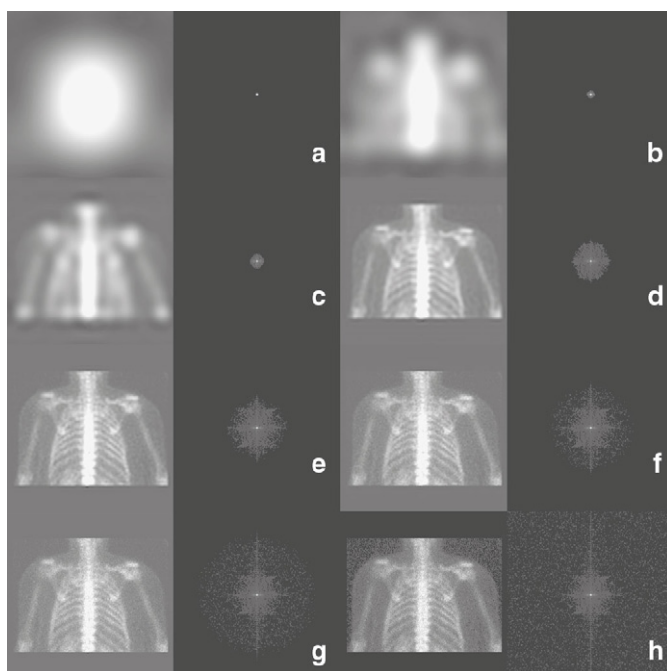


Figure 1.7

Illustration de la reconstruction d'une image (h) obtenue en prenant en compte des composantes de fréquences spatiales croissantes. Chaque couple d'image de a à g est constitué du signal $s(i, j)$ et de sa transformée de Fourier $\hat{S}(v, v')$, l'origine de celle-ci étant prise au centre de l'image.

fréquences spatiales. Dans les couples d'images b à g, on prend en compte des fréquences spatiales de plus en plus élevées. On constate que le spectre se complète et que cela a pour conséquence de reconstruire des détails de plus en plus fins de l'image (rachis d'abord, puis humérus en c, côtes à partir de d, etc.). Ces détails correspondent en effet à des variations rapides de contraste, donc à de hautes fréquences spatiales. Sur l'image initiale h, on constate aussi que les fréquences correspondant à $v = 0$ (axe des ordonnées) sont particulièrement intenses, conformément à la direction privilégiée grossièrement horizontale des côtes.

Point fort

Interprétation qualitative de la représentation en fréquence d'une image

- *Hautes fréquences spatiales* : elles codent les variations de valeurs de pixels survenant brutalement d'un pixel à l'autre.
- *Basses fréquences spatiales* : elles codent les éléments d'image dont les valeurs de pixels varient lentement d'un pixel à l'autre.

Dans une image de Fourier, un point P distant de f de l'origine O du repère code pour une composante périodique de fréquence f variant dans la direction OP.

Algorithmes de transformée de Fourier rapide (Fast Fourier Transform)

Nous verrons dans ce qui suit que le recours à une décomposition par transformée de Fourier discrète est très fréquent en imagerie médicale. Cette opération sert en particulier à filtrer des images ou à opérer des reconstructions tomographiques en radiologie et en médecine nucléaire. Il est donc important d'optimiser au mieux l'algorithme permettant de calculer une transformée de Fourier directe et inverse monodimensionnelle.

Pour simplifier les notations, posons $W_N = e^{-j \cdot \frac{2\pi}{N}} = e^{-j \cdot \omega_0}$ et étudions donc comment il est possible d'accélérer le calcul de la transformée de Fourier :

$$\hat{s}(v) = \sum_{k=0}^{N-1} s(k) \cdot e^{-j \cdot (k\omega_0) \cdot v} = \sum_{k=0}^{N-1} s(k) \cdot W_N^{kv}$$

En utilisant directement cette équation, le calcul de cette transformation de Fourier nécessite N multiplications de nombres complexes (soit 4N multiplications réelles) pour chaque fréquence spatiale v, donc au total N² multiplications complexes (plus les opérations nécessaires aux calculs des puissances de W). On dit alors que la complexité de l'algorithme varie comme le carré du nombre d'échantillons. Les travaux de Danielson et Lanczos au début des années 1940, puis ceux de Cooley et Tukey vingt ans plus tard ont mis en lumière que les propriétés des fonctions circulaires permettent de construire un algorithme de calcul de la transformation de Fourier discrète beaucoup plus rapide, ne nécessitant qu'un nombre de multiplications complexes de l'ordre de $N \cdot \log_2 N$. Ce gain en temps de calcul est considérable

dès que le signal possède un nombre suffisamment grand d'échantillons. Ainsi, pour un signal de taille $N = 1\,024$ par exemple, il permet de réduire le nombre de multiplications de $N^2 = 1\,024^2$ à $N \cdot \log_2 N = 1\,024 \times 10$, soit plus de 100 fois moins d'opérations à réaliser.

Cette technique n'est applicable que si N est une puissance de 2, ce à quoi l'on se ramène toujours, au besoin en complétant le signal par des points d'intensité nulle. Les algorithmes correspondant portent le nom de transformées de Fourier rapides (FFT, pour *Fast Fourier Transform*), ou algorithmes « papillon ». Ils consistent à ramener une TF sur N points en 2 transformées sur $N/2$ points, soit en scindant la somme qui permet le calcul de $\hat{s}(v)$ en termes d'ordre k pair et impair (partition en « temps »), soit en sommant d'abord les $N/2$ premiers termes, puis les $N/2$ derniers (partition en « fréquence »). Ces deux techniques sont équivalentes et nous nous limitons à décrire la première en détail.

Supposons donc que N est une puissance de 2 et calculons donc

$$\hat{s}(v) = \sum_{k=0}^{N-1} s(k) \cdot W_N^{kv} \text{ en scindant la somme pour les indices de sommation}$$

k pairs et impairs :

$$\begin{aligned} \hat{s}(v) &= \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} s(2k) \cdot W_N^{2k,v} + \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} s(2k+1) \cdot W_N^{(2k+1),v} \\ &= \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} s(2k) \cdot W_N^{2k,v} + W_N^v \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} s(2k+1) \cdot W_N^{2k,v} \\ &\quad \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} s(2k) \cdot W_{N/2}^{k,v} + W_N^v \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} s(2k+1) \cdot W_{N/2}^{k,v} \\ &\quad G(v) + W_N^v \cdot H(v) \end{aligned}$$

Le calcul de $\hat{s}(v)$ sur N échantillons se ramène donc à celui de deux transformations de Fourier $G(v)$ et $H(v)$ sur $N/2$ points. Puisque N est une puissance de 2, il est possible de la même façon de remplacer le calcul de ces transformées par des transformées de Fourier sur $N/4$ puis $N/8$ points, etc. En répétant ce processus, on est ainsi en mesure de ramener le calcul de toute transformée de Fourier discrète sur $N = 2^n$ points à celui de n transformées de Fourier sur deux points seulement, c'est-à-dire très simplement à une addition et à une soustraction (figure 1.8). En effet, en posant $N = 2$ dans le calcul de $\hat{s}(v)$, on obtient pour expression d'une transformée de Fourier sur 2 points $\hat{s}(v) = \hat{s}(0) + (-1)^v s(1)$, soit $\hat{s}(0) = s(0) + s(1)$ et $\hat{s}(1) = s(0) - s(1)$.

Autres décompositions harmoniques

La transformée de Fourier discrète d'un signal échantillonné est, de très loin, l'outil le plus utilisé dans la pratique du traitement numérique des images. Cependant certains développements théoriques qui fondent cette technique rendent nécessaire la connaissance de techniques de décomposition

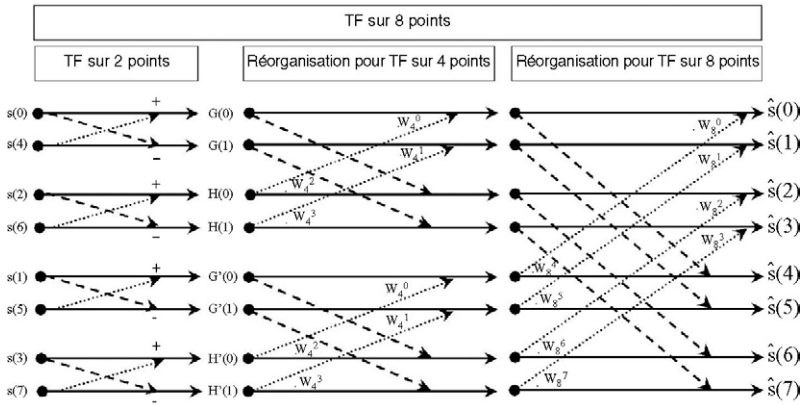


Figure 1.8

Illustration d'un algorithme papillon utilisé pour calculer la transformée de Fourier (TF) discrète d'un signal échantillonné sur $N = 8$ points.

harmoniques analogues, mais qui ne s'appliquent plus seulement aux signaux numérisés sur un nombre fini d'échantillons. Ces notions généralisent l'emploi d'une décomposition en fonctions circulaires à des fonctions (signaux analogiques) où à des objets mathématiques plus généraux appelés distributions et dont l'étude sort largement du cadre de ce chapitre. L'existence de telles décompositions n'est pas systématique (comme dans le cas de la transformée de Fourier discrète), mais dépend des caractéristiques de la fonction à décomposer. Nous supposons dans ce qui suit que les fonctions qui sont étudiées et qui résultent de la mesure physique d'un paramètre possèdent les propriétés mathématiques suffisantes pour assurer l'existence de telles décompositions (ce qui est, en pratique, presque toujours le cas).

Dans ce cas, en notant $\mathbb{Z}$ l'ensemble des entiers relatifs, il est possible de décomposer une fonction périodique de période $T = 2\pi/\omega_0$ suivant :

$$f(x) = \frac{1}{T} \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{f}(k) \cdot e^{j(k\omega_0)x} \quad \text{avec} \quad \hat{f}(k) = \int_0^T f(x) \cdot e^{-j(k\omega_0)x} dx$$

Cette décomposition porte le nom de décomposition en série de Fourier. $\hat{f}(k)$ est appelé coefficient de Fourier d'ordre k .

De façon similaire, toujours sous réserve d'existence, une fonction $f(x)$ peut se décomposer au moyen de sa transformée de Fourier $\hat{f}(x)$ suivant :

$$f(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{f}(v) \cdot e^{2j\pi vx} dv \quad \text{avec} \quad \hat{f}(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \cdot e^{-2j\pi vx} dx$$

D'un point de vue formel, l'analogie entre les deux paires d'équations qui définissent les notions de série et de transformation de Fourier, avec celles données pour la transformation de Fourier discrète est évidente.

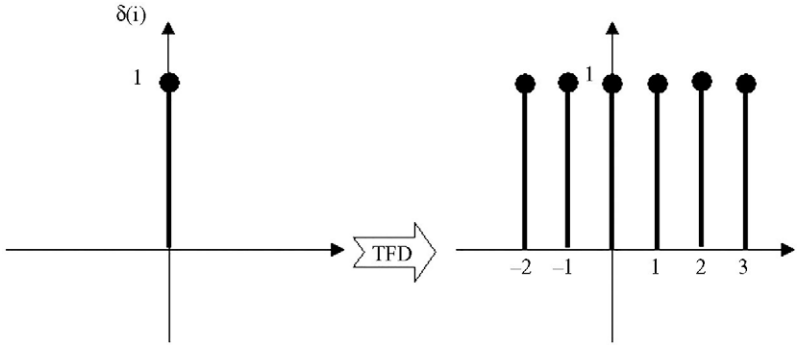


Figure 1.9

Signal impulsion-unité de Dirac et sa transformée de Fourier discrète (TFD).

Quelques transformées de Fourier utiles

En utilisant la définition de la transformée de Fourier discrète d'un signal $s(i)$ échantillonné sur N points, il est facile de calculer les transformées de Fourier discrètes suivantes, qui nous sont utiles dans la suite de ce chapitre.

Signal impulsion-unité de Dirac (figure 1.9) : ce signal discret noté $\delta(i)$, échantillonné sur un nombre arbitraire N de points, est défini par $\delta(i) = 0$ si $i \neq 0$ et $\delta(0) = 1$. Sa transformée de Fourier discrète, $\delta(v)$ est un signal uniformément égal à 1 :

$$\delta(v) = \sum_{k=0}^{N-1} \delta(k) \cdot e^{-j \cdot (k \frac{2\pi}{N}) v} = \delta(0) \cdot e^0 = 1$$

Signal impulsion-unité de Dirac retardé de R échantillons $\delta_R(i) = \delta(i-R)$: la transformée de Fourier discrète d'une impulsion de Dirac survenant à l'échantillon R ($\delta_R(i) = 0$ si $i \neq R$ et $\delta_R(R) = 1$) est un signal exponentiel complexe :

$$\delta_R(v) = \sum_{k=0}^{N-1} \delta(k-R) \cdot e^{-j \cdot (k \frac{2\pi}{N}) v} = \delta(0) \cdot e^{-j \cdot (R \frac{2\pi}{N}) v} = W_N^{R,v}$$

En utilisant le formalisme de la transformation de Fourier, on peut vérifier que la transformée de Fourier d'une fonction porte $p(x)$ de largeur $2x_0$ définie par $p(x) = 1$ si $x \in [-x_0, x_0]$ et $p(x) = 0$ si $x \notin [-x_0, x_0]$ est une fonction sinus cardinale :

$$\hat{p}(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(x) \cdot e^{-2j\pi vx} dx = \int_{-x_0}^{+x_0} e^{-2j\pi vx} dx = \frac{\sin(2x_0 \pi v)}{\pi v}$$

Enfin, introduisons ici un signal analogique appelé opérateur d'échantillonnage de période d (ou peigne de Dirac), $S_d(x)$, qui nous est fort utile pour décrire comment un signal continu peut, dans certaines conditions, être représenté par une suite finie d'échantillons. Ce signal est défini pour

tout x réel par $S_d(x) = 1$ si x est un multiple de d et $S_d(x) = 0$ sinon. Il peut donc s'écrire comme la somme de signaux impulsion-unité de Dirac retardés de tous les multiples possibles de d :

$$s_d(x) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \delta(x - kd)$$

Le calcul de la transformée de Fourier d'un peigne de Dirac nécessite d'avoir recours à une théorie récente des mathématiques (théorie des distributions) qui sort du cadre de ce chapitre. Précisons seulement qu'en introduisant la décomposition en série de Fourier de $S_d(x)$ dans l'expression de sa transformée de Fourier $\hat{s}_d(v)$, il est possible de montrer que celle-ci et les coefficients de Fourier $\hat{s}_d(k)$ sont liés par la relation :

$$\hat{s}_d(v) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{s}_d(k) \cdot \delta(v - \frac{k}{d})$$

Le calcul du coefficient de Fourier d'ordre k du signal S_d donne $\hat{s}_d(k) = 1/d$. On en déduit que la transformée de Fourier d'un peigne de Dirac de période d et d'amplitude 1 est un peigne de Dirac de période et d'amplitude $1/d$ (figure 1.10) :

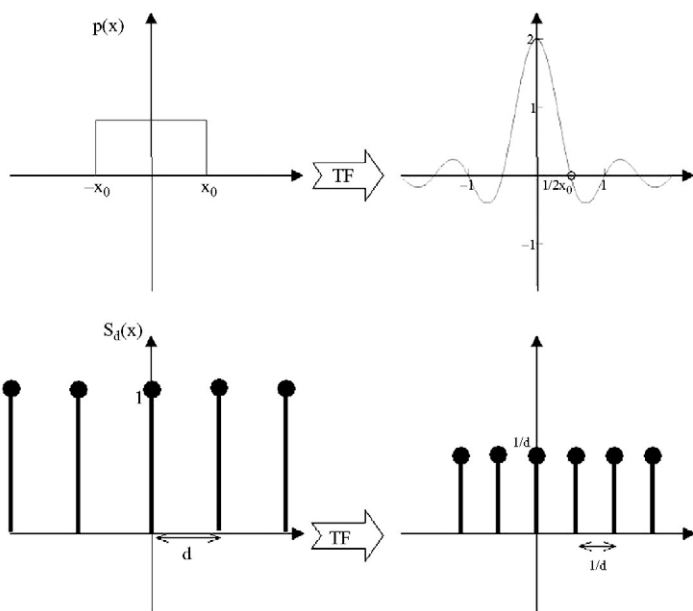


Figure 1.10

Illustration des transformées de Fourier (TF) d'une fonction porte et d'un peigne de Dirac.

Systèmes d'imagerie

Toutes les images médicales sont une représentation en deux (ou trois) dimensions de la distribution spatiale d'une ou de plusieurs mesures physiques. Nous nous intéressons dans ce paragraphe à la façon dont un capteur ou un appareil d'imagerie produit un signal à partir de cette mesure d'une grandeur physique.

Modélisation d'un appareil d'imagerie

Pour simplifier les notations, nous utilisons ici des signaux numérisés monodimensionnels. La généralisation à des images à deux ou trois dimensions est immédiate. Un appareil d'imagerie est un dispositif sensible à un signal physique appliqué à son entrée, $p(i)$ qui produit en sortie une mesure de celui-ci, $s = M[p]$, soit pour tout i : $s(i) = M[p](i)$.

Pour que cette mesure ait un sens, nous supposons que l'opération de mesure opérée par l'appareil d'imagerie présente deux propriétés fondamentales : la linéarité et l'invariance dans le décalage (figure 1.11).

La linéarité suppose que la réponse d'un système d'imagerie à une superposition de signaux physique $p_1(i)$ et $p_2(i)$ est la superposition des réponses à chacun de ces signaux :

$$\text{Pour tout nombre } \lambda \text{ réel, } M[\lambda \cdot p_1 + p_2] = \lambda \cdot M[p_1] + M[p_2]$$

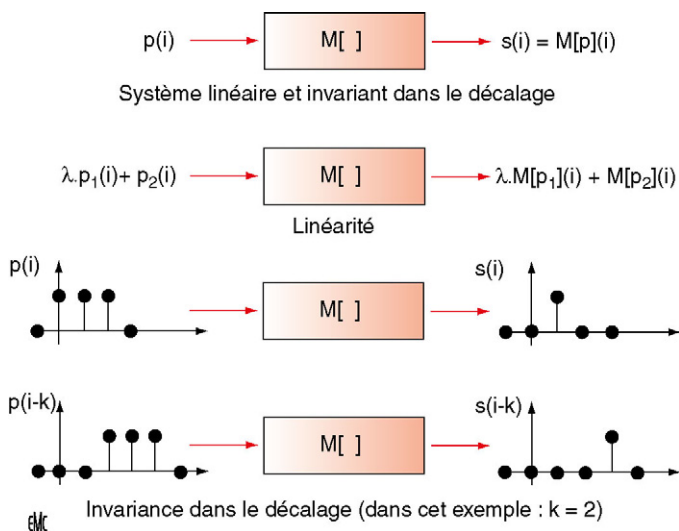


Figure 1.11

Illustration des propriétés définissant un système linéaire et invariant dans le décalage.

L'invariance dans le décalage stipule que si $s(i)$ est la réponse du système d'imagerie à une grandeur physique $p(i)$, alors la réponse à la même grandeur translatée de k pixels, $p(i-k)$, est la même réponse elle-même translatée de k pixels, $s(i-k)$: pour tout pixel i et pour toute translation de k pixels, $s(i) = M[p](i) \Rightarrow s(i-k) = M[p](i-k)$.

Un appareil d'imagerie est donc un « système linéaire et invariant dans le décalage (SLID) ». Certains auteurs parlent de filtres ou précisent filtres linéaires.

Formation d'une image

Considérons une mesure $s(i)$ obtenue par un SLID à partir d'un signal physique $p(i)$. Il est immédiat de vérifier que tout signal $p(i)$ peut être exprimé en utilisant le signal impulsion-unité de Dirac $\delta(i)$ défini par $\delta(i) = 0$ si $i \neq 0$ et $\delta(0) = 1$:

$$p(i) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} p(k) \cdot \delta(i - k)$$

En remplaçant $p(i)$ par cette décomposition dans l'expression $s(i) = M[p](i)$, puis en utilisant la propriété de linéarité de M , nous obtenons :

$$s(i) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} p(k) \cdot M[\delta](i - k)$$

Notons $h = M[\delta]$ la réponse de l'appareil d'imagerie à un signal physique qui serait une impulsion-unité de Dirac. Ce signal h est appelé réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie. Il s'agit de l'image produite par l'appareil d'imagerie à partir d'un signal physique ponctuel d'intensité 1 situé à l'origine. Cette réponse impulsionnelle caractérise donc la déformation spatiale introduite par l'appareil d'imagerie lors du processus de mesure et de création de l'image (figure 1.12).

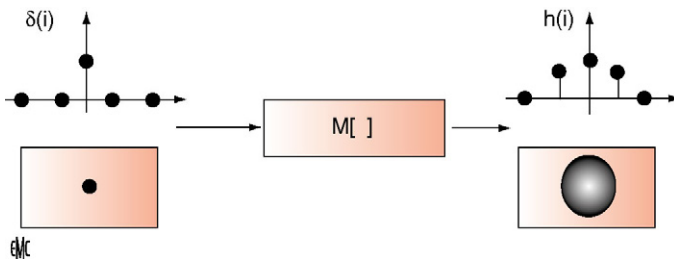


Figure 1.12

Définition de la réponse impulsionnelle h d'un système linéaire invariant dans le décalage.

La propriété d'invariance dans le décalage conduit alors à :

$$s(i) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} p(k).h(i-k)$$

Ainsi, la réponse d'un appareil d'imagerie linéaire et invariant dans le décalage est entièrement déterminée par la connaissance du signal physique mesuré et par celle de la réponse impulsionnelle de l'appareil qui produit l'image. La somme précédente est appelée produit de convolution. Ce produit est noté $\star$: $s(i) = (p \star h)(i)$. On peut facilement vérifier que le produit de convolution est une opération commutative et distributive par rapport à l'addition.

Les opérateurs linéaires et invariants dans le décalage sont ainsi des opérateurs de convolution, et réciproquement.

L'image produite s'identifie donc au produit de convolution du signal mesuré par la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie. Cette dernière a donc une importance primordiale. La décomposition d'un signal physique numérisé quelconque en une superposition d'impulsions de Dirac translatées que nous venons d'utiliser conduit à considérer que l'image qui en est produite est elle-même la superposition de réponses impulsionnelles translatées (ce qu'exprime le produit de convolution).

Résolution d'un appareil d'imagerie

La qualité résolutive d'un appareil d'imagerie dépend directement de sa réponse impulsionnelle : plus celle-ci se rapproche d'une impulsion unité de Dirac, plus l'image produite représente de façon fidèle le signal physique mesuré. Une façon de quantifier cette caractéristique consiste à mesurer la largeur à mi-hauteur (LMH) de la réponse impulsionnelle d'un appareil d'imagerie (figure 1.13).

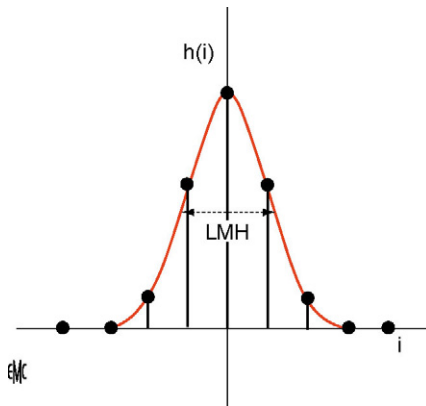


Figure 1.13

Largeur à mi-hauteur (LMH) de la réponse impulsionnelle d'un système linéaire invariant dans le décalage.

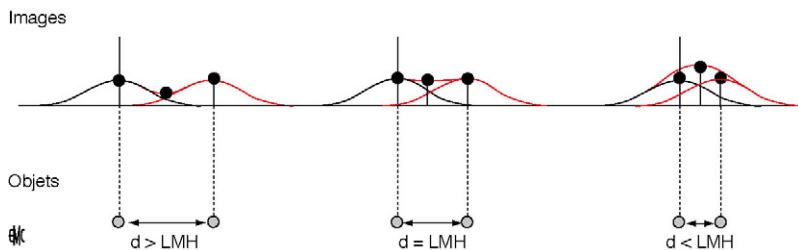


Figure 1.14

Images obtenues pour deux objets ponctuels distants de d . LMH : largeur à mi-hauteur.

Supposons ainsi que nous utilisons un appareil d'imagerie pour enregistrer deux signaux ponctuels séparés par une distance d (figure 1.14). Chacun de ces signaux physiques est assimilable à une impulsion unité de Dirac et forme une image correspondant à la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie, centrée sur la position de l'objet enregistré. Dans ces conditions, lorsque $d > \text{LMH}$, les courbes décrivant les deux réponses impulsionnelles se coupent en un point où chacune de ces réponses présente une intensité inférieure à la moitié de l'intensité maximale. Dans ces conditions, la somme de ces deux signaux reste inférieure à l'intensité maximale observée aux endroits où sont localisés les objets enregistrés. Il existe donc un contraste qui permet, sur l'image, de distinguer deux signaux distincts correspondant aux deux objets physiques enregistrés. Au contraire, si $d < \text{LMH}$, les deux réponses impulsionnelles se croisent en un point où l'intensité de chacune de ces deux courbes dépasse la moitié de l'intensité maximale de la réponse impulsionnelle. En ce point d'intersection, l'intensité résultant de la somme des deux réponses est donc supérieure au maximum de la réponse impulsionnelle. Les deux réponses fusionnent en partie et l'on n'observe plus, sur l'image, qu'une tache unique. Les deux objets enregistrés ne sont plus discernables.

La largeur à mi-hauteur s'identifie ainsi au pouvoir séparateur (encore appelé résolution) de l'appareil d'imagerie.

Il est très utile d'interpréter le produit de convolution $s(i) = \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} h(k)p(i-k)$

qui détermine une image produite par un appareil d'imagerie de réponse impulsionnelle h comme étant une moyenne pondérée par les coefficients $h(k)$ des valeurs des pixels qui sont distants de i de k pixels (cf. paragraphe « Filtrage linéaire »). Cette moyenne est effectuée sur une étendue correspondant au support de la réponse impulsionnelle h . Dans ces conditions, on comprend que la valeur $s(i)$ du pixel image i ne pourra traduire l'intégralité de l'intensité du signal physique $p(i)$ que si le point i est au centre d'une plage de l'objet qui contient le support de la réponse impulsionnelle h . Si au contraire le point i se trouve sur les bords d'un objet dont on enregistre l'image, la moyenne pondérée qui construit la valeur du pixel $s(i)$ sera faite sur des signaux physiques internes et externes à l'objet. Lorsque l'objet présente un signal supérieur au signal de fond, $s(i)$ sous-estimera $p(i)$.

Cette sous-estimation est souvent désignée par le terme d'effet de volume partiel. Ce terme est légèrement impropre car il peut laisser croire que ce phénomène est lié à la numérisation du signal, ce qui n'est pas le cas (l'effet de volume partiel concerne aussi bien des images numériques qu'analogiques). Cet effet est directement conditionné par la largeur à mi-hauteur de la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie. Une valeur de pixel $s(i)$ en un point i d'un objet constitue un enregistrement de l'intégralité d'un signal physique $p(i)$ seulement si le point i se trouve à une distance des bords de l'objet supérieure à la LMH. Il en résulte que la valeur maximale des pixels au sein d'un objet ne sera le reflet exact de l'intensité du signal physique de celui-ci qui si la dimension de cet objet dépasse le double de la LMH de l'appareil d'imagerie utilisé. L'incapacité de certains appareils d'imagerie à détecter des objets de petite taille est donc liée à la sous-estimation de plus en plus importante des valeurs des pixels associés à ces objets lorsque leurs dimensions diminuent en dessous du double de la largeur à mi-hauteur.

Réponse en fréquence d'un appareil d'imagerie

Nous étudions ici les aspects fréquentiels liés à la formation d'une image. Nous avons vu qu'en tant que signal numérique, une image peut être modélisée comme une somme de signaux circulaires représentables par des fonctions exponentielles complexes de la variable d'espace. Voyons donc comment un système linéaire et invariant dans le décalage opère sur un de ces signaux élémentaires (figure 1.15).

La réponse d'un imageur considéré comme un SLID lorsque son entrée (i) est une des fonctions circulaires formant la base de décomposition en l'analyse de Fourier s'exprime donc par le produit de convolution de celle-ci par la réponse impulsionnelle (i) de l'appareil d'imagerie : $(i) = [p] \quad (i) = (p \star h) \quad (i) = (h \star p) \quad (i)$, soit,

$$s(i) = \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} h(k) \cdot e^{j \cdot (v \cdot \omega_0) \cdot (1-k)} = e^{j \cdot (v \cdot \omega_0) \cdot i} \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} h(k) \cdot e^{-j \cdot (v \cdot \omega_0) \cdot k}$$

Puisque $h(k)$ ne prend des valeurs non nulles que pour k compris entre 0 et $N-1$ inclus ($\omega_0 = 2\pi/N$), on reconnaît, dans la dernière somme, la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle $h(t)$. Le terme qui le multiplie n'est autre que le signal $p(i)$ présent à l'entrée du SLID. On constate donc que,



Figure 1.15

Réponse d'un système linéaire et invariant dans le décalage (SLID) à un signal exponentiel complexe.

parce qu'il est linéaire et invariant dans le décalage, un appareil d'imagerie transforme un signal exponentiel complexe de fréquence v en multipliant l'amplitude de ce signal par un scalaire (indépendant de la position i) qui n'est autre que la valeur que prend la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle de l'imageur à la fréquence v :

$$p(i) = e^{j.(v\omega_0)i} \Rightarrow M[p](i) = \hat{h}(v).p(i)$$

$\hat{h}(v)$ est appelée réponse en fréquence du SLID (ou fonction de transfert de modulation). On dit que les exponentielles complexes (i.e. les fonctions circulaires) sont les fonctions propres des SLID. On peut montrer que ce sont les seules à avoir cette qualité.

Ce résultat intermédiaire va nous permettre de comprendre comment un SLID agit dans le domaine des fréquences d'un signal $p(i)$ échantillonné sur N points quelconque présenté à son entrée. Considérons pour cela la décomposition de $p(i)$ en la somme de ses harmoniques et utilisons le résultat précédent et la linéarité de l'appareil d'imagerie pour écrire :

$$p(i) \frac{1}{N} \sum_{v=0}^{v=N-1} \hat{p}(v).e^{j.\omega_0.v.i} \Rightarrow M[p](i) = \frac{1}{N} \sum_{v=0}^{v=N-1} \hat{p}(v).\hat{h}(v).e^{j.\omega_0.v.i}$$

Le signal $M[p]$ n'est autre que l'image s qui s'exprime en fonction de ses harmoniques suivant :

$$s(i) = \frac{1}{N} \sum_{v=0}^{v=N-1} \hat{s}(v).e^{j.\omega_0.v.i}$$

La comparaison des deux dernières relations et l'unicité de la transformée de Fourier prouvent donc que, pour toute fréquence spatiale v , $\hat{s}(v) = \hat{p}(v).\hat{h}(v)$. Ce résultat, appelé théorème de convolution, est tout à fait capital en traitement du signal linéaire. D'un point de vue purement formel, nous venons tout d'abord de montrer que si un signal s s'exprime comme le produit de convolution de deux signaux p et h , alors la transformée de Fourier discrète de s s'exprime comme la simple multiplication des transformées de Fourier discrètes de p et h :

$$s = p * h \Rightarrow \hat{s} = \hat{p}.\hat{h}$$

On retrouve en particulier très simplement que la transformée de Fourier d'une impulsion de Dirac est un signal uniformément égal à 1 (il suffit de prendre $p = \delta$ dans l'expression précédente et de remarquer que δ est l'élément neutre du produit de convolution :

$$s = \delta * h = h \Rightarrow \hat{s} = \hat{\delta}.\hat{h} = \hat{h}, \text{ d'où } \hat{\delta} = 1$$

De façon simple, on dit que « la transformée de Fourier d'un produit de convolution est une multiplication au sens usuel du terme », et réciproquement.

Ce théorème de convolution a de plus une interprétation importante en imagerie et va nous permettre de mieux appréhender comment un appareil d'imagerie modifie un signal qu'il enregistre pour produire une image. Il nous apprend en effet que la manière dont opère un système linéaire et invariant dans le décalage pour produire une image peut être décrite de deux façons équivalentes : dans l'espace naturel, une image est produite en convoluant le signal physique enregistré p par la réponse impulsionnelle h du système d'imagerie. De façon équivalente, dans l'espace des fréquences spatiales, l'image est produite en multipliant les composantes fréquentielles du signal physique par la réponse en fréquence de l'appareil d'imagerie.

D'un point de vue pratique, les réponses impulsionnelles des appareils d'imagerie utilisés en médecine sont souvent modélisées par des fonctions de Gauss. Le calcul montre que la transformée de Fourier d'une gaussienne est encore une gaussienne :

$$h(i) = e^{-\alpha i^2} \Leftrightarrow \hat{h}(v) = \frac{1}{\sqrt{2\alpha}} e^{-\frac{v^2}{4\alpha}}$$

Dans ces conditions, un appareil d'imagerie opère en transmettant les plus basses fréquences du signal enregistré, puis en atténuant l'intensité des fréquences intermédiaires jusqu'à ne plus transmettre les plus hautes fréquences spatiales. On se souvient que les plus hautes fréquences spatiales d'un signal physique sont celles qui assurent la reconstruction des variations les plus rapides du signal en fonction de l'espace. En conséquence, le fait de ne pas reproduire dans l'image les plus hautes fréquences spatiales du signal observé conduit à représenter celui-ci avec une certaine perte de résolution. Les variations de contraste dans l'image se font moins brutalement que celles du signal physique qui en est à l'origine, aboutissant à une résolution limitée du système d'imagerie. On parle de lissage du signal. On retrouve ici, en particulier, la notion de réponse impulsionnelle non ponctuelle et celle d'effet de volume partiel (figure 1.16).

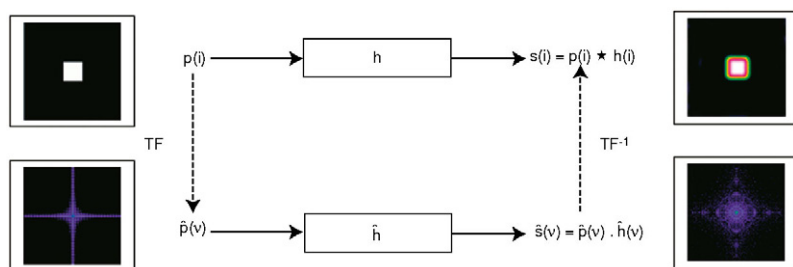


Figure 1.16

Réponse d'un système linéaire et invariant dans le décalage (SLID) dans l'espace naturel et en fréquence.

Point fort

Une image est formée par un appareil d'imagerie :

- en convoluant le signal enregistré par la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie ;
- dans le domaine des fréquences spatiales, en multipliant la transformée de Fourier du signal enregistré par la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie.

Cela a pour conséquence une atténuation des hautes fréquences de l'objet et impose une résolution limitée à l'appareil d'imagerie.

Théorème d'échantillonnage de Shannon

La grande majorité des signaux physiques se présentent, à l'échelle macroscopique de nos observations, sous l'aspect de fonctions continues de variables quantitatives (le temps ou l'espace le plus souvent). Il s'agit donc de signaux analogiques. Les mémoires des calculateurs numériques étant finies, ces signaux ne peuvent pas, en général, être directement traités par un ordinateur. Une étape de numérisation (ou échantillonnage, discrétisation) est nécessaire de façon à transformer un signal analogique en une suite finie de nombres. Sur les appareils modernes d'imagerie, cette numérisation se fait généralement dès l'acquisition du signal. Nous avons vu au premier paragraphe que numériser une image nécessite d'estimer la valeur des échantillons retenus sur des surfaces élémentaires appelées pixels. Le présent paragraphe a pour but de préciser comment il est possible d'optimiser le choix de la dimension du côté des pixels d'une image de manière à ce que le processus de numérisation n'altère pas la qualité du signal acquis par un appareil d'imagerie médicale. Pour alléger les équations, nous nous intéressons au problème de la numérisation d'un signal monodimensionnel analogique (x). Ce dernier peut, par exemple, correspondre à la variation de l'intensité du signal mesuré par un appareil d'imagerie dans une direction de l'image. La généralisation à un signal à deux ou trois dimensions spatiales est immédiate.

Soit $s(x)$ un signal analogique de la variable d'espace x qui ne prend de valeurs mesurables que sur un intervalle borné $[0, x_{\max}]$. Supposons en outre que le spectre de ce signal soit borné, avec des fréquences comprises dans l'intervalle $[-v_{\max}, v_{\max}]$. Nous nous proposons de représenter ce signal au moyen d'un nombre fini d'échantillons $s(i)$ pour $i = n.d$ où n est un entier positif ou nul et d est un nombre réel appelé période d'échantillonnage. L'inverse de la période d'échantillonnage, $v_e = 1/d$ est appelé fréquence d'échantillonnage.

Le problème que nous nous posons est de savoir s'il est possible de choisir une valeur de d de telle sorte qu'aucune information ne soit perdue lors de l'étape d'échantillonnage du signal $s(x)$. Cela revient donc à exhiber une équation permettant de calculer l'intensité du signal $s(x)$ en tout point x étant donné les valeurs des échantillons :

$$s(0), s(d), s(2.d), \dots, s([N-1] d) = s(x_{\max}).$$

Notons $s_e(x)$ le signal échantillonné qui prend les mêmes valeurs que le signal analogique $s(x)$ si x est un multiple de la période d'échantillonnage ($x = 0, 1\dots, (N-1).d$) et qui vaut 0 dans le cas contraire. En utilisant l'opérateur d'échantillonnage défini dans ce qui précède, nous pouvons représenter le signal échantillonné $s_e(x)$ suivant :

$$s_e(x) = s(x).S_d(x) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} s(x).\delta(x - nd) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} s(n.d).\delta(x - nd)$$

Nous avons démontré, au paragraphe précédent, que le produit usuel se transforme en produit de convolution par transformation de Fourier et que la transformée de Fourier d'un peigne de Dirac $S_d(x)$ de période d est un peigne de Dirac de période $1/d$ et d'amplitude $1/d$. Dans ces conditions, l'équation précédente s'écrit dans le domaine des fréquences suivant :

$$\begin{aligned} s_e(x) = s(x).\sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta(x - nd) &\Rightarrow \hat{s}_e(v) = \frac{1}{d} \hat{s}(v) * \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta\left(v - \frac{n}{d}\right) \\ &= \frac{1}{d} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \hat{s}\left(v - \frac{n}{d}\right) \\ \text{puisque } \hat{s}(v) * \delta\left(v - \frac{n}{d}\right) &= \sum_{k=-\infty}^{+\infty} \hat{s}(k).\delta\left(v - \frac{n}{d} - k\right) = \hat{s}\left(v - \frac{n}{d}\right) \end{aligned}$$

Faisons ici l'hypothèse essentielle suivant laquelle $v_{\max} \leq v_e - v_{\max}'$ soit $2.v_{\max} \leq v_e = 1/d$. Cela revient à choisir la période d'échantillonnage de manière à ce que $d \leq 1/(2.v_{\max})$. Dans ce cas, la transformée de Fourier du signal échantillonné $\hat{s}_e(v)$ se présente comme la duplication de $\hat{s}(v)$ répétée tous les multiples de la fréquence d'échantillonnage (figure 1.17). On dit qu'il n'y a pas de repliement de spectre pour qualifier l'absence de superposition des différents translatés de $\hat{s}(v)$.

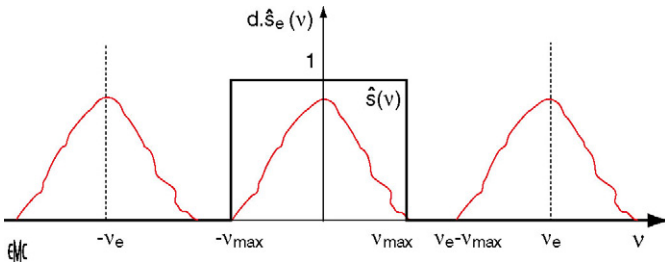


Figure 1.17

Lien entre signaux analogiques et échantillonnés dans le domaine de Fourier.

Dans ces conditions, il est possible d'isoler le signal analogique $\hat{s}(v)$ en multipliant les deux membres de l'équation précédente par une fonction de la fréquence $\hat{p}(v)$, qui prend la valeur 1 pour $v \in [-v_{\max}, v_{\max}]$ et qui prend une valeur nulle hors de cet intervalle. Nous avons vu, au premier paragraphe, que cette fonction est la transformée de Fourier d'une fonction

sinus cardinal $p(x) = \frac{\sin(2\pi v_{\max} x)}{\pi x}$. Dans ces conditions :

$$\hat{s}_e(v) = \frac{1}{d} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \hat{s}\left(v - \frac{n}{d}\right) = d \cdot \hat{s}_e(v) \cdot \hat{p}(v) = \hat{s}(v)$$

En prenant la transformée de Fourier inverse, on obtient simplement $s(x) = d \cdot s_e * p(x)$, soit :

$$s(x) = d \cdot p(x) * \sum_{n=-\infty}^{\infty} s(n \cdot d) \cdot \delta(x - n \cdot d) = d \cdot \sum_{n=-\infty}^{\infty} s(n \cdot d) \cdot p(x - n \cdot d)$$

$$s(x) = d \cdot \sum_{n=-\infty}^{\infty} s(n \cdot d) \cdot \frac{\sin[2\pi v_{\max}(x - n \cdot d)]}{\pi(x - n \cdot d)}$$

Cette formule d'interpolation permet de calculer la valeur du signal $s(x)$ pour tout nombre réel x étant donné la seule connaissance des échantillons $s(0), s(d), \dots, s([N-1] \cdot d)$. Elle garantit donc l'absence de perte d'information lors du processus d'échantillonnage, à condition que le spectre du signal soit à support borné et que la période d'échantillonnage d satisfasse la condition dite de Shannon suivant laquelle $d = 1/v_e \leq 1/(2 \cdot v_{\max})$.

Cette condition stipule donc que la fréquence d'échantillonnage v_e doit être au moins égale au double de la plus grande fréquence présente dans le signal analogique $s(x)$: $v_e \geq 2 \cdot v_{\max}$. Cette valeur limite $2 \cdot v_{\max}$ porte le nom de fréquence de Nyquist.

Les conséquences pratiques du théorème de Shannon que nous venons d'énoncer sont de première importance en imagerie numérisée. En effet, dans le cas d'une image analogique produite par un appareil d'imagerie, nous avons vu que les fréquences spatiales mesurées sont limitées par la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie. La largeur à mi-hauteur LMH de cette réponse impulsionnelle est la plus petite distance qui doit séparer des signaux ponctuels se répétant périodiquement pour que ceux-ci produisent des images distinctes. La LMH correspond donc à la plus petite période d'une composante circulaire du signal qui puisse former une image. La fréquence maximale présente dans le spectre de l'image analogique s'identifie donc à l'inverse de la largeur à mi-hauteur de la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie : $v_{\max} = 1/\text{LMH}$. L'échantillonnage de cette image analogique est optimal dans la mesure où il implique le moins possible d'échantillons tout en respectant la condition de Shannon, de manière à n'entraîner aucune perte d'information. Cela conduit à choisir

une période d'échantillonnage, c'est-à-dire une dimension de pixels d égale à $1/(2 \cdot v_{\max})$, soit $d = \text{LMH}/2$. L'application pratique du théorème de Shannon est donc directe : pour échantillonner une image analogique, il suffit de connaître (ou de mesurer) la LMH de l'appareil d'imagerie utilisé, puis de choisir des pixels de côté d égal à la moitié de cette LMH.

Illustrons cela sur un exemple. Supposons que nous devions digitaliser une radiographie analogique acquise sur un champ de 50×50 cm au moyen d'un appareil de radiographie de 1 mm de résolution. La taille des pixels doit être de 0,5 mm, ce qui conduit à choisir 1 000 pixels par côté. Si, de plus, les valeurs des pixels de cette image sont codées sur deux octets, alors cette image occupe 2 millions d'octets dans la mémoire de l'ordinateur (soit 1,95 Mo, car, pour des raisons de codage informatique, on définit le Mo par 1 Mo = 1 024 octets — et non par 1 000 octets).

Point fort

Échantillonnage sans perte

Le théorème de Shannon assure qu'une image analogique est échantillonnée sans perte lorsque le côté des pixels utilisés est égal à la moitié de la largeur à mi-hauteur de la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie utilisé.

Filtrage d'image

L'image produite par un appareil d'imagerie diffère du signal physique enregistré. Nous avons vu que cela résulte entre autres de la convolution opérée par la réponse impulsionnelle du système d'imagerie. D'autres causes d'erreur peuvent altérer l'image produite, comme l'adjonction d'un bruit (aléatoire), d'artefacts d'acquisition ou d'interpolation, etc. Un filtre est un opérateur agissant en aval de l'appareil d'imagerie qui recueille le signal et dont l'objectif est de restituer en sortie une image aussi proche que possible de la modalité physique que l'on désire mesurer dans l'image. Cet opérateur peut prendre la forme d'un petit circuit électronique, d'un montage optique ou, le plus souvent, d'un programme informatique. Il peut être destiné à corriger la perte de résolution induite par la réponse impulsionnelle de l'imageur, à minimiser des bruits ou des artefacts, voire à isoler une modalité particulière au sein d'une acquisition bidimensionnelle multimodale. En un mot, il s'agit d'amplifier le signal utile et de minimiser les signaux inutiles ou néfastes, dans le cadre d'un objectif diagnostique donné.

Deux approches sont possibles dans la conception d'un filtre d'image. La première consiste à construire un opérateur qui fonctionne de manière linéaire et invariante dans le décalage. Ces filtres, au sens propre du terme, sont appelés filtres linéaires. Leur mode opératoire est tout à fait comparable à celui déjà évoqué à propos de la formation d'une image par un appareil

d'imagerie. L'alternative consiste à ne plus imposer au filtre de procéder de façon linéaire ou de façon invariante dans le décalage. On peut construire dans cette hypothèse un très grand nombre d'opérateurs que nous regroupons sous le terme de filtres non linéaires. Il est essentiel, dès à présent, de bien prendre conscience d'une différence fondamentale entre ces deux familles de filtres. Lorsque la réponse en fréquence d'un filtre linéaire ne s'annule pas, les transformations opérées par ce dernier sont parfaitement réversibles (il suffit de multiplier la transformée de Fourier de l'image filtrée par l'inverse de la réponse impulsionnelle qui a servi à procéder au filtrage). Dans le cas d'un opérateur non linéaire au contraire, l'opération de filtrage met en jeu des processus (recherche d'extrema sur un voisinage, seuils) qui rendent le filtrage non réversible : une partie de l'information portée par l'image avant filtrage est définitivement perdue. De plus, ces filtres non linéaires ne peuvent plus être facilement caractérisés dans le domaine des fréquences.

Filtrage linéaire

Un filtre linéaire satisfait donc, comme un appareil d'imagerie, aux propriétés de linéarité et d'invariance dans le décalage décrites précédemment. En conséquence, un filtre linéaire est caractérisé par une réponse impulsionnelle f et transforme l'image acquise m d'un signal physique p en la remplaçant par le produit de convolution de m par f . De même, dans le domaine des fréquences spatiales, un filtre linéaire opère en multipliant la transformée de Fourier de la mesure par la réponse en fréquence du filtre (figure 1.18).

Le filtre linéaire mis en place à la sortie de l'appareil d'imagerie a donc pour fonction de restituer un signal s aussi proche que possible du signal

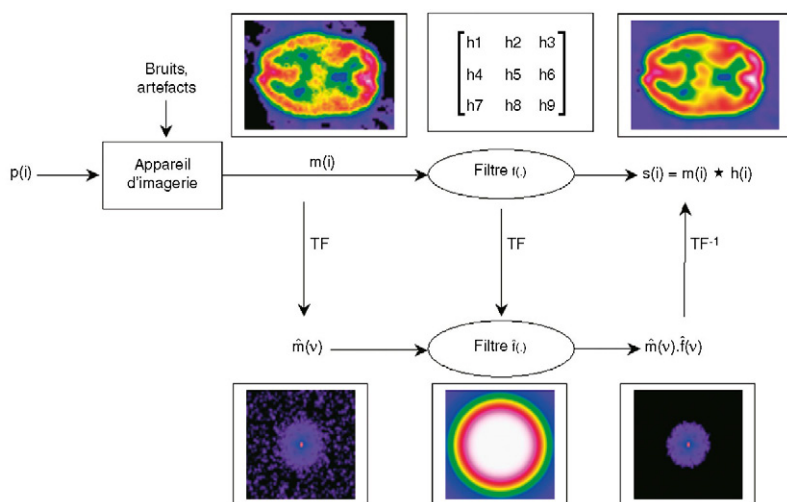


Figure 1.18

Modes opératoires d'un filtre linéaire dans l'espace naturel et en fréquence.

physique mesuré p , d'une de ses modalités ou d'un signal extrait de p et pertinent pour l'objectif médical recherché. Examinons dans l'espace direct et dans celui des fréquences spatiales comment un tel filtre linéaire opère.

Nous avons vu que, dans l'espace naturel, le filtre linéaire procède à la convolution du signal mesuré m par sa réponse impulsionnelle f :

$$s(i) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} m(k).f(i-k) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} f(k).m(i-k)$$

Pour fixer les idées, prenons un exemple. Supposons que la réponse impulsionnelle f du filtre soit telle que $f(0) = 1/2$, $f(-1) = f(1) = 1/4$ et $f(i) = 0$ si i est différent de -1 , 0 et 1 . Dans ce cas particulier, le signal filtré s s'écrit :

$$s(i) = \frac{1}{4}m(i+1) + \frac{1}{2}m(i) + \frac{1}{4}m(i-1) = \frac{2.m(i) + m(i+1) + m(i-1)}{4}$$

Le produit de convolution s'identifie donc à remplacer chaque échantillon du signal présent à l'entrée du filtre $m(i)$ par une moyenne pondérée des échantillons situés au voisinage du pixel i . Les coefficients de pondération impliqués dans cette moyenne ne sont autres que les valeurs prises par la réponse impulsionnelle du signal. Ces valeurs constituent ce que l'on appelle le noyau du filtre linéaire.

Dans notre cas particulier, ce noyau est noté $[1/4 ; 1/2 ; 1/4] = [h(-1) ; h(0) ; h(1)]$ ou encore $1/4 [1 ; 2 ; 1]$. Cela se généralise immédiatement aux signaux à plusieurs dimensions et aux images en particulier. Pour une image, le filtre que nous venons de prendre en exemple conduit à multiplier par quatre le pixel à filtrer, à lui ajouter le double de chacun de ses quatre voisins situés à une ligne ou à une colonne d'écart du pixel à filtrer, puis à lui ajouter les valeurs des quatre derniers pixels situés à une ligne et à une colonne de distance, pour terminer par diviser ce résultat par la somme des coefficients utilisés, soit 16.

Le noyau de convolution de ce filtre s'écrit ainsi :

$$\frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Ainsi donc un filtre linéaire (comme d'ailleurs un appareil d'imagerie et tout opérateur linéaire et invariant dans le décalage) opère-t-il en remplaçant chaque pixel par une moyenne pondérée de ses pixels voisins. La définition de la taille de ce voisinage et celle des valeurs des coefficients de pondérations (i.e. de la réponse impulsionnelle du filtre) déterminent l'effet du filtre. S'il est facile de comprendre que le filtre précédent par exemple a tendance à limiter les variations brusques de niveaux de gris et opérant la moyenne de plusieurs pixels voisins, il n'est en revanche pas immédiat de

caractériser avec précision comment un tel noyau de convolution modifie quantitativement telle ou telle caractéristique de l'image filtrée. Une telle caractérisation peut se faire de façon beaucoup plus immédiate dans le domaine des fréquences spatiales.

Dans l'espace de Fourier en effet, nous savons que le filtre linéaire opère en multipliant le spectre de l'image à filtrer par sa réponse en fréquence. Celle-ci n'est autre que la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle du filtre (représentée noyau de convolution). Dans le cas de l'exemple précédent, le calcul pour une dimension donne une réponse en fréquence de la forme

$$\hat{f}(v) = 0,5 \cdot [1 + \cos(\pi \frac{v}{v_e})],$$

si v est inférieur à la fréquence de Nyquist v_e , 0 sinon. La généralisation à une image est immédiate en considérant le module de la fréquence spatiale ($\sqrt{v^2 + v'^2}$). Si l'on trace l'allure d'un tel filtre en fréquence, on constate que ce dernier a tendance à multiplier par une valeur proche de 1 les plus basses fréquences spatiales, alors que celles élevées sont progressivement atténuées par multiplication par un « gain » qui tend vers 0 lorsque la fréquence spatiale augmente. Cette caractéristique conduit à qualifier ce type particulier de filtres de « passe-bas ». La figure 1.19 donne l'allure d'un tel filtre dans l'exemple utilisé ci-dessus. Ce filtre porte le nom de filtre de Hann.

Il est désormais possible de caractériser l'action de tels filtres linéaires. En remplaçant chaque valeur de pixel par une moyenne pondérée particulière des valeurs des pixels situés à son voisinage ou, ce qui est équivalent, en diminuant l'importance relative de certaines fréquences spatiales, un filtre linéaire va donc privilégier dans l'image résultante les niveaux de gris qui varient en intensité avec une certaine rapidité par rapport aux variables d'espace i et j .

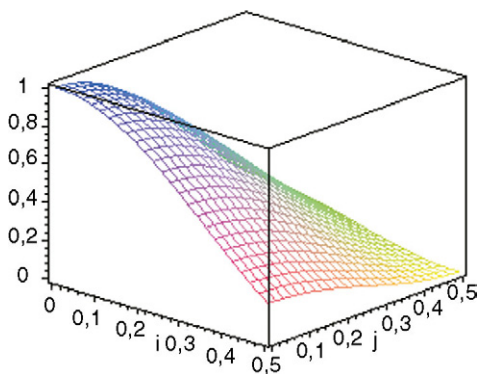


Figure 1.19

Exemple de filtre passe-bas de type Hann. Le gain en ordonnée représente le coefficient par lequel chaque amplitude des composantes circulaires du signal est multipliée lors du filtrage.

Point fort

Filtrage linéaire et invariant dans le décalage

1. Critère de sélection : les fréquences spatiales.
2. Mode opératoire : moyenne pondérée des valeurs des pixels dans un voisinage (convolution) ou multiplication dans le domaine des fréquences spatiales.

Ainsi, les filtres passe-bas, en atténuant les plus hautes fréquences spatiales, privilégient les variations lentes et progressives de niveaux de gris. Les contrastes nets et francs (entre objets) tout comme les variations brutales de signal imputables à un bruit aléatoire sont estompés. Lorsque, comme c'est souvent le cas, contrastes francs et variations brutales de contrastes imputables au bruit impliquent des hautes fréquences spatiales comparables, un filtre linéaire ne peut discerner ces deux éléments d'image et les atténue à l'identique. Ce phénomène appelé lissage se comprend aussi fort bien en considérant l'opération de moyenne pondérée effectuée dans l'espace direct. Dans ces conditions, une diminution du bruit aléatoire dans l'image se fait au prix d'une altération de la résolution de l'image produite après filtrage. En pratique, la conception d'un filtre linéaire passe-bas nécessite de préciser un seuil en fréquence à partir duquel les fréquences spatiales doivent être atténuées (on parle de fréquence de coupure f_c), mais aussi un gabarit (forme) de filtre, ainsi que des tolérances sur les fluctuations de gain dans les domaines des hautes et des basses fréquences spatiales. Un filtre passe-bas appelé filtre de Butterworth est d'un intérêt tout particulier car il est défini par un paramètre n qui permet d'ajuster une coupure en fréquence plus ou moins progressive autour d'une fréquence de coupure donnée. La réponse en fréquence de ce filtre, dont l'allure est donnée en figure 1.20, est la suivante :

$$\hat{m}(\mathbf{v}, \mathbf{v}') = \frac{1}{1 + \left(\frac{\sqrt{\mathbf{v}^2 + \mathbf{v}'^2}}{f_c} \right)^{2n}}$$

La figure 1.21 présente un exemple d'application d'un filtre de Butterworth d'ordre 5 à une tomoscintigraphie cérébrale.

Ces exemples ne doivent pas conduire à imaginer que tous les filtres linéaires conduisent à un lissage du signal en atténuant les hautes fréquences spatiales. Il est en effet possible de construire des filtres linéaires qui, au contraire, amplifient les hautes fréquences spatiales et minimisent les plus basses fréquences. Ces filtres, qualifiés de « passe-haut », permettent, sur des images peu bruitées, de renforcer les contrastes. Lorsque du bruit est présent sur l'image initiale, celui-ci est naturellement accentué après filtrage passe-haut.

En imagerie médicale, les filtres linéaires passe-haut sont fréquemment utilisés à des fins de segmentation. Il s'agit d'opérer une partition de l'image en différents objets qui la constituent, donc de sélectionner, par filtrage en

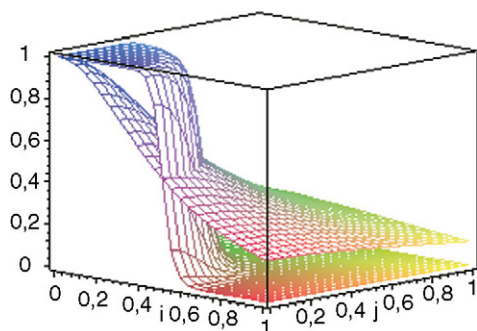


Figure 1.20

Exemple de filtres passe-bas de type Butterworth pour une fréquence de coupure $f_c = 0,5$. Les deux filtres représentés correspondent à des ordres n égaux à 1 (transition douce) et 10 (transition brutale).

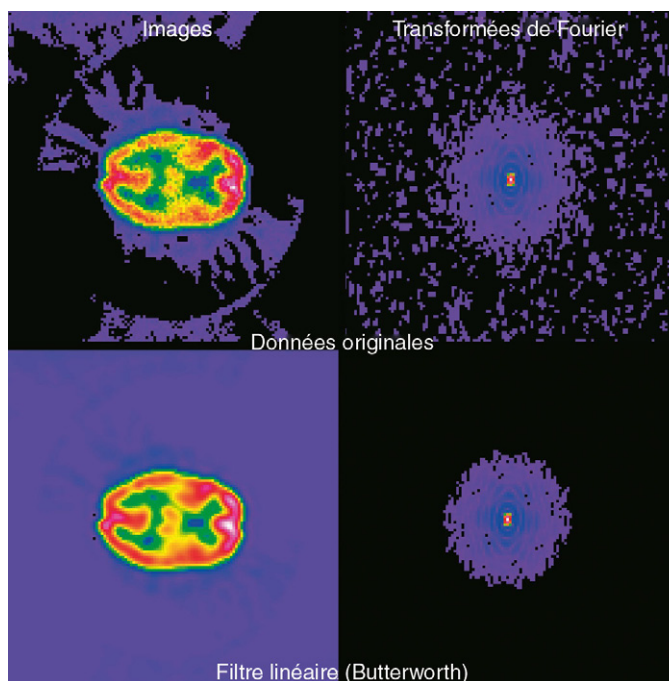


Figure 1.21

Effet dans l'espace naturel et dans le domaine des fréquences de l'application d'un filtre passe-bas de type Butterworth (ordre 5, $f_c = 0,5 f_{\max}$).

l'occurrence, les pixels qui appartiennent aux contours de ces objets. Cela peut se réaliser en calculant les dérivées première ou seconde du signal bi-dimensionnel constituant l'image par rapport aux deux variables d'espace. Il est facile de constater que les points de contour sont ceux qui rendent maximale la norme du gradient $\nabla f = (\partial f / \partial i, \partial f / \partial j) = (g_h, g_v)$ de l'image. Dans le cas discret, la plus petite variation des variables i et j est d'un pixel. Dans ces conditions, les gradients de f suivant les lignes (g_h) et suivant les colonnes (g_v) s'écrivent simplement au pixel (i_0, j_0) :

$$g_h(i_0, j_0) = \frac{1}{2} [f(i_0 + 1, j_0) - f(i_0 - 1, j_0)]$$

$$g_v(i_0, j_0) = \frac{1}{2} [f(i_0, j_0 + 1) - f(i_0, j_0 - 1)]$$

On retrouve des relations de convolution correspondant aux masques

$$[-1/2 \ 0 \ 1/2] \text{ et } \begin{bmatrix} -1/2 \\ 0 \\ 1/2 \end{bmatrix}.$$

Pour limiter la sensibilité au bruit de ces filtres dérivatifs et prendre en compte la distance au pixel à traiter, on peut utiliser plutôt les masques suivants :

$$G_h = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -\sqrt{2} & 0 & \sqrt{2} \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ et } G_v = \begin{bmatrix} -1 & -\sqrt{2} & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & \sqrt{2} & 1 \end{bmatrix}$$

Plus rapides à opérer, les masques de Sobel et Prewitt, très utilisés, constituent des approximations des précédents en remplaçant le terme $\sqrt{2}$ par 2 pour le premier et 1 pour le second.

Une alternative consiste à définir les contours des objets d'une image par les pixels pour lesquels le Laplacien $\Delta f = \partial^2 f / \partial i^2 + \partial^2 f / \partial j^2$ passe par 0. Cette image de Laplacien peut être calculée au moyen d'un des deux masques de convolution suivants :

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \text{ ou } \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

On constate facilement que, appliqué à un pixel dont la valeur est identique à celle de ses voisins immédiats, ce filtre a pour effet de mettre à zéro la valeur de ce pixel. Il annule ainsi la valeur de tous les pixels au sein de zones d'images uniformes. Il produit au contraire des valeurs de pixels

filtrées négatives pour des pixels frontières à l'intérieur d'objets en hypersignal (et des valeurs de pixels filtrées positives à l'extérieur de ceux-ci).

Enfin, un filtre qui atténue toutes les fréquences spatiales en dehors d'un intervalle donné est appelé filtre « passe-bande ». Son complémentaire, qui n'atténue qu'une bande de fréquence donnée, est appelé « coupe-bande ».

Le cadre théorique du filtrage linéaire peut être mis à profit pour opérer des opérations plus complexes qu'un simple filtrage passe-bas ou passe-haut. Si l'on revient au schéma général présenté dans la figure 1.18, on peut chercher, en négligeant cette fois bruits et artefacts, à utiliser un filtre linéaire pour tenter de corriger la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie et la résolution limitée qu'elle entraîne. D'un point de vue purement formel, ce problème pourrait paraître simple au premier abord. En effet, puisque l'appareil d'imagerie dégrade la résolution en multipliant par sa réponse en fréquence $\hat{h}(v, v')$ la transformée de Fourier de l'objet mesuré, on pourrait imaginer qu'il suffit d'utiliser un filtre de réponse en fréquence $\hat{m}(v, v') = 1 / \hat{h}(v, v')$ pour éliminer les effets de l'appareil d'imagerie et restituer une résolution optimale. Malheureusement, la forme des réponses impulsionnelles des appareils d'imagerie fait que leurs réponses en fréquences $\hat{h}(v, v')$ s'annulent souvent lorsque les fréquences augmentent, rendant impossible la synthèse du filtre inverse $\hat{m}(v, v') = 1 / \hat{h}(v, v')$. Une solution simple consiste alors à n'appliquer ce filtre inverse qu'aux plus basses fréquences, puis à utiliser un filtrage de type passe-bas pour les plus hautes fréquences, tout en assurant la continuité de la réponse en fréquence du filtre entre ces deux composantes. Un tel filtre porte le nom de filtre de Metz (figure 1.22) et est assez souvent utilisé en imagerie médicale [2] :

$$\hat{m}(v, v') = \frac{1}{\hat{h}(v, v')} [1 - (1 - \hat{h}(v, v')^2)^x]$$

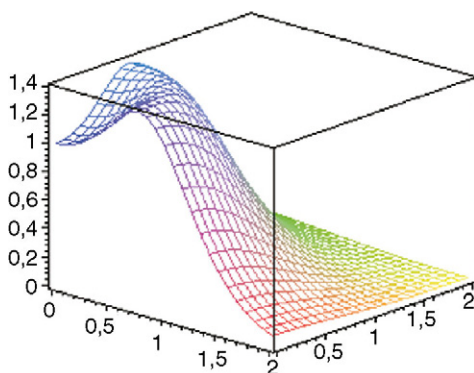


Figure 1.22

Exemple de filtre de Metz obtenu avec une réponse impulsionnelle $\hat{h}$ gaussienne.

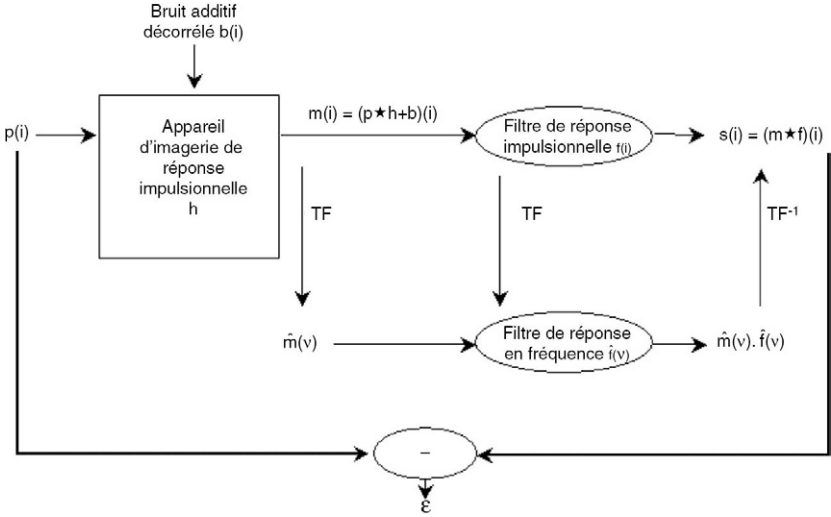


Figure 1.23

Modélisation d'un filtre de Wiener-Kolmogoroff.

Une alternative moins empirique peut être développée dans le cas d'un bruit additif décorrélé du signal. Cette approche consiste à tenter de minimiser l'écart ϵ entre le signal filtré s et le signal physique étudié p (figure 1.23).

Le calcul de ce filtre aboutit à la définition du filtre de Wiener-Kolmogoroff, défini par sa réponse en fréquence suivant :

$$\hat{f}(v) = \frac{\hat{h}^*(v)}{|\hat{h}(v)|^2 + \frac{S_b(v)}{S_p(v)}} \approx \frac{\hat{h}^*(v)}{|\hat{h}(v)|^2 + \frac{|\hat{b}(v)|^2}{|\hat{p}(v)|^2}}$$

où $\hat{h}^*$ est le conjugué de la réponse en fréquence de l'appareil d'imagerie, S_b et S_p étant respectivement les densités spectrales de puissance du bruit et du signal (elles peuvent être estimées par le module de la transformée de Fourier élevé au carré).

Dans le cas particulier d'un appareil d'imagerie parfait (i.e. de réponse impulsionnelle égale à l'impulsion unité de Dirac), $m(i) = p(i) + b(i)$ et $\hat{h}(v) = 1$ pour toute fréquence spatiale. Dans ces conditions, l'expression de la réponse en fréquence du filtre de Wiener se simplifie suivant :

$$\hat{f}(v) = \frac{S_p(v)}{S_p(v) + S_b(v)} = \frac{S_m(v) - S_b(v)}{S_m(v)} = 1 - \frac{S_b(v)}{S_m(v)}$$

Aux plus hautes fréquences spatiales, le signal mesuré m n'est plus constitué que de bruit, si bien que sa densité spectrale de puissance S_m s'identifie à celle du bruit S_b et que la réponse en fréquence du filtre tend vers 0. Aux plus basses fréquences au contraire, la densité spectrale de puissance du bruit devient négligeable par rapport à celle du signal produit par l'appareil d'imagerie et la réponse en fréquence du filtre est proche de l'unité. On retrouve donc bien, dans ce cas particulier, un filtrage de Wiener qui s'identifie à un filtre passe-bas.

Filtrage non linéaire I : lissage sur masque adapté et filtre médian

Les filtres linéaires que nous venons de décrire présentent de nombreux avantages. Réversibles (lorsque la réponse impulsionnelle du filtre ne s'annule pas), ils sont aussi relativement faciles à concevoir lorsque les caractéristiques fréquentielles du signal à extraire sont bien définies et distinctes de celles du signal à atténuer. Les conditions strictes imposées aux filtres linéaires limitent cependant leur utilisation dans certaines situations. En effet, nous avons vu que ces conditions conduisent nécessairement à opérer en sélectionnant le signal retenu sur les seules fréquences spatiales. Lorsque celles du signal utile et du signal à atténuer sont du même ordre, une isolation précise du signal utile n'est pas possible. Cette situation se rencontre fréquemment lorsqu'il s'agit de filtrer un bruit aléatoire. Les hautes fréquences spatiales de ce bruit ne se différencient en rien de celles qui assurent les variations brutales de valeurs de pixels, lorsque l'on passe d'une structure à une autre. Ainsi, atténuer ces hautes fréquences conduit à rendre plus progressives les transitions de valeurs de pixels entre un objet présent dans l'image et un autre, aboutissant à une altération de la résolution observée dans l'image filtrée. Pour espérer atténuer sélectivement un bruit haute fréquence sans altérer la résolution, il est donc nécessaire d'abandonner pour le filtre utilisé la propriété de linéarité, celle d'invariance dans le décalage, ou ces deux propriétés à la fois. Dans ces conditions, le filtre n'opère plus en ne sélectionnant le signal utile que sur les seules fréquences spatiales, pas plus, dans l'espace naturel, en opérant une moyenne pondérée avec un voisinage et des coefficients de pondération uniformes. Le prix à payer est d'une part une perte de toute possibilité de réversibilité de l'opération de filtrage, et d'autre part, dans certains cas, une caractérisation moins évidente des critères ayant conduit à conserver ou au contraire à supprimer telle ou telle composante de l'image originale.

Une solution pour concevoir un filtre non linéaire peut être d'abandonner la contrainte d'invariance dans le décalage tout en conservant le principe d'une transformation des niveaux de gris par moyenne pondérée. Il s'agit alors de calculer la moyenne des valeurs des pixels situés au voisinage du pixel en cours de filtrage tout en s'assurant que seuls sont pris en compte dans cette moyenne les pixels appartenant à la même structure que le pixel à filtrer. En l'absence de connaissance *a priori* sur les éléments qui constituent

une image, cela se fait sur des arguments statistiques et probabilistes. Ce type de filtrage, connu sous le nom de lissage sur masque adapté (*variable shape smoothing*) permet de procéder à une atténuation du bruit (en procédant à une moyenne des valeurs des pixels au sein de plages d'images censées être homogènes) tout en évitant de lisser les contours des objets, donc de dégrader la résolution (en s'abstenant d'opérer une moyenne pondérée impliquant des valeurs de pixels de nature différents). Très concrètement, ce type de lissage peut être programmé de la façon suivante.

Autour du pixel en cours de filtration, (i, j) , nous décrivons une spirale constituée de pixels voisins (i', j') , de plus en plus éloignés de (i, j) . Après avoir estimé la moyenne $M(i, j)$ et l'écart type $\sigma(i, j)$ de la population locale des valeurs de pixels, chacune de ces valeurs de pixels $m(i', j')$, est successivement testée. Si $m(i', j') \in [M(i, j) - k \cdot \sigma(i, j) ; M(i, j) + k \cdot \sigma(i, j)]$, alors le pixel (i', j') est considéré comme appartenant à la même structure que le pixel (i, j) et $m(i', j')$ est accumulée dans une variable cible qui sert de test d'arrêt. Lorsque cette dernière atteint une constante donnée, on cesse l'analyse des pixels voisins et on modifie le pixel $m(i, j)$ en lui affectant la variable cible divisée par le nombre de pixels voisins acceptés. En revanche, si $m(i', j') \notin [M(i, j) - k \cdot \sigma(i, j) ; M(i, j) + k \cdot \sigma(i, j)]$, le pixel (i', j') est exclu de l'ensemble sur lequel la moyenne est calculée. On passe alors à l'analyse du pixel suivant le long de la spirale. À titre d'exemple, en imagerie scintigraphique planaire où le bruit suit une statistique de Poisson (pour laquelle la moyenne est égale à la variance), il est habituel d'estimer la moyenne par la valeur du pixel à filtrer $M(i, j) = m(i, j)$ et $\sigma(i, j) = \sqrt{M(i, j)} = \sqrt{f(i, j)}$, la tolérance sur le nombre d'écart type, k et k' , est classiquement de l'ordre de quelques unités).

Ce filtre présente l'avantage d'adapter la taille et la forme du masque utilisé pour la moyenne en fonction de paramètres statistiques locaux. Le filtrage est ainsi réalisé sur un voisinage dont la forme respecte automatiquement les contours des structures présentes au sein de l'image. En outre, le cardinal de l'ensemble sur lequel est effectuée la moyenne est inversement proportionnel à la densité locale des valeurs de pixels. L'estimation statistique est donc de qualité comparable en tous pixels de l'image. Cela assure une certaine homogénéité de la transformation appliquée, en dépit du fait que chaque pixel est traité de façon différente (absence d'invariance dans le décalage).

La figure 1.24 présente un exemple d'application d'un lissage sur masque adapté à la coupe de scintigraphie cérébrale bruitée déjà utilisée pour illustrer la notion de filtrage linéaire (figure 1.21). On y constate en particulier sur les images de Fourier que, contrairement à ce qui apparaissait nettement lors de l'utilisation de filtres linéaires, le spectre de l'image filtrée n'est plus cette fois limité par une fréquence de coupure. Sur l'image filtrée, cela se traduit par le respect de plages de transition franches, bien contrastées, entre la substance grise (en rouge orangé sur l'image) et l'activité de fond extracérébrale (en bleu).

Une alternative consiste à concevoir des opérateurs de filtrage sans imposer de contrainte de linéarité. On dispose alors d'une grande liberté

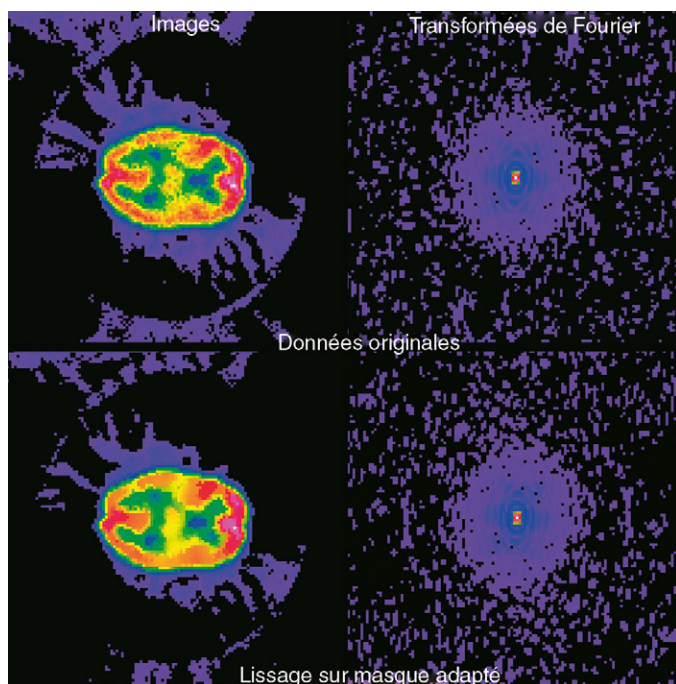


Figure 1.24

Exemple de lissage sur masque adapté appliqué à une tomoscintigraphie cérébrale bruitée.

pour synthétiser des filtres non linéaires qui ne procèdent plus par moyenne pondérée. Ceux-ci mettront souvent à profit des recherches d'extrema au sein des valeurs de pixels appartenant à un voisinage du pixel en cours de filtrage. Sur une grille d'échantillonnage carrée, le voisinage utilisé correspond généralement aux quatre voisins situés à une ligne ou une colonne de distance (voisinage de connexité 4) ou aux 8 voisins (voisinage de connexité 8, obtenu en complétant le précédent par les pixels situés à une ligne et une colonne de distance). Ces voisinages standards peuvent s'étendre sur des tailles d'un ou plusieurs pixels (figure 1.25).

Un exemple très simple de tels filtres est le filtre médian. Il opère en remplaçant chaque valeur de pixel $m(i, j)$ par la valeur de pixel médiane observée dans un voisinage de (i, j) de taille fixe. Cette valeur médiane permet, dans une certaine mesure, d'éviter de procéder à des moyennes de valeurs de pixels de natures différentes, tout en atténuant un bruit haute fréquence. La figure 1.26 donne un exemple de filtre médian appliqué à la même coupe bruitée que celle présentée dans les figures 1.21 et 1.24.

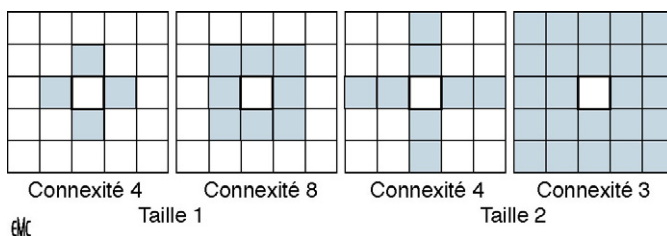


Figure 1.25

Exemples de voisinage sur une grille carrée.

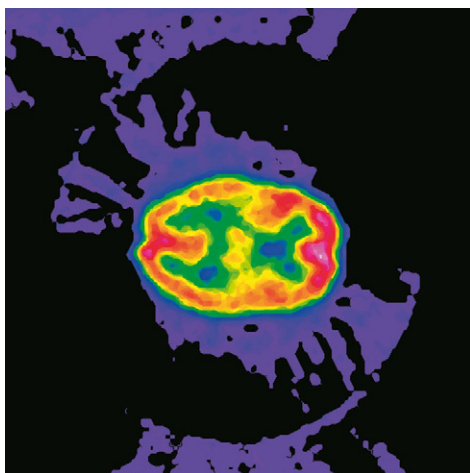


Figure 1.26

Filtrage d'une tomoscintigraphie cérébrale bruitée par un filtre médian.

Filtrage non linéaire II : filtrage morphologique

Vers la fin des années 1960, deux chercheurs de l'École des mines de Paris, Georges Matheron et Jean Serra, développèrent des méthodes destinées à reconnaître et à caractériser la forme et la structure d'objets observables au sein d'images. Ces techniques d'analyses d'images développées dès le début pour répondre à des objectifs très concrets, reposent sur des théories mathématiques rigoureuses (théorie des ensembles, topologie, etc.). Depuis 1964, elles ont trouvé leur unité au sein d'une théorie nouvelle appelée morphologie mathématique [3, 4]. Très schématiquement, il est possible de les considérer comme des techniques non linéaires de traitement du signal fondées sur la recherche d'extrema au sein d'ensembles munis d'un ordre partiel et pour lesquels toute famille d'éléments possède un plus petit majorant (Sup, noté $\vee$) et un plus grand minorant (Inf, noté $\wedge$). Ces ensembles portent le nom de treillis complets. Dans les années 1980, ces concepts

théoriques [5], initialement destinés à l'analyse de signaux binaires, furent étendus au traitement des images en niveaux de gris puis appliqués au filtrage non linéaire de celles-ci [6]. C'est ce dernier point que nous abordons ici, en commençant, pour des raisons purement didactiques, par développer les notions de base de morphologie mathématique sur des images binaires, avant de les généraliser au filtrage des images en niveau de gris. En dehors du filtrage, les algorithmes de ligne de partage des eaux, autres produits de la morphologie mathématique, ont aussi trouvé des applications médicales importantes, en particulier dans le domaine de la segmentation d'image. Nous renvoyons le lecteur intéressé par ces derniers aspects à un ouvrage remarquablement abordable en la matière de M. Coster et J.L. Chermant [7].

Considérons un ensemble E de points du plan et un second ensemble B que nous appelons élément structurant. Nous notons B_x l'ensemble B centré sur un point $X(i, j)$ du plan et $\tilde{B}_x$ l'ensemble symétrique de B_x par rapport à son centre X . En imagerie médicale en particulier, B est souvent choisi symétrique et la distinction entre B_x et $\tilde{B}_x$ devient alors sans objet. Enfin, nous notons E^c le complémentaire de l'ensemble E , c'est-à-dire l'ensemble des points qui n'appartiennent pas à E . Nous allons définir deux opérateurs duaux qui sont à la base des opérations en morphologie mathématique (figure 1.27).

La dilatation $\delta_B(E)$ de l'ensemble E par l'élément structurant B est définie par l'ensemble des centres X des éléments structuraux B_x qui présentent avec E une intersection non nulle. Il est facile de vérifier que ce dilaté s'identifie à l'union de tous les éléments structuraux B_x centrés en chaque point X de E : $\delta(E) = \{X/B_x \cap E \neq \emptyset\} = \cup \{B_x, X \in E\}$.

De plus, nous définissons l'érosion $\varepsilon_B(E)$ de l'ensemble E par l'élément structurant B par l'ensemble des centres X des éléments structuraux B_x qui sont inclus dans E : $\varepsilon_B(E) = \{X/B_x \subset E\}$.

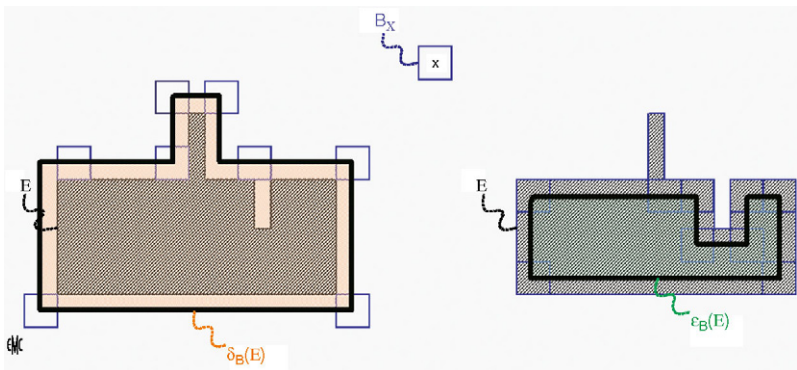


Figure 1.27

Illustration de la construction de la dilatation (en orange) et de l'érosion (en vert) d'un ensemble E (hachuré) par un élément structurant B (en bleu).

On constate qu'éroder un ensemble E par B_x revient à dilater le complémentaire de E par B_x , puis à prendre le complémentaire du résultat : $\varepsilon_B(E) = [\delta_B(E^c)]^c$. On dit qu'érosion et dilatation sont deux opérations duales vis-à-vis de la complémentation ensembliste.

Les deux opérateurs que nous venons de définir présentent un défaut majeur pour prétendre opérer une quelconque forme de filtrage : lorsque l'on procède à une série de N dilatations (respectivement érosions) successives, l'ensemble résultant augmente (respectivement diminue) de taille. Un filtrage serait censé, au contraire, supprimer une fois pour toutes certains éléments de l'image et donc produire un résultat identique lorsqu'il est appliqué une ou plusieurs fois. On exige donc généralement d'un filtre ψ d'être idempotent, c'est-à-dire de satisfaire la propriété $\psi \circ \psi = \psi$ où $\circ$ est la loi de composition. De plus, il est naturel d'imposer à un filtre d'image de respecter la relation d'inclusion, ce qui revient à imposer que si une structure d'image A est à l'intérieur d'une structure B , la structure filtrée $\psi(A)$ doit rester à l'intérieur de $\psi(B)$. Ces deux propriétés (idempotence et croissance vis-à-vis de l'inclusion) définissent un filtre morphologique : ψ est un filtre morphologique $\Leftrightarrow \psi \circ \psi = \psi$ et, pour tous les ensembles A et B , $A \subseteq B \Rightarrow \psi(A) \subseteq \psi(B)$.

Ces propriétés ont pour conséquence qu'une perte irrécupérable d'information accompagne l'application d'un filtre morphologique. Il est donc essentiel de garantir que cette information perdue ne contient pas de signal utile pour la tâche médicale associée à l'interprétation ou à l'analyse de l'image traitée. Notons ici que, lorsqu'elle est imposée à des filtres linéaires, la propriété d'idempotence nécessite que ceux-ci agissent en « tout ou rien », en conservant à l'identique ou au contraire en annulant les fréquences spatiales du spectre de l'image traitée. La réponse en fréquence de tels filtres linéaires s'annule donc en certaines fréquences, ce qui les rend non inversibles : tout comme les filtres morphologiques, les filtres linéaires perdent définitivement de l'information lorsqu'il leur est imposé d'être idempotents.

Il est possible de construire très simplement des filtres morphologiques en combinant les opérateurs de dilatation et d'érosion que nous venons de définir.

Nous définissons ainsi la fermeture d'un ensemble E par un élément structurant B comme le complémentaire de l'ensemble balayé par l'élément structurant B lorsque celui-ci ne présente pas d'intersection avec E . Elle s'exprime suivant (figure 1.28) :

$$\phi_B(E) = (\varepsilon_B \circ \delta_B)(E) = \varepsilon_B[\delta_B(E)] = \cup \{B_x / B_x \cap E = \emptyset\}^c$$

De même, l'ouverture d'un ensemble E par un élément structurant B s'identifie à la réunion des éléments structurants B_x inclus dans E . Elle s'exprime suivant :

$$\gamma_B(E) = (\delta_B \circ \varepsilon_B)(E) = \delta_B[\varepsilon_B(E)] = \cup \{B_x / B_x \subset E\}$$

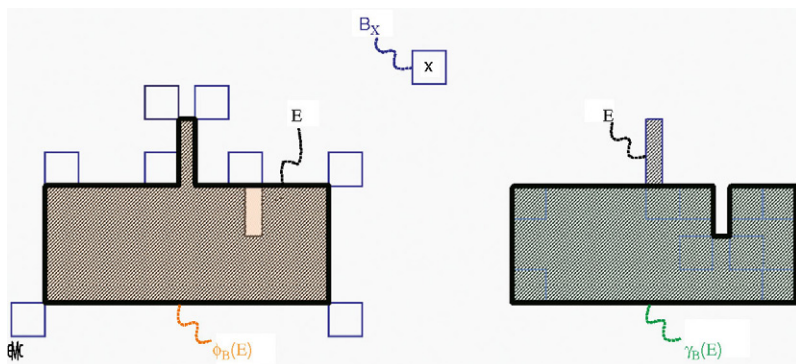


Figure 1.28

Illustration de la construction de la fermeture (en orangé) et de l'ouverture (en vert) d'un ensemble E (hachuré) par un élément structurant B (en bleu).

L'ouverture et la fermeture sont des opérateurs idempotents ($\gamma_B \gamma_B = \gamma_B$ et $\phi_B \phi_B = \phi_B$) et croissants ($E \subseteq E' \Rightarrow \gamma_B(E) \subseteq \gamma_B(E')$ et $\phi_B(E) \subseteq \phi_B(E')$). À ce titre, ce sont des filtres morphologiques. Ces deux filtres sont duaux pour la complémentation ensembliste (ils agissent de façon équivalente l'un sur l'objet E, l'autre sur le fond E^c).

L'ouverture et la fermeture sont de plus respectivement antiextensive et extensive au sens où pour tout ensemble E, $\gamma_B(E) \subseteq E \subseteq \phi_B(E)$. En munissant l'ensemble des filtres d'une relation d'ordre $\prec$ définie pour tout ensemble E et pour tout couple de filtres ϕ et ϕ' par $\phi \prec \phi'$ si et seulement si $\phi(E) \subseteq \phi'(E)$, cette dernière relation s'écrit $\gamma_B \prec I \prec \phi_B$, où I est l'opérateur identité défini par $I(E) = E$ pour tout ensemble E.

Ces trois propriétés (idempotence, croissance et extensivité ou antiextensivité) sont considérées comme des axiomes définissant dans le cadre plus général d'un treillis complet toutes les fermetures et les ouvertures qu'il est possible de construire.

Sur la figure 1.28, on constate qu'une ouverture est un filtre capable d'éliminer les structures de l'ensemble E qui débordent vers l'extérieur de l'ensemble et sont plus étroites que l'élément structurant. De façon duale, une fermeture permet d'éliminer les structures de l'ensemble E plus étroites que B et qui s'invaginent dans cet ensemble.

Lorsque l'on souhaite agir de façon équivalente en éliminant toutes les structures de dimension inférieure à celle de l'élément structurant, on est amené à opérer une ouverture et une fermeture ou une fermeture suivie d'une ouverture. Dans le cas général, les filtres morphologiques ne commutent pas et ces deux options aboutissent à des résultats différents (pour s'en convaincre, il suffit d'imaginer l'action de $\phi\gamma$ et de $\gamma\phi$ sur une image ayant la forme de la lettre H majuscule, avec un élément structurant de taille inférieure à l'épaisseur des barres verticales, mais supérieure à celle de la barre horizontale du H).

Il est tentant de poursuivre dans la même voie et de tenter de définir d'autres filtres morphologiques en composant plusieurs fois deux filtres ordonnés du type $\gamma \prec \phi$. En utilisant successivement une ou deux fois l'un de ces filtres, il est ainsi possible de construire les quatre opérateurs $\gamma\phi$, $\phi\gamma$, $\gamma\phi\gamma$, et $\phi\gamma\phi$. Ces opérateurs constituent de nouveaux filtres morphologiques. Du fait de leur idempotence, il est clair que ce sont les seuls filtres qu'il est possible de construire par composition de deux filtres (opérer plus de trois compositions nous ramène systématiquement à un de ces quatre filtres, par exemple $\gamma\phi\gamma\phi = (\gamma\phi)(\gamma\phi) = \gamma\phi$).

La construction d'autres filtres morphologiques doit donc opérer différemment. Une possibilité consiste à composer des filtres dont l'élément structurant a une taille croissante. On parle alors de filtres alternés séquentiels. Une autre solution consiste à combiner les résultats obtenus par une famille de filtres opérant en parallèle pour procéder au filtrage d'une image. Ces combinaisons peuvent se faire en retenant, pour chaque point, le filtre qui produit le plus grand ou le plus petit résultat. De tels opérateurs ne sont plus forcément croissants ni idempotents, mais ils présentent de grands intérêts pour contrôler l'activité de filtres morphologiques. Nous en donnons des exemples dans ce qui suit, après avoir généralisé ces notions de filtres morphologiques aux images en niveaux de gris.

Nous allons donc maintenant voir comment ces propriétés peuvent être mises à profit pour créer des filtres non linéaires d'images capables d'éliminer les variations brutales de valeurs de pixels en se fondant sur l'étendue spatiale de cette variation.

Considérons dans un premier temps un signal monodimensionnel $s(i)$ qui peut, par exemple, correspondre aux valeurs des pixels d'une image (en niveaux de gris) considérés le long d'une ligne ou d'une colonne.

L'élément structurant est ici défini simplement par les caractéristiques géométriques d'un voisinage B_i centré sur un point i quelconque. Ce voisinage peut, comme sur l'exemple de la figure 1.29, être constitué du point i sur

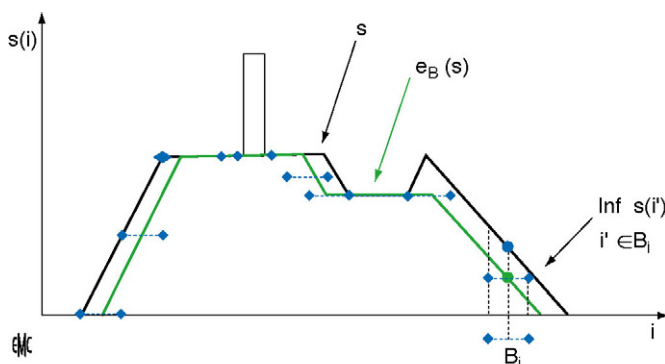


Figure 1.29

Illustration de la construction de l'érode (en vert) d'un signal en niveaux de gris s par un élément structurant B (en bleu).

lequel l'élément structurant est centré, de son voisin de gauche $i - 1$ et de son voisin de droite $i + 1$. Nous notons toujours $\tilde{B}_i$ le voisinage symétrique de B_i par rapport à son centre i (dans l'exemple précédent, B est symétrique par rapport à son centre et $B_i = \tilde{B}_i$).

Pour généraliser les opérateurs de dilatation et d'érosion à un signal numérique non binaire tel que (i), nous allons identifier l'ensemble E sur lequel agissaient ces opérateurs binaires au graphe du signal s , c'est-à-dire à la surface S comprise entre la courbe représentative de s et l'axe des numéros de pixels i .

Cette surface porte le nom d'ombre de s (encore appelée, suivant les auteurs, sous-graphe fermé ou hypographe de s) : $S = \{(i, k)/k \leq s(i)\}$.

Si nous construisons l'érodé de l'ombre de s par l'élément structurant B en colligeant les centres i des ensembles B_i inclus dans S , suivant la relation $\varepsilon_B(S) = \{i/B_i \subset S\}$, nous constatons immédiatement que l'ensemble érodé produit n'est autre que l'ombre d'un signal numérique $\varepsilon_B(s)(i)$ construit en remplaçant pour chaque point i la valeur du pixel $s(i)$ par celle de la plus petite valeur $s(i')$ observée lorsque i' parcourt le voisinage B_i centré en i . Ce signal numérique $\varepsilon_B(s)$ est appelé érodé du signal s par l'élément structurant (i.e. le voisinage) B . Il est donc très simplement construit en remplaçant chaque valeur de signal $s(i)$ par la plus petite valeur observée dans un voisinage de taille et forme définie autour de ce point i . De façon duale, la dilatation d'un signal en niveaux de gris $\delta_B(s)$ est définie en remplaçant chaque valeur de signal $s(i)$ par la plus grande valeur observée dans le voisinage B_i du point i .

L'extension de ces opérateurs à une image numérique $s(i, j)$ est immédiate :

$$\varepsilon_B(s)(i,j) = \inf_{(i',j') \in B_{i,j}} s(i',j') \quad \text{et} \quad \delta_B(s)(i,j) = \sup_{(i',j') \in B_{i,j}} s(i',j')$$

Les filtres morphologiques que sont la fermeture et l'ouverture d'images en niveaux de gris se définissent de même à partir des opérateurs d'érosion et de dilatation suivant :

$$\begin{aligned} \phi_B(s) &= \delta_B[\varepsilon_B(s)] \\ \gamma_B(s) &= \varepsilon_B[\delta_B(s)] \end{aligned}$$

Une ouverture (respectivement une fermeture) permet ainsi d'éliminer les pics positifs (respectivement négatifs) d'un signal lorsque la largeur de ceux-ci est inférieure à la dimension du voisinage utilisé comme élément structurant. La [figure 1.30](#) illustre l'effet de tels opérateurs sur un signal monodimensionnel $s(i)$.

La relation d'ordre qu'est l'inclusion ensembliste pour les ombres des signaux permet de définir une relation d'ordre sur les signaux s eux-mêmes. Pour deux signaux s et s' , on dit que s est inférieur à s' , $s \leq s'$ si $s(i) \leq s'(i)$

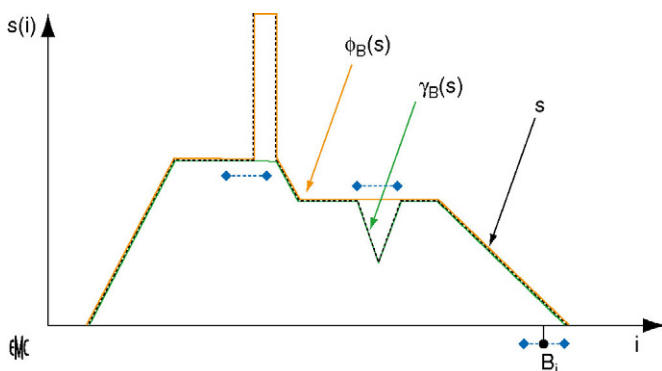


Figure 1.30

Illustration de l'action des filtres ouverture et fermeture sur un signal monodimensionnel en niveaux de gris s .

en tout point i . On en déduit une relation d'ordre $\prec$ entre deux filtres morphologiques quelconques ϕ et ϕ' , définie comme précédemment par $\phi \prec \phi'$ si et seulement si $\phi(s) \leq \phi'(s)$, c'est-à-dire $\phi(s)(i) \leq \phi'(s)(i)$ en tout point i .

La figure 1.31 montre l'action d'une ouverture, d'une fermeture et de certaines de leurs combinaisons sur une image de fond d'œil bruitée. L'évaluation de la qualité d'un filtrage dépend bien évidemment des attentes médicales, mais ces images illustrent bien le fait que ces opérateurs morphologiques simples présentent très souvent l'inconvénient d'être trop actifs, de modifier trop sensiblement l'image initiale. Ainsi sur cet exemple, si l'objectif est de mieux individualiser, voire d'isoler les anévrismes visibles dans l'image A sous la forme de petites taches claires, nous pourrions envisager d'utiliser une fermeture (c) qui, en atténuant les variations de signal négatives, devrait améliorer le contraste des anévrismes. On constate que l'action de ce filtre est assez limitée sur cet exemple tandis que ses combinaisons (e, g) conduisent à une perte importante de signal anatomique pertinent dans l'image, limitant son intérêt. Il est donc nécessaire de développer des techniques permettant de réduire l'activité de ces filtres morphologiques élémentaires. Cela sous-entend soit d'en limiter l'intensité d'action, soit de les contraindre à mieux respecter les structures organisées au sein d'une image.

Avant d'aborder ce dernier aspect, notons que les filtres morphologiques élémentaires ne se limitent pas à des opérateurs capables de supprimer des composantes en excès ou en défaut dans une image initiale, opérant ainsi d'une façon que l'on peut rapprocher des filtres linéaires passe-bas. De même que certains filtres linéaires passe-haut, ils peuvent être utilisés au contraire pour augmenter l'intensité relative de pics, lorsque l'on souhaite augmenter le contraste global d'une image. Le filtre le plus utilisé à cette fin est le filtre « chapeau haut de forme » (*top-hat transform*) construit en soustrayant pixel à pixel une ouverture de l'image à l'image initiale :

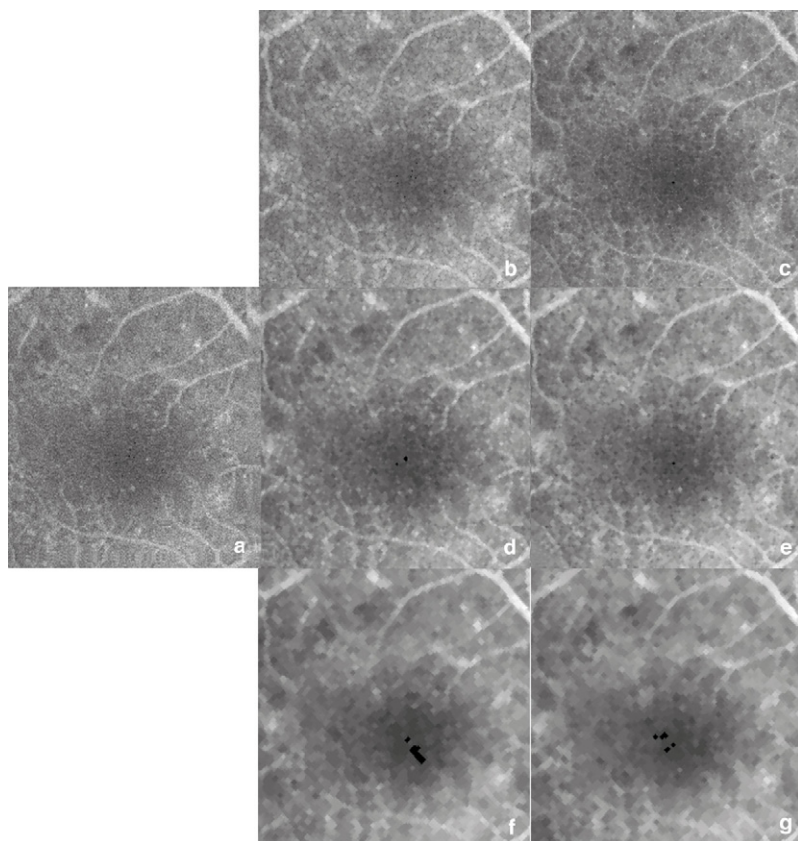


Figure 1.31

Exemples de filtres morphologiques appliqués à une image de fond d'œil bruitée (a) : ouverture γ_1 (b) et fermeture ϕ_1 (c) avec un élément structurant de taille 1 en connexité 4 ; compositions $\gamma_1\phi_1\gamma_1$ (d) et $\phi_1\gamma_1\phi_1$ (e) ; filtres alternés séquentiels $(\gamma_2\phi_2\gamma_2)(\gamma_1\phi_1\gamma_1)$ (f) et $(\phi_2\gamma_2\phi_2)(\phi_1\gamma_1\phi_1)$ (g).

$h(s) = s - \gamma_B(s)$. Ce filtre a pour effet de doubler la hauteur des pics en excès. Le filtre « chapeau haut de forme » dual, $h'(s) = \phi_B(s) - s$ agit de même sur les diminutions brutales de niveaux de gris. La figure 1.32 donne un exemple de l'application du filtre h à l'image de fond d'œil exploitée dans ce qui précède. On constate que tous les signaux clairs caractérisés par des hautes fréquences sont amplifiés, y compris ceux qui correspondent à du bruit.

De façon similaire, des gradients morphologiques peuvent être calculés en soustrayant par exemple l'érodé d'une image de son dilaté. Ces opérateurs peuvent, comme les opérateurs linéaires de gradient, permettre d'opérer des segmentations d'image.

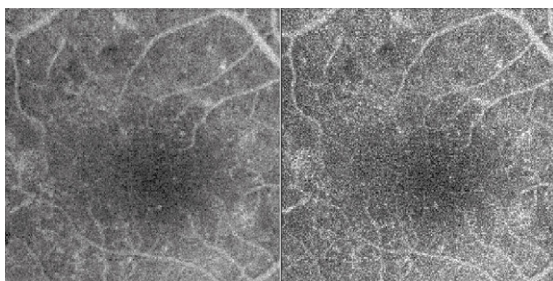


Figure 1.32

Exemple d'application d'un filtre chapeau haut de forme pour renforcer les contrastes clairs d'une image de fond d'œil bruitée.

Point important

Solutions classiques pour limiter l'action d'un filtre morphologique :

- opérateurs géodésiques
- utilisation de voisinages adaptés par inférieur (respectivement supérieur) d'opérateurs extensif (respectivement antiextensifs)
- centres morphologiques
- combinaisons des trois solutions précédentes

Une des solutions pour limiter l'action d'un filtre morphologique a été proposée dans les années 1980 par S. Beucher et F. Meyer. Elle consiste à construire des opérateurs contraints de produire des transformations bornées par une image de référence s . On définit ainsi une dilatation et une érosion qualifiées de géodésiques pour une image m relativement à l'image de référence s suivant :

$$E_s(m) = \bigvee [\varepsilon_B(m), s] \quad \text{et} \quad \Delta_s(m) = \bigwedge [\delta_B(m), s]$$

Une érosion géodésique par un élément structurant B de taille 1 opère donc pour tout pixel (i, j) en remplaçant la valeur du pixel $m(i, j)$ par la plus grande des valeurs de $s(i, j)$ et de $\varepsilon_B(m)(i, j)$. Une dilatation géodésique se construit de façon analogue en remplaçant les valeurs des pixels $m(i, j)$ par la plus petite des valeurs de $s(i, j)$ et de $\delta_B(m)(i, j)$. Érosions et dilatations géodésiques de taille quelconque n se construisent en itérant n fois l'opération correspondante de taille 1. Ces opérations sont généralement itérées jusqu'à idempotence. On les note alors respectivement E_s^∞ et Δ_s^∞ .

L'image de référence est très souvent l'image à traiter elle-même. L'image marqueur m est généralement construite à partir d'un opérateur extensif (pour une érosion géodésique) ou antiextensif (pour une dilatation géodésique)

appliqué à l'image à traiter s . En itérant de telles opérations géodésiques jusqu'à idempotence, on construit ainsi les ouvertures ou fermetures par reconstruction, définies par :

$$\gamma^{\text{rec}}(s) = \Delta_s^\infty(m) \quad \text{où} \quad m \leq s$$

$$\phi^{\text{rec}}(s) = E_s^\infty(m) \quad \text{où} \quad m \geq s$$

En pratique, lorsque l'on souhaite isoler un bruit haute fréquence, il est classique de définir le marqueur m par l'érodé ou le dilaté de s par l'élément structurant B . On construit ainsi une ouverture par érosion-reconstruction ou une fermeture par dilatation-reconstruction suivant :

$$\gamma^{\text{rec}}(s) = \Delta_s^\infty(\varepsilon_B(s))$$

$$\phi^{\text{rec}}(s) = E_s^\infty(m)(\delta_B(s))$$

Dans le cas général, une ouverture ou une fermeture construite par simple composition d'une érosion et d'une dilatation peuvent altérer les contours des objets qui ne sont pas éliminés (il suffit pour s'en convaincre de constater comment l'ouverture d'un carré par un petit élément structurant de la forme d'un disque a pour effet d'arrondir les coins du carré). En revanche, les filtres par reconstruction permettent de restituer à l'identique les structures qui n'ont pas été éliminées lors de l'érosion (pour γ^{rec}) ou de la dilatation initiale (pour ϕ^{rec}). Ces filtres ont par exemple été mis à profit en imagerie médicale pour isoler les anévrismes au sein d'images de fond d'œil.

Une alternative d'intérêt en imagerie médicale et proposée par M. Grimaud consiste à choisir comme marqueur l'image initiale s diminuée d'une constante numérique C . L'ouverture par reconstruction ainsi produite $\gamma^{\text{re}}(s) = \Delta_s^\infty(s - C)$ permet d'éliminer les composantes de faible contraste d'une image.

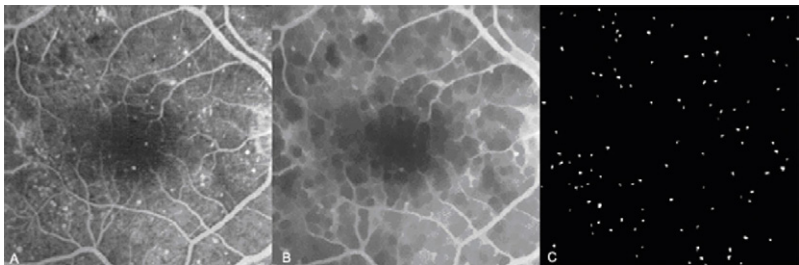


Figure 1.33

À partir de l'image de fond d'œil de rétine (a), F. Zana et J.-C. Klein du Centre de morphologie mathématique de l'École des mines de Paris construisent une image ne contenant plus que la trame vasculaire au moyen d'une fermeture par dilatation-reconstruction suivie d'une ouverture par érosion-reconstruction (b). Un seuil sur la différence des images a et b permet d'isoler les signaux ponctuels, dans la recherche d'anévrismes (c).

Une autre façon de construire des opérateurs morphologiques moins actifs que les simples combinaisons d'ouvertures et de fermetures consiste à se donner une famille de filtres $\{\psi_k\}$, à appliquer chacun d'eux à l'image s à traiter, et à choisir la nouvelle valeur du pixel $s(i, j)$ de la façon suivante :

- si pour tout k , $\psi_k(i, j) \geq s(i, j)$, alors $s(i, j)$ est remplacée par la plus petite valeur $\bigwedge_k \psi_k(i, j)$;
- si pour tout k , $\psi_k(i, j) < s(i, j)$, alors $s(i, j)$ est remplacée par la plus grande valeur $\bigvee_k \psi_k(i, j)$;
- sinon, $s(i, j)$ est inchangée.

L'idée sous-jacente est de choisir en chaque pixel (i, j) la plus petite (respectivement la plus grande) valeur filtrée si tous les filtres poussent à augmenter (diminuer) le signal en (i, j) , et à s'abstenir de toute modification si les filtres de la famille ne conduisent pas tous à une modification du signal allant dans le même sens. Cet opérateur est appelé centre morphologique. Il s'agit de la plus active des transformations croissantes qui soit moins active que chaque élément de la famille utilisée. Un centre morphologique n'est généralement pas un filtre car il n'est pas idempotent. Cependant, il est possible de lui conférer cette propriété en itérant le centre jusqu'à ce que l'image ne soit plus modifiée.

De façon formelle, le centre d'une famille d'opérateurs morphologiques $\{\psi_k\}$, s'écrit suivant $C = (\bigvee_k \psi_k) \wedge [I \vee (\bigwedge_k \psi_k)] = (\bigwedge_k \psi_k) \vee [I \wedge (\bigvee_k \psi_k)]$ où I est l'opérateur identité.

Tous les opérateurs morphologiques que nous avons décrits jusqu'à présent opéraient au moyen d'un élément structurant B uniforme utilisé pour chaque pixel de l'image à traiter. De même qu'il est possible d'opérer une moyenne pondérée en adaptant le voisinage où celle-ci est calculée à une information locale, de même rien n'empêche de choisir des éléments structurants différents pour opérer des transformations morphologiques en des points différents d'une image. Par exemple, si nous souhaitons éliminer le bruit aléatoire présent sur une image dont le signal utile est constitué de lignes horizontales d'épaisseur un pixel, il est judicieux de choisir un segment horizontal comme élément structurant (pixel voisin de droite et/ou de gauche). Une combinaison d'ouvertures et de fermetures utilisant cet élément structurant permet de supprimer tous les signaux isolés (bruits), tout en respectant les lignes horizontales. Dans le cas général, on ne connaît pas *a priori* les directions privilégiées des signaux utiles présents dans une image, mais celles-ci peuvent être facilement détectées en recherchant, parmi une famille d'éléments structurants de directions différentes, le voisinage qui conduit à une modification minimale de l'image en un pixel donné.

Considérons ainsi la famille $\{S_k\}_{k=1..8}$ des huit éléments structurants constitués par le pixel à filtrer et son unique voisin dans une des huit directions d'une trame carrée en connexité 8. Construisons alors l'opérateur qui consiste à remplacer chaque valeur de pixel $s(i, j)$ par la plus grande valeur obtenue en calculant successivement l'érodé de s en (i, j) suivant chacune des 8 directions de S_k : $\varepsilon(s)(i, j) = \bigvee_k (\varepsilon_{S_k})(s)(i, j)$. La figure 1.34 permet

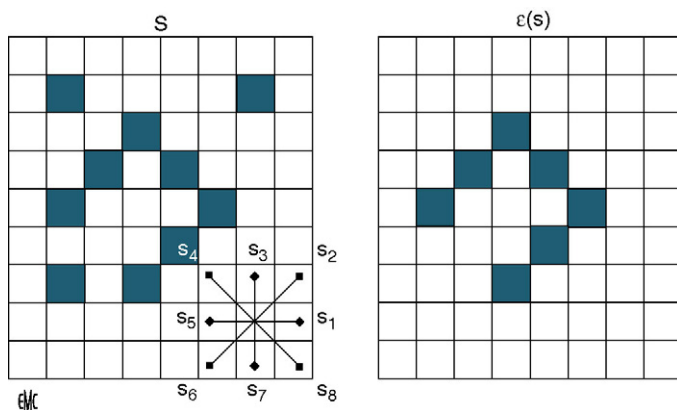


Figure 1.34

Illustration schématique du fonctionnement d'un opérateur ε sélectionnant en chaque pixel la direction de l'élément structurant S_k conduisant à maximiser l'érosion $\varepsilon_{s_k}(i, j)$.

d'observer schématiquement les effets d'un tel opérateur : si le pixel (i, j) est isolé, les érosions ε_{s_k} lui confèrent toute la valeur du fond (0), quel que soit k . Il en est de même de l'opérateur ε . En revanche, si le pixel (i, j) fait partie d'une ligne constituant un signal cohérent, l'opérateur ε sélectionne pour opérer l'érosion un segment S_k de direction proche de celle de cette ligne et le signal est préservé. Naturellement, l'opérateur dual $\delta(s)(i, j) = \bigwedge_k (\delta_{s_k})(s)(i, j)$ opère de façon similaire sur les valeurs de pixels isolées faibles par rapport au signal moyen. Ces opérateurs ont été utilisés par F. Meyer en particulier pour filtrer un bruit aléatoire sur des images angiographiques.

La figure 1.35 montre quelques résultats obtenus au moyen d'opérateurs morphologiques géodésiques, d'une ouverture utilisant une direction de voisinage adaptée à l'information de structure locale et d'un centre morphologique. En comparaison avec les résultats de la figure 1.3, on observe un filtrage plus subtil, respectant mieux les informations structurées présentes dans l'image.

Conclusion

Il paraît important, pour conclure, d'insister sur les liens étroits qui existent entre le signal physique mesuré, la question médicale posée et le choix de tel ou tel outil de traitement d'image. Ainsi, la caractérisation d'une fréquence d'échantillonnage, du gabarit d'un filtre ou d'une technique de segmentation dépend non seulement des caractéristiques du signal acquis, mais aussi du critère diagnostique que l'on souhaite produire à partir de ce signal. Une fois maîtrisés les aspects physiques et mathématiques du traitement de l'image, la principale difficulté dans l'élaboration d'un outil diagnostique performant reste donc un problème essentiellement médical.

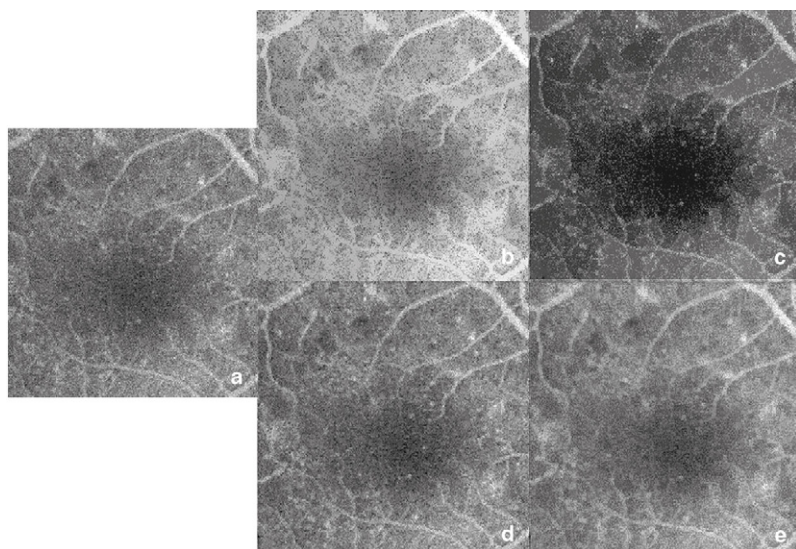


Figure 1.35

Exemple de filtres morphologiques complexes de taille 2 sur une image de fond d'œil bruitée (a) : ouverture géodésique (b), fermeture géodésique (c), supremum d'érodés puis infimum de dilatés suivant les 8 directions de la grille cartésienne (d), centre morphologique sur une famille de filtres de type $\{\gamma\phi, \phi\gamma\}$ (e).

Références

1. Desgrez A, Idy-Peretti I. Bases physiques de l'imagerie médicale. Paris: Masson; 1991.
2. Metz CE, Beck RN. Quantitative effects of stationary linear image processing on noise and resolution of structures in radionuclide images. J Nucl Med 1973;15:164–70.
3. Matheron G. Random sets and integral geometry. New York: Wiley; 1975.
4. Schmitt M, Mattioli J. Morphologie mathématique. Paris: Masson; 1993.
5. Serra J. Image analysis and mathematical morphology. London: Academic Press; 1982.
6. Serra J. Image analysis and mathematical morphology. Vol 2. Theoretical advances. London: Academic Press; 1988.
7. Coster M, Chermant JL. Précis d'analyse d'images. Paris: Presses du CNRS; 1989.

Pour en savoir plus

http://www.ensta-paristech.fr/~manzaner/Support_Cours.html

<http://cmm.ensmp.fr/~serra/cours/>

<http://www.cs.dartmouth.edu/farid/tutorials/fip.pdf>.

<http://ocw.mit.edu/ans15436/ZipForEndUsers/22/22-56JFall-2005/22-56JFall-2005.zip>.

Autoévaluation

1. La transformée de Fourier discrète d'une image :
 - A. Est un signal complexe (contenant une partie réelle et une partie imaginaire)
 - B. Représente l'intensité relative de chaque fréquence spatiale
 - C. Peut être calculée rapidement au moyen d'algorithmes de type FFT
 - D. D'un point de vue qualitatif, caractérise la rapidité de changement de valeurs de pixels au sein de l'image
2. La réponse impulsionnelle d'un appareil d'imagerie :
 - A. Permet de prédire l'image produite si l'on connaît parfaitement l'objet enregistré
 - B. N'a d'intérêt que dans le cadre d'appareils d'imagerie linéaires et invariants dans le décalage
 - C. Conditionne en partie seulement la résolution de l'appareil d'imagerie
 - D. A une largeur à mi-hauteur qui doit être le double de la taille des pixels utilisés pour échantillonner sans perte l'image
 - E. Permet de déterminer la façon dont l'appareil d'imagerie atténue certaines fréquences spatiales
3. Un filtre linéaire :
 - A. Agit en opérant une convolution, c'est-à-dire une moyenne pondérée des valeurs de pixels au sein d'un voisinage
 - B. Utilise des pondérations, des formes et des tailles de voisinages variant d'un pixel à l'autre
 - C. Agit en amplifiant ou en atténuant certaines fréquences spatiales
 - D. Est toujours réversible (par exemple, un second filtrage linéaire permet toujours de retrouver l'image initiale)
 - E. Est réversible si sa réponse en fréquence ne s'annule pas
4. Un filtre non linéaire :
 - A. Peut agir par moyenne pondérée des valeurs de pixels au sein d'un voisinage de forme variable
 - B. Peut utiliser des opérateurs recherchant des valeurs de pixels extrêmes au sein d'un voisinage
 - C. Modifie l'image en fonction seulement des fréquences spatiales
 - D. Est irréversible
5. Un filtre d'image peut servir :
 - A. À supprimer une composante de bruit aléatoire dans l'image
 - B. À renforcer les contrastes d'une image
 - C. À segmenter une image
 - D. À améliorer la résolution au sein d'une image

Reconstruction tomographique en imagerie médicale

D. Mariano-Goulart

RÉSUMÉ

L'imagerie tridimensionnelle (présentée en coupe ou par rendu de volumes) prend une place de plus en plus importante au sein des services d'imagerie médicale du fait du gain en sensibilité et en spécificité qu'elle apporte le plus souvent par rapport à l'interprétation d'acquisitions radiologiques ou scintigraphiques de projection. Elle nécessite une étape de reconstruction destinée à synthétiser la distribution volumique d'un signal à partir de la mesure de sommes de ce signal le long de directions de projection. Nous proposons ici de justifier et de décrire les différentes étapes des algorithmes de tomographie utilisés en tomographie 2D (CT, SPECT¹) ou 3D (CT, TEP²). Ce chapitre suppose connus les concepts de base de traitement de l'image numérique tels que ceux développés dans le chapitre 1 dont il constitue une suite et un complément logique.

Introduction

Le signal présent au sein des pixels d'une image médicale correspond à une mesure physique résultant de l'émission d'un rayonnement ou de son interaction avec les tissus biologiques d'un patient. En imagerie radiographique et scintigraphique, les valeurs des pixels présents dans l'image correspondent ainsi à la somme d'au moins un paramètre physique donné le long de diverses directions de l'espace. Le médecin dispose donc d'images qui sont, à l'exception notable des images échographiques, des images de projection. Ces images peuvent, dans certaines situations, être parfaitement utilisables pour une tâche donnée. C'est le cas, par exemple, de l'angiographie numérisée où la faible épaisseur des structures vasculaires isolées au moyen d'un produit de contraste rend les artefacts de projection peu pénalisants. Le plus souvent cependant, les structures anatomiques étudiées présentent une extension spatiale significative et la superposition de différents plans,

1 CT : *Computed Tomography* ; SPECT : *Single Photon Emission Computed Tomography*

2 TEP : tomographie par émission de positons

parfois avec des grandissements différents (projection conique en radiographie) rend l'exploitation d'images de projection délicate. Une étape supplémentaire, dite de reconstruction tomographique, est donc nécessaire pour réorganiser ces données de projection de manière à mettre à la disposition du médecin des images 2D en coupe ou une image volumique dans lesquelles chaque valeur de pixel ou de voxel représente la mesure d'un paramètre physique en un point déterminé de l'espace.

Si le terme de reconstruction d'image fait le plus souvent référence à cette forme de reconstruction d'un signal volumique à partir de données de projection (reconstruction tomographique), il serait erroné de penser que celle-ci est la seule forme de reconstruction. Ce terme, plus généralement, s'applique chaque fois qu'un algorithme est mis en place pour reformater des données acquises par un appareil d'imagerie et produire un signal plus adapté à un objectif médical donné. Ainsi, par exemple, les techniques d'ostéodensitométrie biphotonique utilisent deux acquisitions radiographiques monophotoniques en projection pour reconstruire pixel par pixel deux images indépendantes dont l'une constitue une mesure pertinente de la densité minérale des tissus osseux traversés. L'algorithme ici mis en place (en fait une simple résolution d'un système linéaire de deux équations à deux inconnues) [10] permet de construire deux images de projection indépendantes caractéristiques des tissus osseux et mous à partir de deux autres images de projection acquises au moyen de radiations X de deux énergies différentes.

La suite de ce chapitre porte sur les techniques mises en œuvre en reconstruction tomographique 2D et 3D. Sa lecture ne nécessite qu'un bagage mathématique du niveau des terminales scientifiques, ainsi que la connaissance des concepts de base de traitement de l'image numérique développés dans le chapitre 1. Le lecteur intéressé par des développements plus théoriques est invité à se référer à la bibliographie sélectionnée, et en particulier à l'ouvrage de référence [1].

Reconstruction tomographique 2D

Notion de projection en radiologie et en médecine nucléaire

Les signaux acquis en imagerie de transmission par rayons X constituent une mesure de l'intensité d'un rayonnement X polychromatique après la traversée d'une succession de voxels de coefficients d'atténuation par effet photoélectrique $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$. Ce phénomène physique de nature probabiliste conduit à une intensité mesurée I de la forme,

$$I = I_0 \cdot \exp\left(-\sum_i \mu_i \cdot x\right)$$

où I_0 est l'intensité du faisceau de rayons X avant la traversée du patient et x l'épaisseur de chaque voxel traversé. Chaque élément de détection du tomodensitomètre mesure ainsi un signal

$$p = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_i \mu_i$$

correspondant à la somme des coefficients linéiques d'atténuation par effet photoélectrique rencontrés (figure 2.1).

Dans le cas d'une acquisition scintigraphique utilisant un isotope émetteur gamma, la nature du signal recueilli est tout à fait similaire. Lorsque l'image est constituée au moyen d'un collimateur parallèle, chaque élément de détection compte le nombre de photons gamma résultants de l'activité des voxels du patient le long d'une perpendiculaire au détecteur passant par l'élément de détection.

Dans les deux cas, l'image acquise est donc constituée de valeurs de pixels qui représentent la somme d'un paramètre physique f (coefficients d'atténuation ou activité) le long de directions de l'espace. D'un point de vue médical, cette somme a peu d'intérêt par elle-même. Ce sont plutôt les activités (représentant une activité métabolique) ou les coefficients d'atténuation de chaque voxel du patient (proportionnels à la densité des tissus) qui présentent un réel intérêt médical. Notre propos est donc ici de reconstruire, c'est-à-dire de calculer une image de synthèse constituée de coupes (jointives ou pas) dont les valeurs de pixels (i, j) constituent une mesure de la densité ou de l'activité de chaque voxel étudié chez un patient. Ce calcul doit être mené à partir des mesures de projection dont nous disposons,

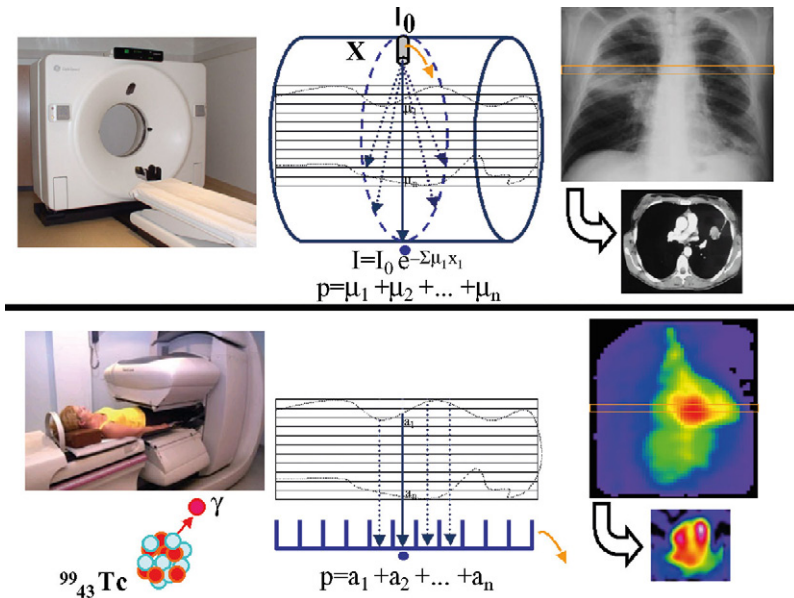


Figure 2.1

Illustration de l'acquisition de données de projection en tomodensitométrie X (scanner X, en haut) et en tomographie d'émission de photon unique (SPECT, en bas).

On fait ici l'hypothèse simplificatrice d'une contribution équivalente de chaque voxel traversé par la raie de projection. Dans les deux cas, le signal mesuré p est la somme des valeurs des voxels à reconstruire le long d'une ligne de projection.

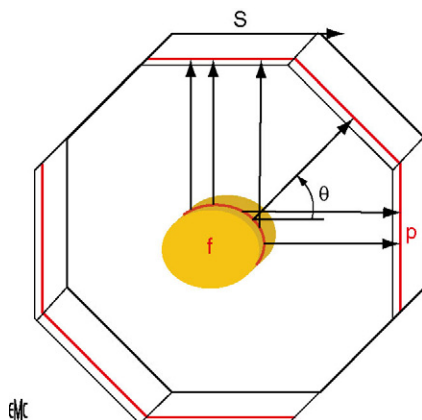


Figure 2.2

Modélisation d'une coupe $f(i, j)$ connue uniquement par un jeu de ses projections $p(\theta, s)$ suivant diverses directions.

i.e. à partir de sommes p de cette grandeur physique le long de lignes repérées par deux paramètres, l'angle θ et le « numéro de raie », s (figure 2.2).

La reconstruction tomographique constitue un problème inverse qui peut être modélisé au moyen de signaux analogiques continus (modélisation analytique) ou directement de façon numérique (modélisation algébrique). Chacune de ces deux modélisations permet une approche particulière du problème et conduit à des solutions algorithmiques effectivement utilisées en imagerie médicale de routine. Dans ce qui suit, nous les étudions successivement dans le cas de données de projections parallèles (la généralisation à des projections en éventail ne pose pas de problème théorique particulier).

Modélisation analytique du problème tomographique

Dans une approche analytique, une image médicale en coupe peut être modélisée par une fonction $f(x_1, x_2)$ des deux variables d'espace x_1 et x_2 . On considère dans ce cas x_1 et x_2 comme des variables continues (abscisse et ordonnée dans un plan de reconstruction ; nous réservons les lettres i et j pour faire référence aux coordonnées de pixels, dans un modèle échantillonné). Nous notons θ l'angle de rotation du détecteur lors de l'acquisition d'une raie de projection Δ . Cette direction de projection est représentée par le vecteur unitaire $\vec{\theta} = (\cos \theta, \sin \theta)$ perpendiculaire à la raie de projection. Cette dernière est repérée sur le détecteur pour un angle donné par un paramètre continu s , appelé numéro de raie (figure 2.3).

Les mesures de projection $p_\theta(s)$ s'expriment alors comme la somme (l'intégrale) des valeurs prises par la grandeur physique mesurée $f(\vec{x})$ en tout point $\vec{x} = (x_1, x_2)$ de la droite Δ perpendiculaire à la direction $\vec{\theta}$ et distante de s de l'origine du repère (x_1, x_2) . En notant δ la fonction nulle en

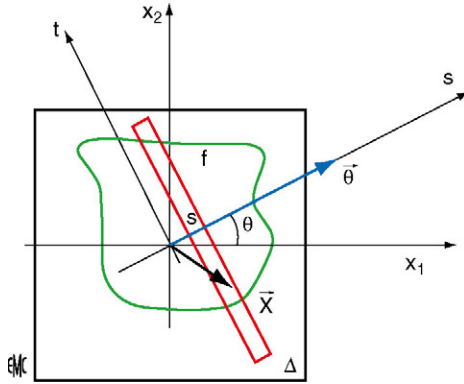


Figure 2.3

Modélisation analytique du problème tomographique.

tout point sauf à l'origine où $\delta(0)=1$ et $\langle, \rangle$ le produit scalaire usuel, nous pouvons écrire :

$$p_{\bar{\theta}}(s) = p(\bar{\theta}, s) = \int f(\bar{x}) \cdot d\bar{x} = \int f(\bar{x}) \cdot dt = \int f(\bar{x}) \cdot \delta[s - \langle \bar{x}, \bar{\theta} \rangle] \cdot d\bar{x}$$

$$\Delta \langle \bar{x}, \bar{\theta} \rangle = s$$

Ces projections résultent de l'action d'un opérateur linéaire R , appelé opérateur de Radon sur les valeurs des mesures f . On note ainsi $p=Rf$. Cet opérateur R transforme donc un signal analogique bidimensionnel $f(x_1, x_2)$ et une série de signaux analogiques monodimensionnels $P_{\bar{\theta}}(s)$, les projections. Cet ensemble de projection est appelé sinogramme.

Il est utile de définir un opérateur dual de l'opérateur de projection R , appelée opérateur de rétroprojection ou d'épandage R^* suivant :

$$(R^*p)(\bar{x}) = \int_{\theta=0}^{\pi} p_{\bar{\theta}}(\langle \bar{x}, \bar{\theta} \rangle) d\theta$$

Opérer une rétroprojection revient donc, pour un point donné de la coupe (x_1, x_2) , à sommer toutes les valeurs des projections de ce point $p_{\bar{\theta}}(s)$ suivant tous les angles acquis (figure 2.4).

L'opérateur de rétroprojection produit une image très basse fréquence dans laquelle la plupart des hautes fréquences spatiales codant pour les éléments résolus au sein de la coupe ne sont pas restituées. Ce phénomène se comprend aisément si l'on observe le processus de rétroprojection tel qu'il est illustré dans la figure 2.4. Lorsque l'on opère sur des images numérisées une projection donnée, s_k du pixel (i, j) est en effet accumulée non pas dans le seul pixel (i, j) , mais dans tous les pixels de la droite passant par les deux points s_k et (i, j) . On comprend qu'en dehors d'une coupe contenant des valeurs de pixels uniformes, ce processus conduit à noyer le signal pertinent

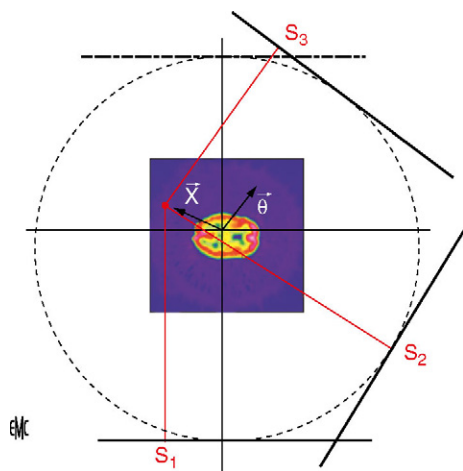


Figure 2.4

Illustration de l'opérateur de rétroprojection en modélisation analytique : la rétroprojection au point $x = (x_1, x_2)$ est calculée en sommant l'ensemble de ses projections impliquant les raies $s = x_1 \cdot \cos\theta + x_2 \cdot \sin\theta$, pour θ variant de 0 à 180°.

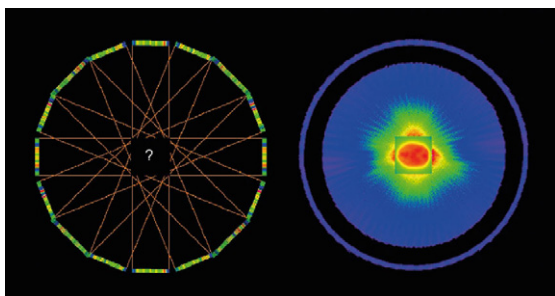


Figure 2.5

Illustration de l'action de l'opérateur de projection R (à gauche) appliquée à une coupe inconnue, puis de l'opérateur de rétroprojection R^* (à droite).

On constate la prédominance des basses fréquences spatiales dans le résultat d'une rétroprojection.

dans un signal basse fréquence issu de l'affectation homogène de chaque projection à tous les pixels susceptibles d'y avoir contribué (figure 2.5).

Modélisation algébrique du problème tomographique

L'approche algébrique du problème tomographique suppose une modélisation digitale (numérisée) des signaux. La coupe à reconstruire y est modélisée par un signal numérique bidimensionnel que nous noterons $f(i, j) = f_k$,

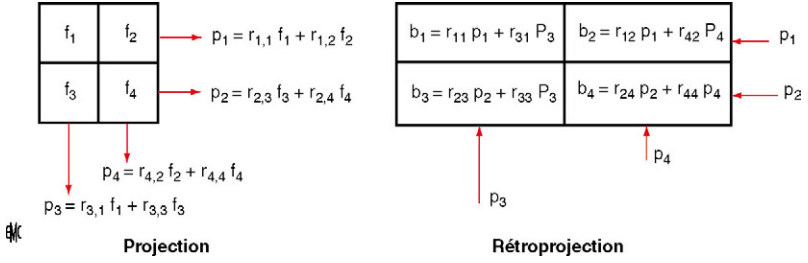
**Figure 2.6**

Illustration de l'action d'une matrice de Radon R (opérateur de projection, à gauche) appliqué à une coupe inconnue (f_k), puis de la matrice de rétroprojection R^* (à droite).

les deux variables d'espace i et j étant cette fois des nombres entiers codant respectivement pour un numéro de ligne et de colonne correspondant au pixel $k=(i, j)$. L'opération de projection consiste à produire une combinaison linéaire des valeurs des pixels k impliqués dans une raie donnée p_i , au moyen de coefficients de pondération $r_{i,k}$ caractérisant la contribution de la valeur de pixel k à la projection p_i (figure 2.6).

La projection se modélise en écrivant que le vecteur caractérisant les diverses projections (pour toutes les raies et tous les angles acquis) s'exprime comme le produit de matrice $R=(r_{i,k})$, appelée matrice de Radon par le vecteur contenant toutes les valeurs des pixels de la coupe. Dans le cas d'une coupe de quatre pixels telle que celle présentée dans la figure 2.6, cela s'écrit :

$$\begin{pmatrix} r_{1,1} & r_{1,2} & r_{1,3} & r_{1,4} \\ r_{2,1} & r_{2,2} & r_{2,3} & r_{2,4} \\ r_{3,1} & r_{3,2} & r_{3,3} & r_{3,4} \\ r_{4,1} & r_{4,2} & r_{4,3} & r_{4,4} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{pmatrix} \Leftrightarrow R \cdot \vec{f} = \vec{p}$$

L'opération de rétroprojection revient à construire une image numérique $b(i, j)$ en accumulant dans chaque pixel (i, j) toutes les projections de ce pixel suivant chaque angle θ , multiplié par la contribution du pixel (i, j) à cette projection. On constate (figure 2.6) que cela revient à construire une image de rétroprojection en appliquant la transposée de la matrice Radon, ${}^tR$, au vecteur constitué des différentes projections (la transposée d'une matrice $R=(r_{i,k})$ est une matrice ${}^tR=(r_{k,i})$ obtenue en construisant les lignes de ${}^tR$ au moyen des colonnes de R).

$$\begin{pmatrix} r_{1,1} & r_{2,1} & r_{3,1} & r_{4,1} \\ r_{1,2} & r_{2,2} & r_{3,2} & r_{4,2} \\ r_{1,3} & r_{2,3} & r_{3,3} & r_{4,3} \\ r_{1,4} & r_{2,4} & r_{3,4} & r_{4,4} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \\ b_4 \end{pmatrix} \Leftrightarrow {}^tR \cdot \vec{p} = \vec{b}$$

Dans le cas le plus général, le problème de la reconstruction tomographique d'une coupe constituée de n^2 pixels s'identifie donc à la résolution d'un (grand) système linéaire de n^2 équations à n^2 inconnues. Chacune des équations résulte de l'enregistrement d'une projection, pour une valeur donnée d'un angle θ et d'une raie s . Ce problème ne présente aucune difficulté théorique ou pratique lorsque n est de l'ordre de quelques unités. Nous allons voir que ce n'est pas le cas dans le cas de la tomographie médicale où le nombre d'équations constituant le système linéaire dépasse largement plusieurs milliers.

Conditionnement du problème tomographique

Pour qu'il soit possible d'envisager l'inversion du système d'équations linéaires que nous venons de décrire, i.e. pour inverser la matrice de Radon R , il est nécessaire et suffisant que celle-ci caractérise une opération de projection qui soit bijective. Si l'injectivité, garante de l'unicité de la coupe reconstruite, est généralement supposée, la surjectivité peut, le cas échéant, être facilement obtenue en se ramenant à la résolution de l'équation normale, c'est-à-dire en résolvant le système d'équations linéaires ${}^tRR.\vec{f} = {}^tR\vec{p}$ en lieu et place de $R.\vec{f} = \vec{p}$. On peut montrer que cette démarche est alors équivalente à rechercher, parmi toutes les coupes qui produiraient une même projection mesurée p , l'image f qui minimise la norme $\|\vec{Rf} - \vec{p}\|^2$.

Même dans l'hypothèse où la bijectivité de R est assurée, il est nécessaire d'imposer une autre condition pour garantir la stabilité du processus de reconstruction. On peut en effet montrer que si une perturbation $\delta\vec{p}$ (un bruit d'acquisition par exemple) détériore le signal de projection enregistré et aboutit à la reconstruction d'une coupe bruitée $\vec{f} + \delta\vec{f}$ de telle sorte que $R(\vec{f} + \delta\vec{f}) = p + \delta p$, alors l'erreur commise δf sur la coupe reconstruite est majorée en norme suivant $\|\delta\vec{f}\| \leq \|R^{-1}\| \|\delta\vec{p}\|$. Pour garantir la limitation de l'amplification des bruits d'acquisition au sein de la coupe reconstruite, il est donc indispensable d'imposer à l'opérateur de Radon d'avoir un inverse de norme finie, ce qui revient à imposer la continuité de R^{-1} . Ces deux conditions (bijectivité de R et continuité de R^{-1}) sont connues sous le nom de conditions de Hadamard. Lorsqu'elles sont satisfaites, on dit que le problème inverse est bien posé au sens d'Hadamard. Il est mal posé dans le cas contraire.

Plaçons-nous dans le cas d'un problème de tomographie bien posé au sens de Hadamard. Si l'on néglige les erreurs d'arrondis produites par l'ordinateur qui reconstruit les coupes, l'exactitude des valeurs des pixels au sein des coupes reconstruites peut être affectée en premier lieu par des fluctuations stochastiques bruyant les acquisitions de projection. C'est le cas, par exemple, du bruit de Poisson associé aux mesures d'activité lors du comptage radioactif réalisé par une gamma-caméra. Les conséquences qu'ont ces acquisitions bruitées sur l'exactitude d'une reconstruction tomographique sont facilement compréhensibles sur l'exemple illustré dans la [figure 2.7](#) où l'on s'intéresse, à des fins purement didactiques, à la simple reconstruction d'une image constituée de deux pixels au moyen de deux projections. Il s'agit alors d'inverser un système de deux équations à deux inconnues. Chacune de ces équations représente une droite dans le plan et l'on sait que

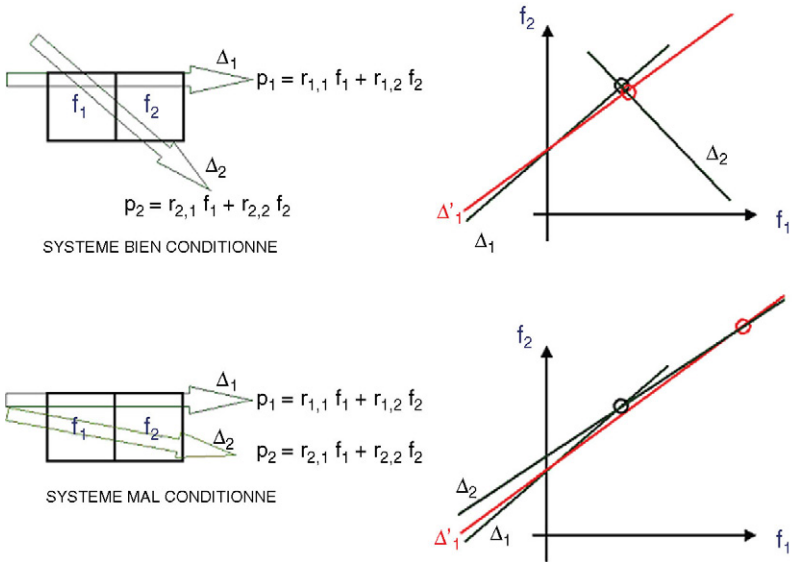


Figure 2.7

Illustration de l'erreur générée dans une coupe reconstruite f du fait d'une erreur de mesure d'une projection (p_i , droite rouge) dans le cas d'un système linéaire bien ou mal conditionné.

la solution du système, donc les valeurs de la coupe reconstruite, peut être obtenue en déterminant le point d'intersection de ces deux droites.

On constate sur l'exemple très simple de la [figure 2.7](#) que deux cas de figure sont possibles, suivant les valeurs des coefficients $r_{i,k}$ de la matrice de Radon. Très schématiquement, lorsque les droites dont on cherche l'intersection ne présentent pas un angle trop aigu, une petite erreur sur une projection (p_i par exemple) conduit à une erreur minime sur la solution du système, donc sur la coupe reconstruite (intersection des droites Δ_2 et Δ'_1 en rouge). Au contraire, lorsque les raies de projections sont analogues ou proches, les droites qui les caractérisent sont presque parallèles et une faible erreur sur la valeur de la projection p_i mesurée aboutit à une erreur notable sur les valeurs des pixels reconstruits.

L'autre cause de dégradation de la qualité des coupes reconstruites réside dans la modélisation même de la matrice de Radon. Le calcul des coefficients qui caractérisent la contribution d'un pixel de la coupe à une projection donnée suppose en effet une modélisation de la géométrie du système d'imagerie, mais aussi des différents phénomènes physiques qui surviennent lors de la collecte des projections (diffusions de photons, absorption photo-électrique, modifications du spectre de rayonnement, etc.). Il existe donc un certain degré d'erreur δR sur la modélisation de la matrice de Radon.

Il est donc essentiel, dans le cas où les conditions de Hadamard sont remplies, de s'assurer en outre que l'inversion de la matrice de Radon qui

caractérise le tomographe entre bien dans le cadre d'un système linéaire bien conditionné, ce qui garantit la stabilité de la reconstruction vis-à-vis des perturbations sur l'enregistrement des projections ou sur la modélisation du processus de projection. On peut montrer que l'amplification de ces différentes causes de bruit et d'artefacts par un algorithme de reconstruction tomographique dans une coupe reconstruite dépend assez directement d'une caractéristique de la matrice R appelée nombre de conditionnement $\kappa(R)$. Ce nombre se définit comme le rapport entre la plus grande $\lambda_{\max}$ et la plus petite $\lambda_{\min}$ valeur propre de la matrice R (supposée diagonalisable, ce qui est le cas à condition, au besoin, de se ramener à la résolution de l'équation normale). On montre qu'il est ainsi possible d'écrire la majoration suivante de l'erreur relative faite sur la coupe reconstruite en fonction de celles faites sur la modélisation de la matrice de Radon et sur l'acquisition des projections :

$$\kappa(R) = \|R\| \cdot \|R^{-1}\| = \frac{\lambda_{\max}}{\lambda_{\min}} \text{ et } \frac{\|\delta \vec{f}\|}{\|\vec{f}\|} \leq \frac{\kappa(R)}{1 - \kappa(R) \frac{\|\delta R\|}{\|R\|}} \left[\frac{\|\delta \vec{p}\|}{\|\vec{p}\|} + \frac{\|\delta R\|}{\|R\|} \right]$$

Nous verrons dans ce qui suit que certains algorithmes algébriques de reconstruction tomographique permettent d'estimer le nombre de conditionnement de la matrice de Radon et ainsi d'optimiser le paramétrage du processus de reconstruction en termes de critère d'arrêt ou de régularisation.

Point fort

Complexité du problème tomographique

- Grand système d'équations linéaires à inverser
- Mauvais conditionnement entraînant une forte amplification dans les coupes :
 - des bruits d'acquisitions présents dans les projections
 - des artefacts liés à l'inexactitude de la modélisation de la matrice de Radon

Méthodes analytiques de reconstruction tomographique

Reprenons les notations de la modélisation analytique du problème tomographique (figure 2.3). Le problème consiste à évaluer l'image en coupe $f(\vec{x})$ pour tout point $\vec{x} = (x_1, x_2)$ étant donné les mesures des données de projection :

$$p_{\vec{\theta}}(s) = \int_{\langle \vec{x}, \vec{\theta} \rangle = s} f(\vec{x}) \cdot dt$$

Ce problème inverse se trouve reformulé de façon plus pertinente à condition d'exprimer le lien précédent entre coupe à reconstruire et données de projection dans le domaine des fréquences spatiales. Pour ce faire, nous utilisons la définition de la transformée de Fourier donnée dans le chapitre 1 pour le signal de projection $P_{\bar{\theta}}(s)$:

$$\hat{p}_{\bar{\theta}}(\sigma) = \int_{-\infty}^{+\infty} p_{\bar{\theta}}(s) \cdot e^{-2j\pi\sigma s} ds$$

Remplaçons la valeur de $P_{\bar{\theta}}(s)$ par son expression en fonction de l'image :

$$\hat{p}_{\bar{\theta}}(\sigma) = \int_s \int_{\vec{x}} f(\vec{x}) \cdot e^{-2j\pi \cdot \sigma \cdot s} dt ds$$

$$\langle \vec{x}, \vec{\theta} \rangle = s$$

Exprimons cette dernière relation en utilisant les coordonnées du repère fixe $(0, x_1, x_2)$ de la figure 2.3 seulement. Compte tenu du fait que le repère $(0, s, t)$ est obtenu à partir de ce repère fixe par rotation d'angle θ , $s = x_1 \cdot \cos\theta + x_2 \cdot \sin\theta$ et l'on a :

$$\hat{p}_{\bar{\theta}}(\sigma) = \iint_{x_1 x_2} f(x_1, x_2) \cdot e^{-2j\pi \sigma \cdot (x_1 \cdot \cos\theta + x_2 \cdot \sin\theta)} dx_1 \cdot dx_2$$

On reconnaît dans le second membre de cette équation la transformée de Fourier à deux dimensions du signal analogique (x_1, x_2) . Le problème tomographique complexe dans l'espace direct se trouve donc réduit à une simple égalité entre transformées de Fourier des données de projection (1D) et de la coupe à reconstruire (2D, en coordonnées non plus cartésiennes, mais polaires) :

$$\hat{p}_{\bar{\theta}}(\sigma) = \hat{f}(\sigma \cos\theta, \sigma \sin\theta)$$

Ce résultat essentiel porte le nom de théorème de la coupe centrale ou de Radon (*Fourier slice theorem*), du nom du mathématicien autrichien Johann Radon qui le démontra en 1917. Son interprétation est illustrée sur la figure 2.8 ainsi que, de façon équivalente, sur les images de la figure 2.9.

Le théorème de Radon fournit un lien essentiel entre projections et valeurs des pixels de la coupe projetée que l'on cherche à calculer. Il stipule en effet que, dans l'espace des fréquences spatiales, les valeurs des pixels situés sur une ligne inclinée d'un angle θ par rapport à l'horizontale dans la coupe à reconstruire (soit $\hat{f}(\sigma \cos\theta, \sigma \sin\theta)$) sont identiques à celles de la transformée de Fourier de la projection acquise précisément sous cet angle θ (soit $\hat{p}_{\bar{\theta}}(\sigma)$). Un tel lien est, en soi, un algorithme de reconstruction

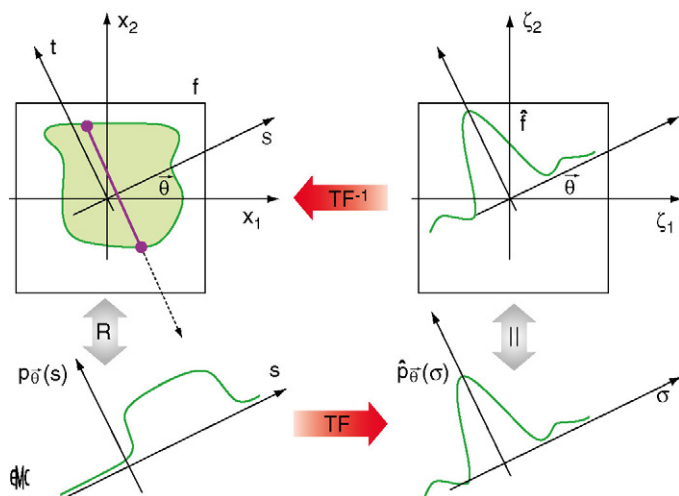


Figure 2.8
Interprétation du théorème de Radon.

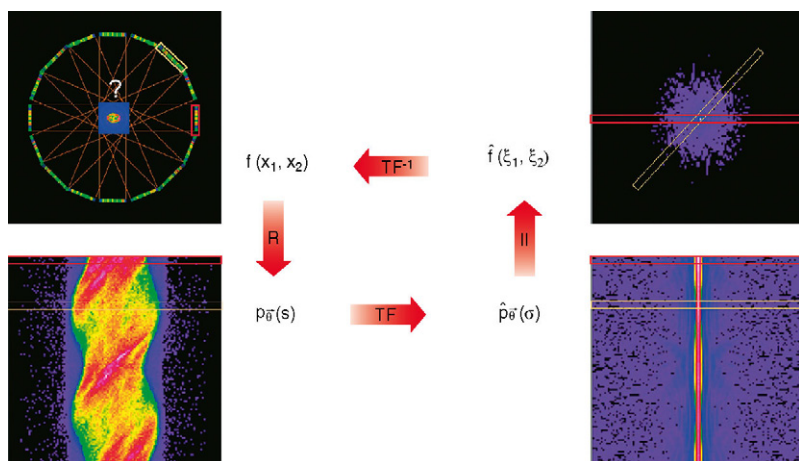


Figure 2.9
Illustration du théorème de Radon. TF : transformée de Fourier.

tomographique : reconstruire la coupe f revient à affecter à chaque pixel de la transformée de Fourier de f des valeurs de pixels connues par l'intermédiaire de la transformée de Fourier des projections. Ce remplissage se fait en coordonnées polaires et l'on comprend qu'il est nécessaire d'acquérir des projections pour des angles θ variant au moins de 0 à 180° , de manière

à pouvoir affecter une valeur à tous les pixels de $\hat{f}$, faute de quoi la reconstruction de f par calcul de la transformée de Fourier inverse de $\hat{f}$ ne serait pas possible. C'est la raison pour laquelle tous les tomographes médicaux imposent l'acquisition des projections sur au moins un demi-tour. L'acquisition de données de projections sur plus d'un demi-tour (en général sur un tour complet) conduit à l'enregistrement de plusieurs mesures équivalentes de projections. Cela peut être utile dans certaines situations, par exemple pour corriger une atténuation ou pour augmenter le rapport signal sur bruit dans les acquisitions en prenant pour projection sous l'angle θ la moyenne (arithmétique ou géométrique) des projections acquises sous les angles θ et $\theta + 180^\circ$, dans le cas d'une acquisition de projections sur un tour complet.

La programmation directe du théorème de Radon à des fins de reconstruction tomographique est parfaitement possible et donne de bons résultats, à condition d'optimiser l'étape d'interpolation entre une grille cartésienne dans laquelle on souhaite disposer de $\hat{f}(\xi_1, \xi_2)$, et les mesures de projection $\hat{f}(\sigma \cos \theta, \sigma \sin \theta)$. Des travaux récents (*cf. infra*), en imagerie par résonance magnétique (IRM) et en tomographie par émission de positons en particulier, ont conduit à définir une fonction d'interpolation et des pondérations permettant d'optimiser cette méthode analytique d'inversion directe, en particulier en tomographie 3D [2].

En dépit de ces progrès, l'implémentation directe du théorème de Radon est peu utilisée en tomographie 2D car une astuce algorithmique permet de reformuler sous la forme d'un simple filtre linéaire ce problème d'interpolation, tout en limitant le calcul des transformées de Fourier à des signaux monodimensionnels. Cette méthode de reconstruction est connue sous le nom d'algorithme de rétroprojection filtrée. Elle est largement employée en radiologie et en imagerie scintigraphique. L'idée consiste à exprimer la coupe à reconstruire à partir de la somme de ses harmoniques, puis à procéder à un changement de variable de manière à pouvoir utiliser le théorème de Radon. La coupe recherchée s'exprime en fonction de sa transformée de Fourier, suivant (*cf.* chapitre 1) :

$$f(x_1, x_2) = \iint \hat{f}(\xi_1, \xi_2) e^{2j\pi(x_1 \cdot \xi_1 + x_2 \cdot \xi_2)} d\xi_1 d\xi_2$$

Effectuons le changement de variable $\xi_1 = \sigma \cdot \cos \theta$ et $\xi_2 = \sigma \cdot \sin \theta$. L'élément d'intégration s'écrit alors $d\xi_1 \cdot d\xi_2 = \sigma d\sigma d\theta$ et l'on obtient, en intégrant sur un demi-tour seulement :

$$f(x_1, x_2) = \int_{\theta=0}^{\pi} \int_{\sigma=-\infty}^{\sigma=+\infty} \hat{f}(\sigma \cos \theta, \sigma \sin \theta) e^{2j\pi\sigma(x_1 \cdot \cos \theta + x_2 \cdot \sin \theta)} |\sigma| d\sigma d\theta$$

L'application du théorème de Radon permet d'exprimer la transformée de Fourier de f présente dans l'intégrale en fonction de celle de ses projections :

$$f(x_1, x_2) = \int_{\theta=0}^{\pi} \int_{\sigma=-\infty}^{\sigma=+\infty} \hat{p}_{\theta}(\sigma) \cdot e^{2j\pi\sigma(x_1 \cdot \cos \theta + x_2 \cdot \sin \theta)} |\sigma| \cdot d\sigma d\theta$$

En notant toujours $s = x_1 \cdot \cos\theta + x_2 \cdot \sin\theta$, on obtient donc :

$$f(x_1, x_2) = \int_{\theta=0}^{\pi} \left[\int_{\sigma=-\infty}^{\sigma=+\infty} \hat{p}_{\theta}(\sigma) \cdot |\sigma| \cdot e^{2j\pi\sigma s} d\sigma \right] d\theta$$

La seconde intégrale (à l'intérieur du crochet) n'est autre que la transformée de Fourier inverse à une dimension du produit dans l'espace des fréquences du signal projection par la fonction valeur absolue : $\hat{p}'_{\theta}(\sigma) = \hat{p}_{\theta}(\sigma) \cdot |\sigma|$. En ce sens, cette intégrale n'est autre que le résultat $p'_{\theta}(s)$ du filtrage linéaire des projections par un filtre linéaire de réponse en fréquence $\hat{h}(\sigma) = |\sigma|$ (cf. chapitre 1). On a donc :

$$f(x_1, x_2) = \int_{\theta=0}^{\pi} \int_{\sigma=-\infty}^{\sigma=+\infty} \hat{p}'_{\theta}(\sigma) \cdot e^{2j\pi\sigma s} d\sigma d\theta = \int_{\theta=0}^{\pi} p'_{\theta}(s) \cdot d\theta$$

Finalement, cette dernière intégrale revient à calculer la valeur du pixel $f(x_1, x_2)$ en sommant pour tous les angles θ acquis chaque valeur de projection filtrée du pixel (x_1, x_2) , c'est-à-dire en réalisant une opération de rétroprojection des projections préalablement filtrées par un filtre linéaire de réponse en fréquence la fonction valeur absolue :

$$f(x_1, x_2) = (R^* p')(x_1, x_2)$$

La figure 2.10 illustre les étapes d'une reconstruction tomographique par rétroprojection filtrée : l'image en haut à gauche constitue les données de projection organisées sous la forme d'un sinogramme, le numéro de ligne codant pour l'angle θ . La transformée de Fourier discrète 1D des projections $\hat{p}_{\theta}$ est calculée pour chaque angle θ , puis multipliée par une fonction valeur absolue tronquée à la fréquence maximale du signal de projection (c'est-à-dire à la moitié de la fréquence d'échantillonnage, conformément au théorème de Shannon décrit dans le chapitre 1). Les projections filtrées p'_{θ} sont calculées au moyen de la transformée de Fourier inverse 1D de ce produit. Celles-ci sont ensuite rétroprojetées pour construire la coupe recherchée.

Conformément à la théorie du filtrage linéaire développée dans le chapitre 1, le filtre peut aussi être appliqué directement dans l'espace naturel, ce qui évite d'appliquer aux projections une transformée de Fourier 1D puis son inverse. Il faut alors opérer une convolution des projections acquises p_{θ} par un noyau de convolution h égal à la transformée de Fourier inverse du filtre valeur absolu limité aux fréquences spatiales codées dans les projections. Cette transformée de Fourier inverse se calcule facilement en considérant que la valeur absolue tronquée illustrée dans la figure 2.10 s'identifie à la différence entre une fonction de graphe rectangulaire et une de graphe triangulaire. Le calcul fournit le noyau de convolution suivant, appelé filtre Ram-Lak, $h(i)$ du nom de ses inventeurs, G. Ramachandran et A. Lakshminarayanan :

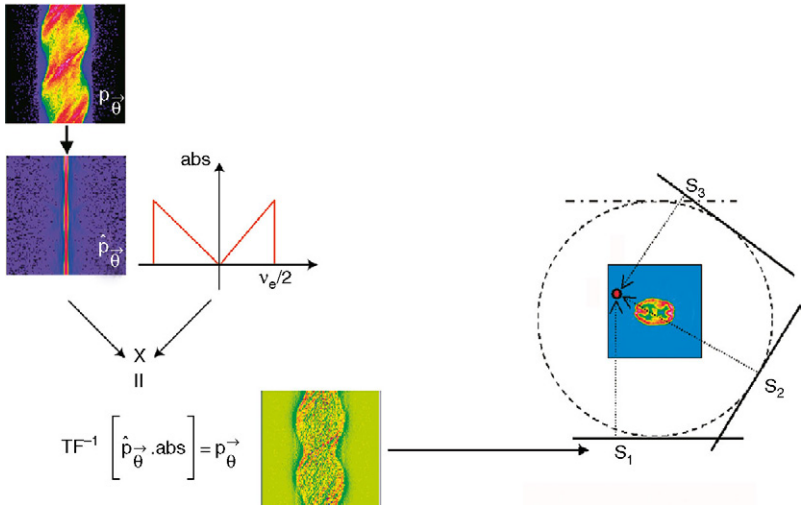
**Figure 2.10**

Illustration de l'algorithme de rétroprojection filtrée. TF : transformée de Fourier.

$$\text{Pour tout } i \text{ entier naturel, } h(i) = \begin{cases} 1 / (4d^2) & \text{si } i = 0 \\ 0 & \text{si } i \text{ est pair non nul} \\ 1 / (i^2 \pi^2 d^2) & \text{si } i \text{ est impair} \end{cases}$$

où $d=1/v_e$ est la dimension du pixel dans le sinogramme (c'est-à-dire l'inverse de la fréquence d'échantillonnage).

L'usage du filtre valeur absolu tronqué, aussi appelé filtre « rampe », n'est justifié que par la démonstration que nous venons de faire à propos de l'algorithme de rétroprojection filtrée. Il apparaît naturellement au moment du changement de variable entre coordonnées cartésiennes et polaires que nous avons opéré pour pouvoir appliquer le théorème de Radon. Son effet est d'amplifier les fréquences spatiales proportionnellement à la fréquence. Il s'agit donc d'une certaine façon d'un filtre « passe-haut » qui a pour effet de diminuer l'influence des basses fréquences spatiales créées par l'affectation homogène de chaque projection à tous les pixels susceptibles d'y avoir contribué lors de processus de rétroprojection. Comme tout filtre linéaire, cette amplification relative des hautes fréquences spatiales peut malheureusement aussi contribuer à amplifier considérablement un bruit haute fréquence aléatoire présent au sein des mesures de projection. Dans le cas de l'algorithme de rétroprojection filtrée, le mauvais conditionnement du problème tomographique apparaît ainsi sous la forme de la nécessité d'utiliser le filtre rampe. Il est possible d'améliorer plus ou moins empiriquement ce conditionnement en utilisant, à la place du seul filtre rampe, un filtre dont la réponse en fréquence est le produit du filtre valeur absolue et d'un filtre

pas de basse fréquence dont la fréquence de coupure est exprimée en pourcentage de la fréquence de Nyquist (la moitié de la fréquence d'échantillonnage). On utilise alors très fréquemment une fenêtre de type Butterworth car l'ajustement de ses deux paramètres (fréquence de coupure et ordre, cf. chapitre 1) permet de s'approcher de la plupart des autres fenêtres passe-bas possibles.

Point fort

L'algorithme de rétroprojection filtrée

- Nécessité d'acquérir des projections sur au moins 180°
- Filtrage du sinogramme par convolution avec le noyau de Ram-Lak ou par multiplication par un filtre rampe dans le domaine de Fourier
- Filtrage passe-bas des projections

Méthodes algébriques de reconstruction tomographique

Suite aux premiers travaux dus au mathématicien polonais S. Kaczmarz, une famille d'algorithmes de reconstruction tomographique a été proposée comme alternative aux techniques de reconstructions analytiques. Ces méthodes, dites algébriques, proposent de reconstruire une suite de coupes convergeant vers la coupe à reconstruire. Il s'agit donc de méthodes itératives. Le chef de file de cette famille d'algorithmes itératifs est dû à S. Kaczmarz et est connu sous le nom d'algorithme ART [3] (pour *Algebraic Reconstruction Technique*).

La figure 2.11 illustre le principe de l'algorithme ART sur un problème de reconstruction très simple puisqu'il se limite à la reconstruction d'une image de deux pixels à partir de deux projections seulement. Nous avons vu qu'il s'agit alors de rechercher la solution d'un système de deux équations linéaires à deux inconnues f_1 et f_2 représentant les valeurs des deux pixels de la coupe f à reconstruire. Graphiquement, il s'agit donc de déterminer l'intersection des deux droites Δ_1 et Δ_2 d'équations $p_1 = r_{11} f_1 + r_{12} f_2$ et $p_2 = r_{21} f_1 + r_{22} f_2$ où les r_{ik} sont les éléments de la matrice de Radon du problème tomographique (i.e. la contribution du pixel k à la projection p_i). Il est possible de déterminer ce point d'intersection au moyen d'un algorithme consistant à partir d'une estimation initiale quelconque $\tilde{f}^0 = (f_1^0, f_2^0) = (f_1^0, f_2^0)$ de la coupe (par exemple, comme sur la figure 2.11, $\tilde{f}^0 = (0, 0) = (0, 0)$), puis à projeter celle-ci successivement les droites Δ_1 et Δ_2 de manière à construire une suite d'estimations $\tilde{f}^n$ qui converge vers la solution recherchée (f_1, f_2) (figure 2.11, en bas à gauche).

L'algorithme ART découle immédiatement de ce qui précède : étant donné une itération à l'ordre n , l'itération suivante $\tilde{f}^{n+1}$ se calcule en projetant l'estimation de la coupe à l'ordre n , modélisée par le vecteur $\tilde{f}^n = (f_1^n, f_2^n)$

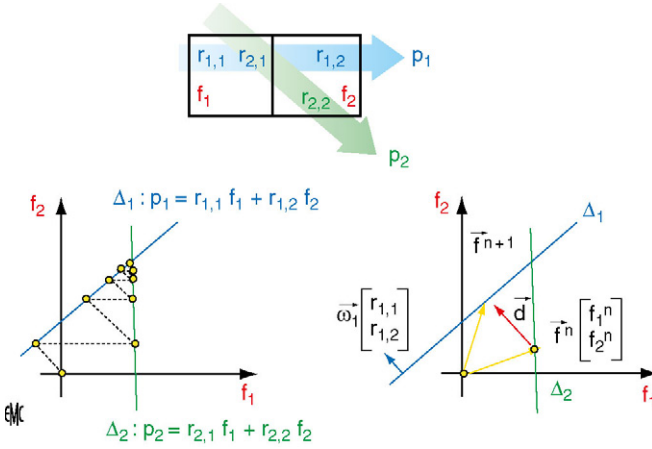


Figure 2.11

Illustration de la technique algébrique de reconstruction tomographique (ART – Algebraic Reconstruction Technique).

sur une des deux droites, soit par exemple Δ_1 . Notons $\vec{\omega}_1$ le vecteur normal unitaire de Δ_1 et d la distance entre cette droite et le point (f_1^n, f_2^n) . L'itération à l'ordre $n+1$ s'exprime en fonction de celle à l'ordre n suivant [4] :

$$\vec{f}^{n+1} = \vec{f}^n + d \frac{\vec{\omega}_1}{\|\vec{\omega}_1\|} \text{ où } d = \frac{p_1 - \langle \vec{f}^n, \vec{\omega}_1 \rangle}{\|\vec{\omega}_1\|}$$

Dans cette expression, le produit scalaire n'est autre que $p_1^n = r_{1,1} f_1^n + r_{1,2} f_2^n$, la projection selon Δ_1 qui aurait été mesurée si la coupe estimée à l'itération n , $\vec{f}^n$, avait été la bonne solution. Le numérateur de la fraction qui détermine d s'identifie donc à une différence entre la projection effectivement mesurée p_1 et la projection calculée à partir de l'estimation de la coupe à l'itération n , p_1^n . L'étape de calcul de l'itération $n+1$ à partir de l'itération n s'écrit donc :

$$\vec{f}^{n+1} = \vec{f}^n + \frac{p_1 - p_1^n}{\|\vec{\omega}_1\|^2} \vec{\omega}_1$$

On constate donc que l'on calcule une nouvelle itération $n+1$ en ajoutant à la coupe estimée à l'itération précédente la rétroprojection de l'écart entre une projection mesurée et la projection correspondante, estimée à partir de l'itération n , ce qui peut se résumer par :

$$\vec{f}^{n+1} = \vec{f}^n + R^*(p_k - p_k^n)$$

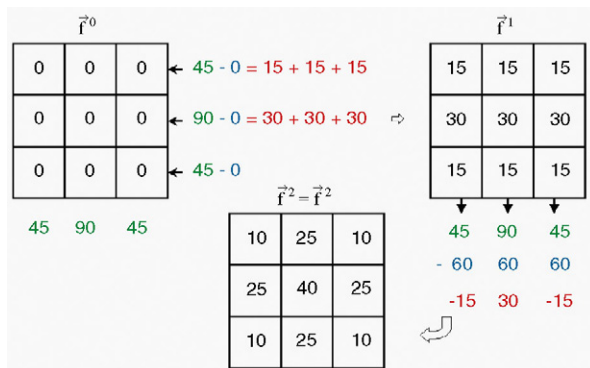


Figure 2.12

Exemple de reconstruction tomographique par *Algebraic Reconstruction Technique (ART)*.

On fait ici l'hypothèse simplificatrice d'une matrice de Radon telle $r_{ik} = 1$ si le pixel k contribue à la projection p_i et $r_{ik} = 0$ sinon. Les valeurs en vert sont les projections mesurées, celles en bleu les projections calculées à partir d'une estimation à une itération donnée, et les valeurs en rouge correspondent à la différence entre projections mesurées et calculées. La convergence a lieu dans ce cas en deux itérations seulement.

Dans sa version première, l'algorithme ART ne converge pas toujours vers une solution lorsque les données de projection sont fortement bruitées. Lorsque la convergence existe, celle-ci reste lente, rendant cet algorithme peu adapté à une utilisation en routine hospitalière. Proche d'ART dans leurs principes, les méthodes de type EM (pour *Expectation Maximisation*) sont au contraire largement exploitées. L'algorithme EM est fondé sur la maximisation de la probabilité (p/f) de mesurer un jeu de projection sachant que les pixels de la coupe prennent certaines valeurs. Dans l'hypothèse de projections caractérisées par une statistique de Poisson, cela revient à rechercher la coupe f qui rend maximale la vraisemblance $\log [P(p/f)]$. On obtient alors un algorithme itératif opérant par corrections multiplicatives et dans lequel le pixel i de l'itération $n+1$, f_i^{n+1} s'exprime en fonction de l'itération n , f_i^n suivante [6] :

$$f_i^{n+1} = f_i^n \cdot \frac{1}{\sum_{l=1}^P r_{l,i}} \sum_{l=1}^P r_{l,i} \frac{p_l}{\sum_{s=1}^N r_{l,s} f_s^n}$$

Dans cette expression, le terme $\sum_{s=1}^N r_{l,s} f_s^n$ caractérise la projection numéro l de la coupe estimée à l'itération n . L'expression

$$\sum_{l=1}^P r_{l,i} p_l / \sum_{s=1}^N r_{l,s} f_s^n = \sum_{l=1}^P r_{l,i} p_l / p_l^n$$

est donc la rétroprojection au pixel i du rapport entre projection p_i , mesurée et projection p_i^n estimée à l'itération n . À un facteur de normalisation près, l'algorithme qui découle de cette formulation revient donc à calculer la coupe estimée à l'itération $n+1$ en corrigeant l'itération n de façon multiplicative au moyen de la rétroprojection du rapport entre projections mesurées et projections calculées à l'itération n . Un tel algorithme présente de nombreuses qualités qui expliquent son succès en tomographie médicale : en particulier, il converge vers la coupe qui maximise la vraisemblance logarithmique $-\log [P(p/f)]$ et garantit des valeurs de pixels positives (si c'est le cas pour le premier itéré choisi). Son principal défaut est une vitesse de convergence relativement lente.

En 1994, H. Hudson et R. Larkin ont montré qu'il est possible d'opérer une accélération algorithmique importante en choisissant de façon astucieuse l'ordre des droites Δ_k utilisées pour les itérations successives d'un algorithme de type ML-EM (*Maximum Likelihood-Expectations Maximisations*) [5]. Sur la figure 2.11, il est facile de comprendre que plus les droites utilisées lors de deux itérations successives pour projeter les estimations ont des directions proches d'un angle droit entre elles, plus la convergence de l'algorithme de reconstruction itératif est rapide. De façon plus précise, il s'agit de regrouper les projections en S sous-ensembles disjoints et d'y réordonner les projections avant d'appliquer l'algorithme EM. Cet algorithme est appelé OSEM (pour *Ordered Subsets Expectation Maximisation*).

Une alternative aux approches ART ou ML-EM consiste à développer un algorithme destiné à minimiser une certaine fonctionnelle représentant un écart entre des projections effectivement mesurées sur un tomographe et des projections calculées à partir d'une estimation de la coupe à reconstruire. Plusieurs algorithmes de minimisation peuvent être utilisés à cette fin et certaines méthodes récentes facilement disponibles sur Internet, telles que l'algorithme BFGS (du nom de ses auteurs, Broyden, Fletcher, Goldfarb et Shanno), ont constitué de réels progrès en la matière (prise en compte de la positivité des valeurs des pixels par exemple pour ce dernier). Les méthodes les plus universellement utilisées restent cependant les techniques de descente de gradient (appliquées à l'équation normale). Il est ainsi possible de construire un algorithme itératif de reconstruction en minimisant une fonctionnelle de type $\chi'' = \|\mathbf{R}\bar{\mathbf{f}}^n - \bar{\mathbf{p}}\|^2$ au moyen d'une procédure de gradient conjugué orthogonal. On obtient alors un algorithme qui converge vers la coupe $\bar{\mathbf{f}} = \arg \min_{\mathbf{f}} \|\mathbf{R}\bar{\mathbf{f}} - \bar{\mathbf{p}}\|^2$ qui minimise cette fonctionnelle χ'' , en calculant l'itération $n+1$ à partir de l'itération n suivante :

$$\bar{\mathbf{f}}^{n+1} = \bar{\mathbf{f}}^n + \omega^n \cdot \bar{\nabla} \chi^n$$

$$\text{avec } \bar{\nabla} \chi^n = \mathbf{R}^* (\bar{\mathbf{p}} - \mathbf{R} \bar{\mathbf{f}}^n) \text{ et } \omega^n = \frac{\|\bar{\nabla} \chi^n\|^2}{\langle \bar{\nabla} \chi^n, \mathbf{R}^* \cdot \mathbf{R} \bar{\nabla} \chi^n \rangle}$$

En pratique, les étapes d'une reconstruction tomographique par gradient conjugué orthogonal sont les suivantes :

$$\text{Initialisation : } \vec{\nabla}\chi^0 = \vec{r}^0 = R^* \cdot \vec{p}$$

$$\text{Calcul du paramètre de descente : } \omega^n = \frac{\|\vec{r}^n\|^2}{\langle \vec{\nabla}\chi^n, R^* \cdot R \cdot \vec{\nabla}\chi^n \rangle}$$

$$\text{Mise à jour du résidu : } \vec{r}^{n+1} = \vec{r}^n - \omega^n \cdot R^* \cdot R \cdot \vec{\nabla}\chi^n$$

$$\text{Mise à jour du gradient : } \vec{\nabla}\chi^{n+1} = \vec{r}^{n+1} + \beta^n \cdot \vec{\nabla}\chi^n \text{ avec } \beta^n = \frac{\|\vec{r}^{n+1}\|^2}{\|\vec{r}^n\|^2}$$

$$\text{Mise à jour de la coupe : } \vec{f}^{n+1} = \vec{f}^n + \omega^n \cdot \vec{\nabla}\chi^n$$

Un des avantages des techniques de gradient conjugué, outre la rapidité relative du processus de convergence, est de permettre une estimation du conditionnement du problème linéaire traité. L'algorithme décrit ci-dessus permet en effet, à chaque itération, de calculer une matrice tridiagonale dite matrice de Galerkin G^j dont l'ordre est le numéro de l'itération j :

$$G^j = \begin{pmatrix} \frac{1}{\omega^0} & -\frac{\sqrt{\beta^0}}{\omega^0} & 0 & 0 \\ -\frac{\sqrt{\beta^0}}{\omega^0} & \frac{1}{\omega^1} + \frac{\beta^0}{\omega^0} & \ddots & 0 \\ 0 & \ddots & \ddots & -\frac{\sqrt{\beta^{j-1}}}{\omega^{j-1}} \\ 0 & 0 & -\frac{\sqrt{\beta^{j-1}}}{\omega^{j-1}} & \frac{1}{\omega^j} + \frac{\beta^{j-1}}{\omega^{j-1}} \end{pmatrix}$$

Cette matrice tridiagonale est facilement diagonalisable à chaque itération. On peut montrer que son spectre (l'ensemble de ses valeurs propres) converge vers celui de la matrice de Radon. Le calcul, à chaque itération n , du rapport de la plus grande à la plus petite des valeurs propres de la matrice de Galerkin d'ordre n permet donc de disposer d'une estimation de plus en plus fine du nombre de conditionnement $\kappa(R) = \lambda_{\max}/\lambda_{\min}$ de la matrice de Radon. Cette méthode, appelée approximation de Lanczos, est un moyen efficace pour ajuster de façon rigoureuse des paramètres de régularisation, en choisissant ceux qui conduisent à un nombre de conditionnement inférieur à un certain seuil. La détermination de la plus grande des valeurs propres présente également l'intérêt de permettre de calculer un majorant ε^n de l'erreur d'estimation de la coupe à chaque itération n (*backward error*). Cela fournit un critère de convergence utile pour les algorithmes de gradient conjugués :

$$\varepsilon^n = \frac{1}{\lambda_{\max}} \frac{\|\vec{r}^n\|}{\|\vec{f}^n\|}$$

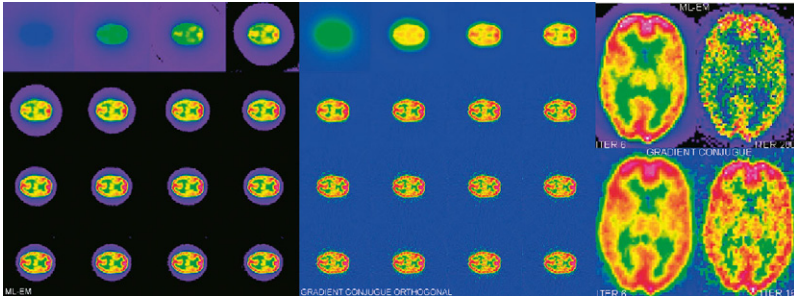


Figure 2.13

Illustration de la reconstruction d'une coupe de scintigraphie cérébrale par *Maximum Likelihood-Expectations Maximisations* (ML-EM) et par gradient conjugué.

Les 16 premières itérations sont représentées de haut en bas et de gauche à droite. La partie droite de l'image présente des agrandissements de coupes obtenues à 6 et 200 itérations pour ML-EM (ligne du haut) et à 6 et 16 itérations pour le gradient conjugué (ligne du bas).

Les images de la figure 2.13 présentent un exemple de reconstruction itérative par ML-EM et gradient conjugué. On constate dans les deux cas que les basses fréquences spatiales sont reconstruites dès les premières itérations et qu'il faut attendre les itérations d'ordre plus élevé pour voir apparaître les détails résolus dans les coupes.

Si la convergence est démontrée pour les algorithmes de type EM ou gradient conjugué, celle-ci se fait vers une solution qui s'ajuste au mieux à des données bruitées (au sens du maximum de vraisemblance ou de la fonctionnelle minimisée par l'algorithme de gradient). Dans le cas de systèmes mal conditionnés comme le sont ceux des problèmes tomographiques en médecine (la norme de l'inverse de la matrice de Radon est grande par rapport aux valeurs des signaux), cette convergence ne se fait généralement pas vers l'image attendue : au-delà d'un certain nombre d'itérations, il apparaît des artefacts de haute fréquence spatiale qui morcellent et dégradent peu à peu la coupe en reconstruction. Ce problème, inhérent au mauvais conditionnement de la matrice de Radon, à sa modélisation imparfaite et au bruit présent dans les projections, peut être masqué en restreignant les calculs à un nombre limité d'itérations, mais cette démarche empirique se fait aux dépens de la résolution de la coupe, sans connaissance *a priori* précise de la perte en résolution qui résulte de cette approche. Une alternative plus rigoureuse et permettant de contrôler la limitation de résolution consiste à appliquer un filtre linéaire 2D ou 3D aux coupes reconstruites, en ajustant la fréquence de coupure à un compromis déterminé entre résolution et rapport signal sur bruit. Il est aussi possible d'introduire au sein de la fonctionnelle minimisée par l'algorithme itératif une fonctionnelle supplémentaire censée contrôler les hautes fréquences reconstruites. On parle alors de fonctionnelles régularisées.

Techniques de régularisation du problème tomographique

D'une manière générale, les algorithmes itératifs régularisés mettent en jeu une procédure destinée à minimiser une fonctionnelle constituée non plus seulement par un terme d'adéquation aux données de projection A, mais par une somme de ce dernier et d'un terme de régularisation B prenant en compte une information *a priori* (I) sur la coupe à reconstruire. Celle-ci est ainsi définie par

$$\tilde{f} = \arg \min_{\tilde{f}} [A(\tilde{f}, \tilde{p}) + \beta.B(\tilde{f}, I)]$$

où β est un paramètre de pondération permettant de donner plus ou moins de poids au terme régularisant. De nombreuses techniques de régularisation ont été étudiées depuis une vingtaine d'années. La plupart d'entre elles n'ont pu, à ce jour, avoir d'applications cliniques en routine du fait de la difficulté et du temps impliqué dans la détermination des paramètres de régularisation tels que β . Nous nous limitons à décrire ici les principes des deux principales approches utilisées en la matière.

La première famille de techniques de régularisation utilise un modèle statistique d'informations *a priori*. Elle se fonde sur le théorème de Bayes suivant lequel $P(\tilde{f} / \tilde{p}) = P(\tilde{p} / \tilde{f}).P(\tilde{f}) / P(\tilde{p})$ où $P(\tilde{f} / \tilde{p})$ est la probabilité qu'une coupe soit solution connaissant les données de projection, $P(\tilde{p} / \tilde{f})$ est celle de mesurer un jeu de projection connaissant les valeurs des pixels de la coupe. $P(\tilde{f})$ et $P(\tilde{p})$ sont les probabilités *a priori* d'une coupe et d'un jeu de projections. La distribution de probabilités $P(\tilde{f})$ constitue une information *a priori* sur la coupe à reconstruire et est utilisée pour procéder à la régularisation du problème tomographique. Les projections étant *a priori* connues, $P(\tilde{p}) = 1$, et le théorème de Bayes s'écrit $P(\tilde{f} / \tilde{p}) = P(\tilde{p} / \tilde{f}).P(\tilde{f})$, soit $\log P(\tilde{f} / \tilde{p}) = \log P(\tilde{p} / \tilde{f}) + \log P(\tilde{f})$. C'est cet estimateur, appelé MAP (maximum *a posteriori*), que l'on cherche à maximiser pour reconstruire une coupe régularisée, alors définie par

$$\tilde{f} = \arg \min_{\tilde{f}} [-\log P(\tilde{p} / \tilde{f}) - \log P(\tilde{f})]$$

On retrouve bien ici le terme d'adéquation aux données des algorithmes EM ($-\log P(\tilde{p} / \tilde{f})$) et un terme de régularisation ($-\log P(\tilde{f})$). L'algorithme de reconstruction ainsi construit porte le nom générique de MAP-EM. La qualité d'une reconstruction établie à partir d'un critère MAP dépend très largement du choix de $P(\tilde{f})$. Cette information peut être extraite de diverses modalités d'imagerie médicale (extraction de contours en tomomodensitométrie ou en IRM pour optimiser des reconstructions scintigraphiques par exemple) ou provenir de la modélisation d'interactions locales entre pixels de la coupe.

L'utilisation d'une distribution de Gibbs pour définir cette information *a priori* évite le recours à ces ressources multimodales. Il s'agit alors de définir $P(\tilde{f})$ suivant

$$P(\tilde{f}) = \frac{1}{K} e^{-\beta.U(\tilde{f})}$$

où K est une constante de normalisation et $U(\vec{f})$ est une fonction d'énergie définie à partir d'une fonction de potentiel V par $U(\vec{f}) = \sum_{i,j} w_{i,j} \cdot V(f_i, f_j)$.

Dans cette expression, les coefficients de pondération $w_{i,j}$ varient comme l'inverse de la distance physique entre les pixels i et j . Dans le cadre d'une grille cartésienne et en se limitant aux huit plus proches voisins, on peut par exemple les prendre unitaires lorsque i et j sont 4-connexes (c'est-à-dire s'ils ne diffèrent que d'une ligne ou d'une colonne, mais pas des deux) et égaux à $1/\sqrt{2}$ pour les quatre autres voisins 8-connexes. Il existe différentes fonctions de potentiel qui influent à différents degrés sur le bruit et la préservation des contours de l'objet. Elles agissent sur une variable r correspondant à la différence de valeur entre deux pixels. À titre d'exemple, en 1989, Hebert et Leahy ont proposé de prendre $V_{HL}(r) = \delta \cdot \log[1 + (r/\delta)^2]$ où δ est un paramètre de régularisation à ajuster. Un autre potentiel a été proposé en 1990 par Green [6], sous la forme $V_{GR}(r) = \delta \cdot \log[\cos(r/\delta)^2]$.

L'application d'un critère MAP avec une telle distribution de Gibbs a permis à P.J. Green de proposer en 1990 une version régularisée de l'algorithme EM, nommée MAP-EM-OSL. Elle ne diffère de l'algorithme EM que par l'adjonction d'un terme de la forme $\beta \partial U$ qui se calcule au voisinage V_i du pixel i [6] :

$$f_i^{n+1} = f_i^n \cdot \frac{1}{\sum_{l=1}^p r_{l,i} + \beta \cdot \partial U} \cdot \sum_{l=1}^p r_{l,i} \frac{p_l}{\sum_{s=1}^N r_{l,s} f_s^n}$$

où $\partial U = \sum_{f_k \in V(f_i)} w_{i,k} \cdot \frac{\partial V}{\partial r}(f_i - f_k)$

Ces techniques de régularisation présentent des avantages par rapport aux filtres linéaires car elles agissent différemment sur le bruit et les contours bien qu'il s'agisse dans les deux cas de hautes fréquences spatiales. En intégrant une modélisation des interactions locales entre les pixels, elles permettent d'effectuer un lissage du bruit tout en préservant les contours de l'image. Leur développement en tomographie médicale de routine est cependant limité par la difficulté et le temps nécessaire à l'ajustement de paramètres de régularisation tels que β ou δ qui sont finalement bien souvent fixés de manière empirique.

Une alternative à ces techniques de régularisation utilisant une stratégie de Bayes peut être trouvée en développant un algorithme itératif destiné à minimiser une fonctionnelle qui incorpore une exigence *a priori* sur la coupe recherchée. L'adjonction de ce terme régularisant conduit à rechercher non plus une solution du type $\vec{f} = \arg \min_f \|\vec{Rf} - \vec{p}\|^2$, mais une solution caractérisée par $\vec{f} = \arg \min_f \|\vec{Rf} - \vec{p}\|^2 + \alpha \cdot \rho(\vec{f})$ où α est une constante permettant de donner plus ou moins de poids au terme régularisant $\rho(\vec{f})$. À titre d'exemple, la régularisation de Tikhonov utilise $\rho(\vec{f}) = \|\vec{f}\|^2$, celle de Boltzmann-Shannon propose de choisir $\rho(\vec{f}) = \sum_i f_i \ln(f_i)$.

Cette dernière peut être modifiée pour tenter de prendre en compte une image $\tilde{f}^{\text{ref}} = (f_i^{\text{ref}})$ proche *a priori* de la coupe à reconstruire (régularisation de Kullback-Leibler du type

$$\rho(\tilde{f}) = \sum_i f_i \ln(f_i / f_i^{\text{ref}}).$$

Ces techniques ont fait la preuve de leur efficacité, mais restent délicates à utiliser en imagerie médicale de routine du fait de l'ajustement souvent délicat du paramètre de pondération α . En outre, on peut reprocher à ces fonctionnelles un certain manque de cohérence. Celles-ci contiennent en effet un terme de régularisation et un terme d'adéquation aux données dont les exigences sont contradictoires. Lorsque l'on utilise une régularisation de Tikhonov par exemple, le terme de régularisation conduit à rechercher une coupe sans haute fréquence spatiale alors que l'adéquation aux données est exigée aussi pour la composante haute fréquence des projections mesurées (figure 2.14). Cet écueil peut être contourné en recherchant à minimiser une fonctionnelle du type

$$\left\| R\tilde{f} - TF^{-1}(\hat{b}, \hat{p}) \right\|^2 + \left\| (1 - \hat{b})\hat{f} \right\|^2,$$

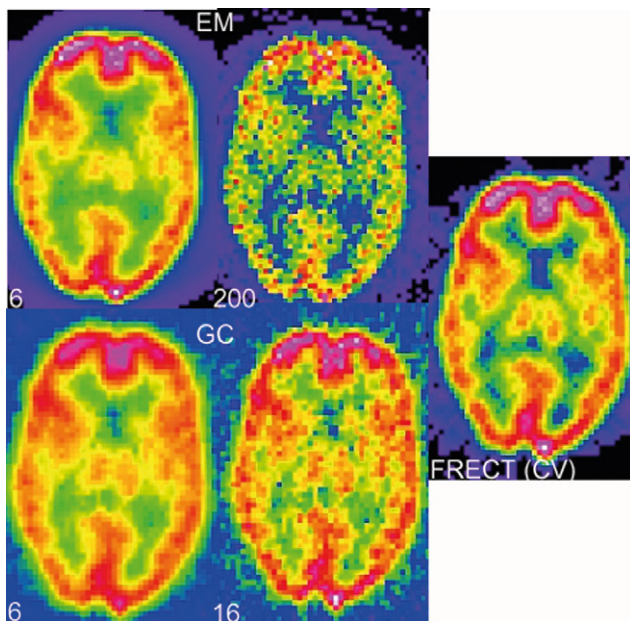


Figure 2.14

Reconstruction d'une coupe scintigraphique d'un fantôme anthropomorphe de Hoffmann par Expectation Maximisation (EM) et gradient conjugué (GC) non régularisés et par FRECT (pour ce dernier algorithme, les itérations sont calculées jusqu'à convergence).

où $\hat{b}$ est la réponse en fréquence d'un filtre (linéaire) passe-bas de fréquence de coupure f_c . Cette démarche, initialement proposée sous le nom de FRECT par P. Maréchal, permet de rechercher une adéquation aux données de projection pour des fréquences spatiales inférieures à f_c et une minimisation des fréquences spatiales de la coupe supérieures à cette fréquence de coupure [7]. Le fait qu'il faille utiliser le même type de filtre, dans ses versions passe-bas ($\hat{b}$) et passe-haut ($1-\hat{b}$) pour le terme d'adéquation et le terme de régularisation est une conséquence directe du théorème de Radon. Cette démarche prend acte de l'impossibilité de reconstruire toutes les hautes fréquences de la coupe, du fait du mauvais conditionnement du problème tomographique, et traduit la notion de régularisation en termes de limitation cohérente et parfaitement déterminée de la résolution de la coupe reconstruite. Cette résolution est caractérisée par la fréquence de coupure choisie, seul paramètre à ajuster qui ne dépend que du tomographe et de la modélisation utilisée pour la matrice de Radon (elle ne dépend pas des données de projection). Il est donc possible, en utilisant une approximation de Lanczos, de déterminer une fois pour toutes, pour un tomographe donné, quelle fréquence de coupure maximale est compatible avec un nombre de conditionnement acceptable. Cet étalonnage fait, l'utilisation de cette même approximation pour décider de la fin du processus itératif (*backward error*) fournit un algorithme de reconstruction optimisé qui ne nécessite aucune paramétrisation de la part du personnel médical.

Techniques de correction des artefacts d'acquisition

Les artefacts d'acquisition qui introduisent des erreurs systématiques dans les projections mesurées peuvent être corrigés par traitement initial des projections, par leur prise en compte dans le calcul des coefficients de la matrice de Radon, au sein de l'algorithme de reconstruction (par utilisation de filtres appropriés), ou par traitement des coupes produites. Ces problèmes sont particulièrement délicats à gérer en scintigraphie d'émission car l'utilisation d'un collimateur produit une réponse impulsionnelle dont la largeur à mi-hauteur dépend linéairement de la distance entre le détecteur et la source ponctuelle de radioactivité (cf. chapitre 1). Dans ces conditions, une image de projection est construite avec des réponses impulsionnelles variables. Les artefacts d'atténuation (Compton et photoélectrique principalement) compliquent encore la situation. En pratique, deux approches sont utilisées en reconstruction algébrique pour prendre en compte ces causes d'erreurs systématiques. La première consiste à modéliser dans le coefficient de Radon $r_{l,k}$ la proportion de photons issus du pixel k qui sont atténués avant d'atteindre le détecteur l , puis de modéliser l'opérateur de projection de façon que ce dernier répartisse l'activité du pixel k selon une distribution gaussienne centrée sur le détecteur l et d'écart type proportionnel à la distance entre le pixel k et le détecteur l [8].

Pour ce qui est de la prise en compte d'une réponse impulsionnelle variable, une alternative astucieuse a été mise en évidence par R. Lewitt, P. Edholm et W. Xia en 1989 [9]. Ce résultat, connu sous le nom de « relation

fréquence-distance » utilise la transformée de Fourier 2D $\hat{p}(\nu, \Theta)$ du sinogramme $p(s, \theta)$ considéré comme un signal bidimensionnel. Il permet de mettre en évidence que la principale contribution à la valeur de $\hat{p}(\nu, \Theta)$ est obtenue pour un angle $\theta \in [0, \pi]$ tel que les points de l'objet à reconstruire présentent une distance au détecteur $t = -\Theta / \nu$ où s et t sont les variables définies sur la figure 2.1 par la rotation du repère dans lequel la coupe est définie. Ce lien entre pixel de la coupe et projection permet alors facilement de mettre en place une stratégie de déconvolution telle que celles proposées dans le chapitre 1 [10].

Reconstruction tomographique 3D

Nous abordons dans ce qui suit les spécificités d'un problème de reconstruction tomographique pour lequel les lignes de projection ne sont plus contraintes d'appartenir à un plan de coupe, mais prennent des directions quelconques dans l'espace 3D usuel. Nous parlons alors de reconstruction 3D. Le développement récent des tomographes par émissions de positons, du fait de l'intérêt clinique et de la mise à disposition en routine hospitalière de déoxyglucose marqué au fluor 18, a motivé de nombreux progrès en la matière depuis les travaux théoriques initiaux de S. Orlov, en 1976. Nous illustrons les techniques de reconstruction 3D par cette technique (figure 2.15). En première approximation, le signal en TEP est constitué par la détection en coïncidence (i.e. simultanée) d'une paire de photons γ de 511 keV émis le long d'une même droite de l'espace 3D selon deux directions opposées. Cette paire de photons résulte de la désintégration β^+ de l'isotope 18 du fluor, puis de l'annihilation du positon produit dans cette désintégration avec un électron.

Un tomographe par émission de positons produit donc une collection de projections constituées de comptages de radioactivité effectués en

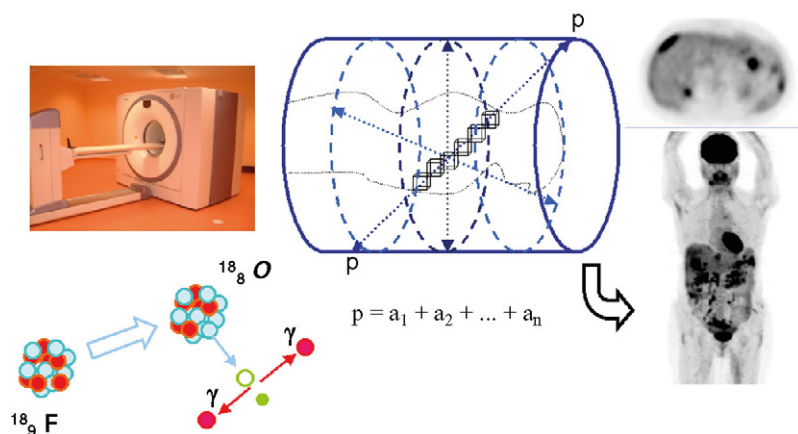


Figure 2.15

Illustration d'une acquisition d'un jeu de projections 3D en TEP.

coïncidence sur chaque paire de détecteurs élémentaires d'une surface sensible cylindrique. Pour une paire de détecteurs donnés, ce comptage est une mesure du nombre de désintégrations β^+ ayant eu lieu pendant l'acquisition le long d'une droite reliant ces deux détecteurs. Cette droite porte le nom de ligne de réponse (LOR – *Line Of Response*). Il est naturellement possible de munir le détecteur cylindrique de septa absorbant le rayonnement γ de manière à ne recueillir que les projections émises au sein de chaque plan perpendiculaire à l'axe du cylindre de détection. On n'exploite alors que les données de projection dites transverses, ce qui nous ramène à un problème de reconstruction tomographique 2D. La détection d'une paire de photons fait qu'en TEP cette démarche n'est pas justifiée, comme en scintigraphie monophotonique, par la nécessité d'opérer une collimation pour produire une image de projection. Elle a l'inconvénient de ne pas exploiter les projections dites obliques, c'est-à-dire impliquant une ligne de réponse n'appartenant pas à un plan perpendiculaire à l'axe du tomographe. Ces données sont redondantes, puisqu'en théorie, la simple connaissance des projections transverses sur un demi-tour permet de reconstruire toutes les coupes, donc le volume si les coupes sont jointives. Cependant, si l'on garde à l'esprit qu'une mesure de projection n'est qu'une réalisation d'un phénomène physique (les désintégrations le long d'une ligne dans notre exemple) qui suit une loi statistique donnée (loi de Poisson en scintigraphie), on comprend que l'exploitation de cette redondance peut permettre d'améliorer le rapport signal sur bruit dans le volume reconstruit. C'est tout l'objet des techniques volumiques de reconstruction dont nous étudions les spécificités dans ce qui suit.

Modélisation

Considérons une distribution tridimensionnelle d'une grandeur physique $f(\vec{x}) = f(x_1, x_2, x_3)$ connue uniquement par la mesure de ses projections orthogonales sur des plans P . Nous caractériserons les plans de projection par le vecteur unitaire $\vec{n}$ perpendiculaire à $P = \vec{n}^\perp$ (figure 2.16).

Les angles θ (entre $\vec{n}$ et le plan (x_1, x_2)) et ϕ (entre la projection de $\vec{n}$ dans le plan (x_1, x_2) et l'axe x_1) caractérisent la direction du vecteur $\vec{n}$. Ils sont appelés angles d'Euler. Lorsque nous avons étudié la tomographie 2D, nous avons constaté qu'un seul angle, $\phi = \frac{\pi}{2} - \theta$, est nécessaire pour définir une

direction de projection dans le plan. En tomographie 3D, il faut donc aux deux angles d'Euler θ et ϕ pour définir une direction (et donc un plan) de projection. Dans le repère $(0, x_1, x_2, x_3)$, les coordonnées du vecteur qui caractérisent une projection suivant ces deux angles d'Euler s'écrivent :

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} \cos\theta\cos\phi \\ \cos\theta\sin\phi \\ \sin\theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta\sin\phi \\ \cos\theta\cos\phi \\ \sin\theta \end{pmatrix} \quad (1)$$

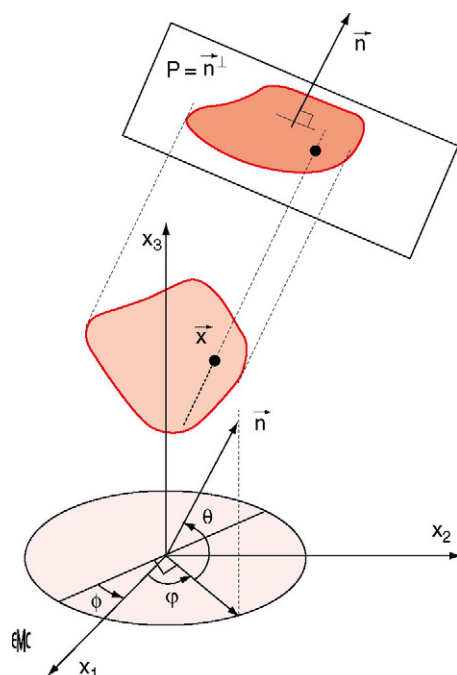


Figure 2.16

Illustration des paramètres permettant de caractériser une projection 3D dans le plan P d'une distribution volumique f .

La projection de la distribution $f(x_1, x_2, x_3)$ dans la direction n calculée au point $\vec{y} \in \vec{n}^\perp$ du plan P s'écrit :

$$p_n(\vec{y}) = \int f(\vec{y} + s\vec{n}) ds \quad (2)$$

De même qu'en tomographie 2D, on appelle transformée de Radon l'opérateur R qui associe à toute distribution volumique $f(x_1, x_2, x_3)$ ses projections sur tous les plans $\vec{n}^\perp$:

$$(Rf)(\vec{n}, \vec{y}) = p_n(\vec{y}) \quad (3)$$

Opérer une reconstruction tomographique 3D consiste à déduire la valeur de la distribution $f(\vec{x})$ en tout point $\vec{x}$ de l'espace à partir des différentes projections $p_n(\vec{y})$ acquises pour des valeurs variées de $\vec{y}$ et de $\vec{n}$. Cela revient donc à inverser la transformée de Radon.

On constate immédiatement que l'on retrouve la modélisation du problème tomographique 2D en se limitant aux acquisitions de projections acquises suivant $\theta=0$ et en reconstruisant chaque coupe de niveau x_3 donné à partir des lignes de projection acquises sur le plan P à ce même niveau x_3 . Une reconstruction tomographique 3D met donc en œuvre beaucoup plus de données de projection pour reconstruire un volume qu'une reconstruction 2D.

Spécificités en tomographie 3D

L'acquisition et la reconstruction de données de projections 3D présente deux spécificités essentielles : contrairement à ce que l'on constate en tomographie 2D, les données de projection 3D acquises sur un détecteur cylindrique classique présentent un avantage, celui d'être redondantes, et un inconvénient, celui de ne plus garantir l'invariance en translation du tomographe.

Redondance des données de projection

En tomographie 3D, les données de projection $P_{\vec{n}}(\vec{y}) = (p_{\vec{n}}(\theta, \varphi, y_1, y_2))$ dépendent donc de quatre paramètres : les angles d'Euler θ et φ qui définissent la direction de projection et les coordonnées (y_1, y_2) du vecteur $\vec{y}$ dans un système de coordonnées liées au plan de projection $p = \vec{n}^\perp$. Le volume que l'on souhaite reconstruire, $f(x_1, x_2, x_3)$, au contraire, ne dépend que des trois coordonnées de l'espace. Il s'ensuit que les données de projections acquises dans un imageur 3D sont redondantes. Par exemple, si l'on force le paramètre θ à être nul, on sait que la seule connaissance des projections transverses $P_{\vec{n}}(0, \varphi, y_1, y_2)$ est suffisante pour déterminer la distribution inconnue $f(\vec{x})$: il suffit d'opérer une reconstruction tomographique 2D pour reconstruire chaque coupe transverse indépendamment. L'information présente dans les projections transverses $p_{\vec{n}}(0, \varphi, y_1, y_2)$ est donc en théorie dupliquée et intégrée suivant une géométrie particulière au sein des projections que nous qualifierons d'obliques, $p_{\vec{n}}(\theta, \varphi, y_1, y_2)$, obtenues pour $\theta \neq 0$. Si nous disposions de projections exemptes de tout bruit, cette duplication des données de projection n'aurait aucun intérêt. En pratique, les tomographes médicaux sont capables de produire des images, donc des mesures spatiales d'un paramètre physique, dont le rapport signal sur bruit augmente lorsque le nombre de photons détectés augmente (jusqu'à un certain niveau toutefois pour la TEP, du fait des coïncidences fortuites). Il est donc possible d'optimiser le rapport signal sur bruit en utilisant un maximum de données de projections acquises pour reconstruire le signal. L'exploitation, en plus des projections transverses, de données de projection obliques permet de mettre à profit la redondance de ces projections pour minimiser le niveau relatif de bruit dans le volume reconstruit. Cela peut se faire de deux façons différentes. La première consiste à développer des algorithmes de reconstruction 3D qui sont capables d'exploiter toutes les données de projection. L'alternative consiste à réorganiser les projections obliques de manière à les affecter de façon correcte au sein des sinogrammes transverses. La statistique de ceux-ci en est améliorée et il suffit alors de reconstruire ces sinogrammes au moyen d'algorithmes de tomographie 2D. Cette dernière façon de réorganiser les données de projection est connue sous le terme anglo-saxon de *rebinning* [11].

Absence d'invariance en translation

Prenons l'exemple d'un tomographe à émission de positons dont le détecteur est un cylindre tronqué. Les données de projections ne sont prises en compte que lorsque sont enregistrés en coïncidence (i.e. à deux instants séparés de quelques ns) deux photons gamma de 511 keV au niveau de deux

détecteurs du cylindre. Dans ce cas, la valeur de la projection correspondant à la LOR qui relie les deux détecteurs est incrémentée. Pour une inclinaison axiale $\theta=0$, toutes les LOR appartiennent au plan transaxial (x_1, x_2) et sont donc enregistrées : nous sommes alors dans le cas de la reconstruction tomographique 2D où les données de projection sont complètes. En revanche, pour des projections obliques ($\theta \neq 0$), certaines LOR situées aux extrémités du cylindre de détection en particulier peuvent ne pas intersecter le cylindre en deux points, et donc ne pas être prises en compte (figure 2.17). Ces données de projection qui correspondent à certaines valeurs du quadruplet $(\theta, \varphi, y_1, y_2)$ ne sont donc pas disponibles pour la reconstruction. On parle de données de projection manquantes. Nous verrons dans ce qui suit que cette situation est incompatible avec certains algorithmes de reconstruction 3D ou de réorganisation des données de projection (*rebinning*).

En dehors d'un détecteur sphérique, irréalisable en pratique, les acquisitions de TEP présentent certaines directions de projection complètes (par exemple celles pour lesquelles $\theta=0$), et d'autres pour lesquelles des données de projection manquent. Dans ce dernier cas, les valeurs de $p_{\vec{n}}(\vec{y}) = p_{\vec{n}}(\theta, \varphi, y_1, y_2)$ ne sont pas mesurées pour certains points $\vec{y} \in \vec{n}^\perp$. En pratique, pour une géométrie de détecteur et un champ de vue donné, il est possible de déterminer une valeur maximale de l'angle d'Euler θ , notée θ_c , compatible avec l'acquisition de données de projection complètes. Dans le cas d'un examen TEP corps entier obtenu au moyen d'une série d'acquisitions, il faut ménager un certain recouvrement axial des acquisitions successives (de l'ordre de 20 %), faute de quoi l'extension du champ de vue sur toute la direction axiale x_3 du détecteur ferait que seule la direction $\theta=0$ serait complète (figure 2.17).

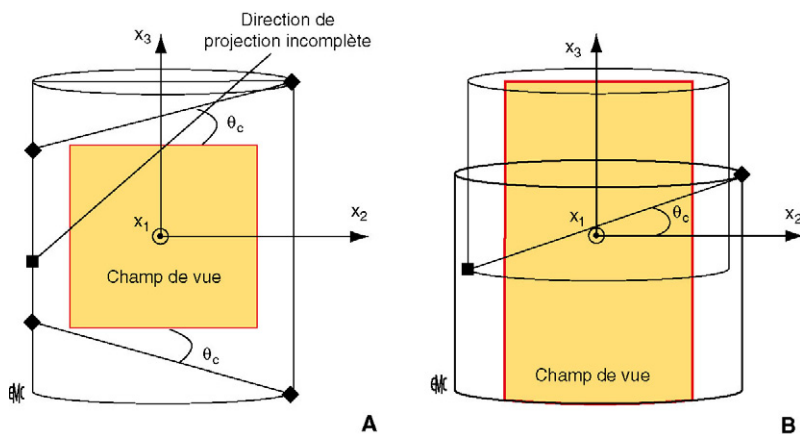


Figure 2.17

Données de projection manquantes dans le cas d'un détecteur cylindrique tronqué : cas d'une acquisition unique (A) et d'une série d'acquisitions avec recouvrement axial (B).

Point fort

Tomographie 3D versus 2D

- 1 avantage : projections redondantes, permettant une amélioration du rapport signal sur bruit de celles-ci.
- 2 difficultés :
 - projections incomplètes
 - reconstruction plus complexe, donc plus lente

Théorème de Radon 3D

De même qu'en deux dimensions, il existe une version tridimensionnelle du théorème de Radon (*Fourier slice theorem*, valable en fait en toute dimension finie), considérons un vecteur $\vec{\xi} = {}^t(\xi_1, \xi_2, \xi_3)$ correspondant aux fréquences spatiales selon les trois directions de l'espace du volume à reconstruire et une direction de projection $\vec{n}$. Le théorème de Radon 3D affirme que la transformée de Fourier 3D du volume à reconstruire $\hat{f}(\xi_1, \xi_2, \xi_3)$ dans un plan P_0 passant par l'origine et perpendiculaire à la direction $\vec{n}$ n'est autre que la transformée de Fourier 2D des projections, $\hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi})$ sur le plan $\vec{n}^\perp$. En conséquence, il est possible d'accéder à la représentation de Fourier du volume à reconstruire en remplissant cet espace plan par plan, au moyen des transformées de Fourier des projections acquises dans ces différents plans (figure 2.18. Formellement, le théorème de Radon 3D s'écrit donc [2] :

$$\forall \vec{\xi} \in \vec{n}^\perp, \hat{f}(\vec{\xi}) = \hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi}) \quad (4)$$

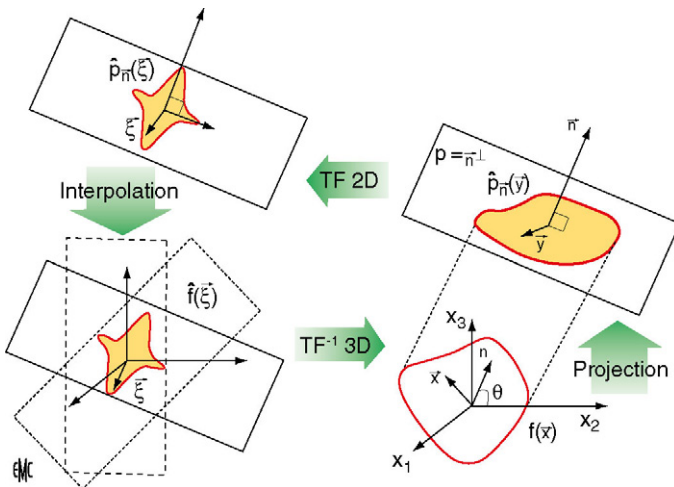


Figure 2.18

Illustration du théorème de Radon 3D. TF : transformée de Fourier.

où les transformées de Fourier 2D sur $\vec{n}^\perp$ et 3D sur tout l'espace sont définies suivant :

$$\hat{f}(\vec{\xi}) = \iiint f(\vec{x}) e^{-2i\pi \vec{x} \cdot \vec{\xi}} d\vec{x} \quad \text{et} \quad \hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi}) = \iint_{\vec{y} \in \vec{n}^\perp} p_{\vec{n}}(\vec{y}) e^{-2i\pi \vec{y} \cdot \vec{\xi}} d\vec{y} \quad (5)$$

En pratique, l'étape d'interpolation qui nécessite de remplir une grille cartésienne 3D dans l'espace de Fourier à partir de transformée de Fourier 2D connues sur des plans paramétrés au moyen des angles d'Euler et de deux coordonnées relatives à ces plans est délicate et nécessite un soin tout particulier dans le choix de la fonction d'interpolation, comme nous le détaillons plus loin.

La formule de Radon (4) nous permet désormais de mieux comprendre en quoi les données de projection sont redondantes en TEP 3D. Considérons dans un premier temps les plans de projection correspondant à $\theta=0$. Ces plans contiennent l'axe $(0, x_3)$ et permettent de reconstruire, à eux seuls, l'ensemble du volume (figure 2.19). Les données de projection obtenues sur un plan P d'orientation telle que $\theta \neq 0$ vont permettre d'affecter des valeurs de $\hat{f}(\xi_1, \xi_2, \xi_3)$ qui sont déjà connues (à l'interpolation près) grâce aux plans correspondant à $\theta=0$. Ces données sont donc redondantes et permettent d'augmenter la statistique de comptage au point (ξ_1, ξ_2, ξ_3) .

En dehors de la tomographie par émission de positons, les tomomodensitomètres X modernes (TDM) utilisent de plus en plus des projections coniques acquises sur un mode circulaire ou, plus souvent, hélicoïdal. Il s'agit d'une extension au 3D (projection sur des plans) des géométries divergentes (en éventail ou *fan-beam*) utilisées classiquement en TDM 2D. Malheureusement, il n'existe pas, pour ces jeux de projections divergentes, de relation

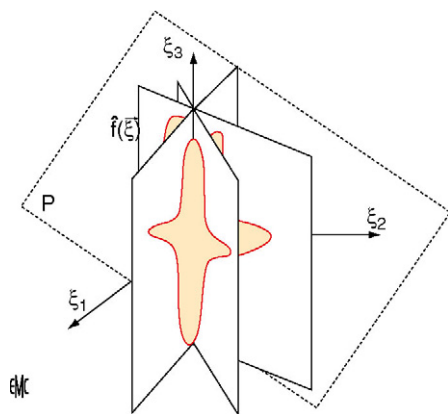


Figure 2.19

Théorème de Radon 3D et redondance des projections.

simple dans le domaine de Fourier entre ces projections coniques et le volume à reconstruire. Des relations plus complexes ont pu être mises en évidence, et la plus utilisée en pratique est celle proposée par P. Grangeat. Ce dernier a en effet mis en évidence un lien permettant de calculer la dérivée première de la transformée de Radon 3D à partir des projections coniques enregistrées. La distribution à reconstruire peut alors être déterminée en inversant cette dérivée première des projections 2D. Ces développements assez techniques sortent du cadre de ce chapitre [12].

Démonstration du théorème de Radon 3D

La même démarche que celle utilisée en 2D peut être adoptée. Calculons la transformée de Fourier 2D de la projection du volume à reconstruire dans un plan $P = \vec{n}^\perp$ donnée par l'équation (2) :

$$p_{\vec{n}}(\vec{y}) = \int f(\vec{y} + s\vec{n}) ds \text{ et } \forall \vec{\xi} \in \vec{n}^\perp, \hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi}) = \iint_P p_{\vec{n}}(\vec{y}) e^{-2i\pi\vec{y} \cdot \vec{\xi}} d\vec{y}$$

On a donc :

$$\hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi}) = \iiint_P f(\vec{y} + s\vec{n}) e^{-2i\pi\vec{y} \cdot \vec{\xi}} ds d\vec{y}.$$

Effectuons le changement de variable $\vec{x} = \vec{y} + s\vec{n}$. Lorsque le vecteur $\vec{y}$ parcourt le plan P et que le paramètre s parcourt l'ensemble des nombres réels, le vecteur $\vec{x}$ parcourt l'espace 3D. On obtient :

$$\hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi}) = \iiint f(\vec{x}) e^{-2i\pi\vec{y} \cdot \vec{\xi}} e^{2i\pi s\vec{n} \cdot \vec{\xi}} d\vec{x}$$

$$\text{Mais } e^{2i\pi s\vec{n} \cdot \vec{\xi}} = 1 \text{ car } \vec{\xi} \in \vec{n}^\perp \Rightarrow \vec{n} \cdot \vec{\xi} = 0, \text{ donc } \hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi}) = \iiint f(\vec{x}) e^{-2i\pi\vec{x} \cdot \vec{\xi}} d\vec{x}.$$

Soit $\forall \vec{\xi} \in P = \vec{n}^\perp, \hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi}) = \hat{f}(\vec{\xi})$, qui est le théorème de Radon 3D.

Condition d'Orlov

Le théorème de Radon (4) stipule que $\forall \vec{\xi} \in \vec{n}^\perp, \hat{f}(\vec{\xi}) = \hat{p}_{\vec{n}}(\vec{\xi})$. En conséquence, pour qu'il existe une solution unique $\hat{f}(\vec{\xi})$ compatible avec un jeu de projections $E = \{p_{\vec{n}}(\vec{\xi}), \vec{n} \in \Omega\}$, il faut que, pour tout triplet de fréquences spatiales $\vec{\xi} = (\xi_1, \xi_2, \xi_3)$, il existe (au moins) une direction $\vec{n} \in \Omega$ telle que $\vec{\xi} \perp \vec{n}$, c'est-à-dire telle que $\vec{\xi} \in \vec{n}^\perp = P$. Cela est en effet une condition nécessaire pour pouvoir affecter au moins une valeur à chaque point de la transformée de Fourier 3D du volume à reconstruire. Pour un vecteur fréquence $\vec{\xi}$ donné, les vecteurs directions $\vec{n}$ (de normes 1) perpendiculaires à $\vec{\xi}$ décrivent un grand cercle de la sphère unité. Une condition nécessaire et suffisante pour pouvoir affecter le point $\vec{\xi}$ dans $\hat{f}$ est donc que ce grand cercle présente

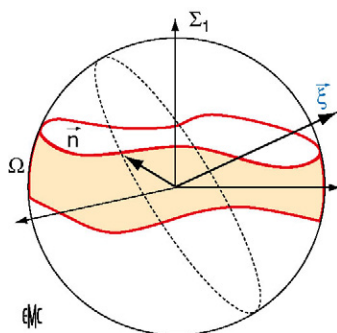


Figure 2.20

Illustration de la condition d'Orlov, satisfaite ici pour le domaine Ω représenté.

une intersection non vide avec le domaine Ω des directions effectivement enregistrées par l'imageur.

Cette condition porte le nom d'un physicien soviétique, spécialiste de cristallographie, qui s'intéressait vers 1975 à la caractérisation de macromolécules à partir d'images de microscopie électronique. Cela l'amena à démontrer la plupart des résultats de tomographie 3D dont on fait aujourd'hui grand usage en imagerie médicale [13, 14]. Son théorème énonce donc qu'une condition nécessaire pour qu'il existe une solution au problème tomographique 3D est que le domaine $\Omega = \{\vec{n} / p_{\vec{n}} \text{ est mesurée}\}$ des directions de projections effectivement enregistrées par l'imageur 3D présente une intersection non nulle avec tout grand cercle de la sphère unité (figure 2.20). Il est équivalent d'imposer à Ω de contenir au moins un grand cercle de la sphère unité. Ce résultat est analogue à la nécessité que nous avons mise en évidence de disposer de données de projections sur au moins un demi-cercle pour pouvoir opérer une reconstruction tomographique 2D par des techniques analytiques (inversion directe *via* le théorème de Radon ou rétroprojection filtrée).

Le théorème d'Orlov a des conséquences importantes sur la géométrie des détecteurs utilisables en tomographie 3D. Ainsi, le détecteur cylindrique classiquement utilisé en imagerie médicale (assimilable à un détecteur sphérique tronqué) vérifie la condition d'Orlov. Ce n'est en revanche pas le cas de certains détecteurs présentant des zones insensibles au signal (figure 2.21).

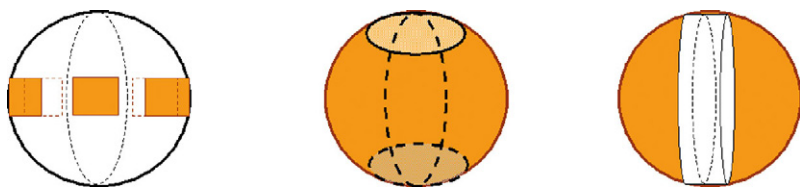


Figure 2.21

Géométries de certains détecteurs compatibles (au centre) ou pas (à gauche et à droite) avec la condition d'Orlov.

Point fort

Possibilités de reconstruction 3D

- *Rebinning* : reformatage des données 3D en un jeu de projections transverses 2D de meilleur rapport signal sur bruit, puis reconstruction 2D.
- *Reconstruction 3D vraie* : analytique ou algébrique.

Réorganisation des données de projection

Nous avons vu que les données de projection 3D étaient redondantes. En conséquence, il semble assez intuitif de considérer que les comptages enregistrés dans une projection acquise pour un angle d'Euler θ correspondent à des désintégrations (TEP) ou à des atténuations (TDM) qui ont laissé leurs traces dans d'autres projections $\theta' \neq 0$. Plutôt que de traiter l'ensemble des projections obliques dans le cadre d'un algorithme de reconstruction 3D, il peut être pertinent de chercher, pour chaque projection transverse ($\theta=0$), dans quelles projections obliques ($\theta \neq 0$) l'information transverse est dupliquée, puis de recalculer cette projection transverse à partir de la moyenne des données de toutes les projections (transverses et obliques) où cette même information est redondante. Cela permet de produire un jeu de projections transverses constitué de plus d'événements enregistrés, donc bénéficiant d'un rapport signal sur bruit plus favorable. Le volume est ensuite reconstruit à partir des sinogrammes transverses ainsi produits, au moyen d'algorithmes classiques de reconstruction 2D. Cette idée, qui consiste à réorganiser les sinogrammes, porte le nom de *rebinning* en anglais. Pour décrire les différentes méthodes de *rebinning*, nous allons préciser la paramétrisation d'une LOR correspondant à l'enregistrement en coïncidence (simultané à une fenêtre temporelle de quelques nanosecondes près) d'une paire de photons d'annihilation sur deux détecteurs A et B d'un TEP cylindrique (figure 2.22). Pour caractériser cette LOR, on utilise classiquement deux paramètres déduits des angles d'Euler θ et φ définis sur la figure 2.16, à savoir l'angle $\phi = \frac{\pi}{2} - \varphi$ dans le plan (x_1, x_2) entre l'axe x_1 et la perpendiculaire à la projection de la LOR sur ce plan, et le paramètre $\delta = \tan \theta$. Dans le plan (x_1, x_2) , la caractérisation de la LOR est complétée par la distance s entre la projection de la LOR sur ce plan et l'axe x_3 . Enfin, dans la direction axiale, on termine de caractériser la LOR par la moyenne arithmétique des côtes selon x_3 des deux détecteurs où la détection en coïncidence a eu lieu :

$$z = \frac{x_3^A + x_3^B}{2}$$

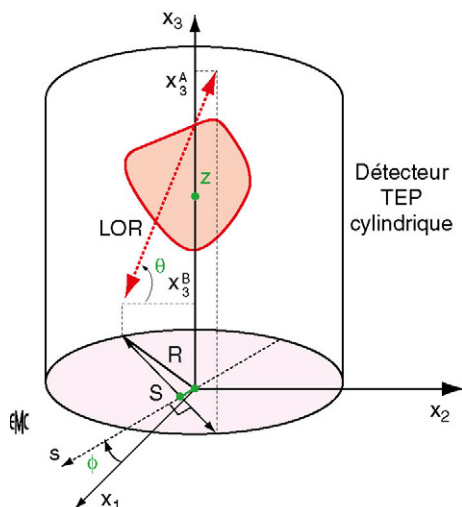


Figure 2.22

Caractérisation d'une projection $p(s, \phi, z, \delta)$ en tomographie par émission de positons (TEP) 3D.

Une LOR quelconque acquise sur un détecteur cylindrique est ainsi complètement définie suivant $p(s, \phi, z, \delta)$. Cette paramétrisation présente l'intérêt d'utiliser les deux variables s et ϕ qui modélisent le problème tomographique en 2D et deux autres variables z et δ directement liées aux détecteurs du TEP impliqués dans la coïncidence et au rayon R du TEP :

$$z = \frac{x_3^A + x_3^B}{2} \text{ et } \delta = \frac{x_3^A - x_3^B}{2\sqrt{R^2 - s^2}} \quad (6)$$

Si le champ de vue transaxial est tel que $s \ll R$, ce qui est souvent admis pour les TEP utilisés lors des activités hospitalières, alors l'équation (6) montre que les paramètres z et δ ne dépendent pratiquement que des anneaux sollicités x_3^A et x_3^B . Dans ces conditions, les coïncidences enregistrées dans chaque paire d'anneau du TEP permettent de construire un sinogramme oblique.

La méthode de *rebinning* la plus immédiate consiste, lorsque l'ouverture axiale θ du TEP est faible, à négliger cette obliquité et de considérer toutes les projections $p(s, z, \phi, \delta)$ comme participant à la projection transverse $p(s, \phi, z, 0)$. Cette approximation simple appelée SSRB (acronyme de *Single Slice Rebinning*) peut être mise à profit sur des TEP d'ouverture axiale faible lorsque le volume à reconstruire est relativement centré autour de l'axe x_3 de l'imageur. Lorsque le champ de vue s'étend dans le plan transaxial (x_1, x_2), cette approximation conduit à des artefacts inacceptables dans la plupart des situations cliniques.

Du fait de cette limitation, le mode de *rebinning* actuellement utilisé sur les TEP cliniques est le *rebinning* dans l'espace de Fourier. M. Defrise et al. ont en effet pu mettre en évidence une relation exacte entre sinogrammes obliques et transverses en calculant la transformée de Fourier de $p(s, \phi, z, \delta)$ par rapport aux variables (s, ϕ) , puis, sous hypothèse d'invariance en translation (absence de données manquantes), par rapport à la variable z [15] :

$$\hat{p}(\omega, k, \zeta, \delta) = e^{-i\Delta\phi} \hat{p}(\chi, \omega, k, \zeta, 0) \quad (7)$$

où ζ est la variable de Fourier associée à z , $\Delta\phi = k \arctg(\alpha)$, $\chi = \sqrt{1 + \alpha^2}$ et $\alpha = \frac{\delta\zeta}{\omega}$.

Cette formule de réorganisation exacte (connue sous le nom de FOREX) peut être utilisée directement, mais sa mise en œuvre numérique se heurte à deux difficultés. D'une part, cela nécessite d'opérer des interpolations délicates suivant la première variable dans le domaine de Fourier (calcul du terme $\chi\omega$). En outre, le fait d'opérer des transformations de Fourier suivant la troisième variable z suppose la mise à disposition de données de projection complètes.

Dans les cas où le terme α est suffisamment petit, il est possible de simplifier la relation (7) en tronquant les développements de Taylor des fonctions arc tangente et racine carrée qui définissent $\Delta\phi$ et χ . Ainsi, à l'ordre zéro, $\Delta\phi \approx 0$ et $\chi \approx 1$ conduisent à remplacer (7) par $\hat{p}(\omega, k, \zeta, \delta) = \hat{p}(\omega, k, \zeta, 0)$ soit, par transformation de Fourier inverse sur les trois premières variables $p(s, \phi, z, \delta) = p(s, \phi, z, 0)$. On retrouve alors la méthode SSRB décrite précédemment.

Plus utile en pratique, le développement limité de (7) à l'ordre 1 donne $\Delta\phi \approx k\alpha$ et $\chi \approx 1$. L'équation (7) devient alors $\hat{p}(\omega, k, \zeta, \delta) = e^{-ik\alpha} \hat{p}(\omega, k, \zeta, 0)$. En opérant une transformation de Fourier inverse suivant la troisième variable, le facteur exponentiel conduit à une translation suivant z , soit :

$$\hat{p}(\omega, k, z, \delta) \approx \hat{p}\left(\omega, k, z - \frac{k\delta}{\omega}, 0\right) \quad (8)$$

où ω et k sont les variables de Fourier associées à s et ϕ respectivement.

C'est cette relation, connue sous le nom de FORE, qui est la plus utilisée en routine clinique car elle est simple à mettre en œuvre (interpolations 1D seulement), elle ne nécessite pas de disposer de données de projection complètes et elle produit des reconstructions de qualité acceptable pour des imageurs TEP qui, comme ceux actuellement disponibles, limitent suffisamment l'obliquité θ des projections effectivement mesurées [15]. En effet, la relation (8) caractérisant la méthode FORE est obtenue aux prix d'approximations acceptables en pratique clinique à condition de se limiter à des valeurs suffisamment grandes des fréquences spatiales ω et k et pour des TEP d'ouverture axiale faible. Cette dernière condition est généralement vérifiée pour les TEP utilisés en routine clinique. Lorsque ω et k ne sont pas suffisants pour valider les approximations de FORE, soit on se trouve dans une situation où les données de projections sont nécessairement nulles ([2], paragraphe III-3), soit on se limite à un algorithme de type SSRB.

Dans ces conditions, la relation (8) permet, après transformation de Fourier inverse par rapport aux deux premières variables, d'affecter les photons

comptés dans une projection oblique caractérisée par $\delta = \tan \theta \neq 0$ à une projection transverse ($\theta = 0$), moyennant une simple translation en z . On produit ainsi un jeu de projections transverses dont le rapport signal sur bruit est amélioré et qui se prête bien à une reconstruction 2D, plans par plans.

Codage des sinogrammes obliques

Nous venons de voir que, si le champ de vue transaxial est petit par rapport au rayon du TEP, il est possible d'associer un sinogramme oblique $S_A^B(s, \varphi)$ à chaque paire d'anneaux de cotes axiales x_3^A et x_3^B , constituant le TEP. Cependant, l'ensemble des projections obliques mesurables sur un TEP du commerce peut conduire à manipuler une quantité très importante de données, ce qui peut poser des problèmes de stockage, de manipulation et de traitement de celles-ci. En pratique, pour éviter ces écueils et assurer une statistique de comptage acceptable dans chaque sinogramme oblique, les constructeurs ont recours à deux solutions complémentaires. D'une part, ils n'enregistrent sur un TEP constitué de l'empilement de $k_{\max}$ anneaux de détection que les coïncidences qui concernent deux anneaux numérotés k_1 et k_2 vérifiant $|k_1 - k_2| < RD$ où RD (*Ring Difference*) désigne la différence maximale de numéros d'anneaux prise en compte.

En outre, les sinogrammes obliques caractérisés par des angles d'Euler θ similaires sont sommés pour ne constituer qu'un seul sinogramme oblique. Cette forme de *rebinning* à l'acquisition est caractérisée par un nombre entier impair correspondant à une certaine valeur de compression axiale, le « span ». Un span 3 (1+2) amène à moyenner deux à deux les sinogrammes obliques impliquant des coïncidences sur les anneaux de numéros k et $k+1$, alors que les coïncidences intéressant deux détecteurs du même anneau sont traitées telles quelles. Un span 5 (2+3) conduit à moyenner d'une part les paires de sinogrammes impliquant les anneaux de type $(k, k+1)$ et $(k+1, k)$ et, d'autre part, les triplets de sinogrammes contenant les coïncidences impliquant les anneaux de numéros $(k-1, k+1)$, (k, k) et $(k+1, k-1)$, etc.

Pour manipuler un jeu de sinogrammes obliques, il est nécessaire de les numéroter et de pouvoir associer à chaque numéro de sinogramme une paire d'anneaux déterminée. Cette dernière détermine complètement la direction de la ligne de réponse. Les deux autres paramètres s et φ sont codés au sein de chaque sinogramme oblique. On doit à Christian Michel d'avoir proposé un diagramme synthétique, le michelogramme, permettant de numéroter ces sinogrammes obliques.

La figure 2.23 en propose un exemple pour un TEP cylindrique constitué de $N=24$ anneaux, avec un span de 7 (3+4) et une différence maximale enregistrée de 17 anneaux.

Dans le quadrillage de la figure 2.23, chaque intersection de lignes horizontale et verticale correspond à une paire d'anneaux du TEP, donc à un sinogramme oblique théoriquement mesurable. Chaque segment oblique limité par deux disques ou deux carrés correspond à un sinogramme oblique effectivement enregistré et construit en moyennant tous les sinogrammes obliques théoriques correspondants aux intersections par où passe ce

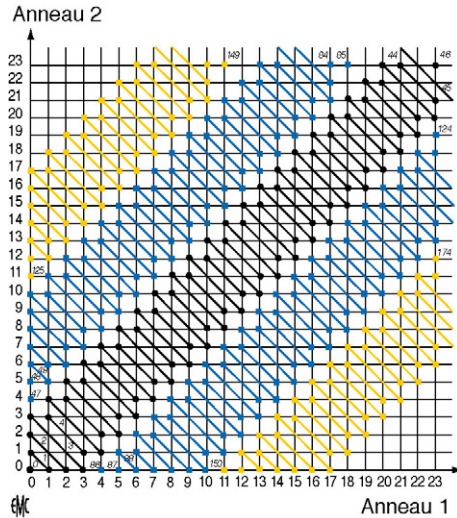


Figure 2.23

Michelogramme d'un tomogramme par émission de positons caractérisé par 24 anneaux, une différence maximale d'anneau de 17 et une compression axiale de 7.

segment. Les regroupements de sinogrammes sont représentés en noir, bleu et orange sur la [figure 2.23](#). Chacune de ces couleurs correspond à des intervalles précis pour les différences ∂ de numéros des anneaux qui mettent leurs sinogrammes en commun. On les appelle des segments ($\partial \in [0, 3]$ pour le segment 0 en noir, $\partial \in [4, 10]$ pour le segment 1 en bleu et $\partial \in [11, 17]$ pour le segment 2 en orange). Chaque segment correspond donc à un certain degré d'obliquité moyenne, équivalente à une différence d'anneau de 0 pour le segment 0, de 7 pour le segment 1 et de 14 pour le segment 2.

Les sinogrammes obliques issus d'un TEP sont numérotés séquentiellement, segment par segment (chiffres en italiques de la [figure 2.23](#)). Les sinogrammes du segment 0 correspondent donc à des sinogrammes transverses, soit au sens strict du terme (pour les sinogrammes 0 et 46), soit approximativement par sommation de sinogrammes obliques dont la différence d'anneau ne dépasse pas trois anneaux. Ces sinogrammes transverses constituent un ensemble de données de projection complet et peuvent suffire à reconstruire le volume recherché. Ce sont eux qui sont utilisés, par exemple, lorsque l'on a besoin de projeter une première estimation de ce volume pour compléter les autres segments. En revanche, les segments d'ordre supérieur présentent un certain degré d'obliquité ($\theta \neq 0$) et sont nécessairement incomplets dans un TEP cylindrique.

Obtention de projections complètes

Alternative à la reconstruction 2D après *rebinning*, les algorithmes de reconstruction 3D fondés sur le théorème de Radon (dits analytiques) ne peuvent

être utilisés qu'à la condition de disposer d'un jeu de projections complètes satisfaisant de plus à la condition d'Orlov. Par projections complètes, on entend des données de projections dans un plan $P = \vec{n}^\perp$, $\vec{P}_n(\xi)$, parfaitement déterminées pour toute fréquence spatiale $\xi \in \vec{n}^\perp$ du plan de projection. Cela nécessite donc, dans l'espace naturel, de disposer de données de projection $p_n(\vec{y})$ effectivement mesurées en tout point $\vec{y} \in \vec{n}^\perp$. Dans le cas des TEP cylindriques utilisés en médecine, cette propriété ne s'applique qu'au seul jeu de projections strictement transverses ($\theta=0$) dès que la distribution de radioactivité s'étend axialement sur tout le champ de vue du scanner. On ne peut donc utiliser les algorithmes analytiques dans leur version 3D qu'à la condition de traiter au préalable un jeu de projections obliques acquis nécessairement incomplet de manière à synthétiser un sinogramme 3D complet. Cela peut se faire de deux façons. Une première méthode consiste à reconstruire une estimation initiale (bruitée) de la distribution volumique de radioactivité au moyen d'un algorithme de reconstruction analytique 2D qui n'exploite que les données de projection acquises qui sont complètes (projections transverses en général). Cette estimation est ensuite projetée de manière à calculer les données de projections manquantes. Ces données de projection synthétisées sont associées aux projections complètes effectivement mesurées pour construire un sinogramme complet. Une dernière reconstruction analytique, 3D cette fois, utilise alors les données complètes ainsi obtenues pour déterminer la distribution de radioactivité recherchée.

Une alternative à cette méthode consiste à mettre à profit la redondance des données de projection et les techniques de *rebinning* pour calculer les données de projection manquantes à partir de celles mesurées par le TEP. Il est ainsi possible de calculer de manière itérative n'importe quelle projection d'inclinaison $\delta > \delta'$ au moyen d'une généralisation des formules de *rebinning* [16] :

$$\begin{aligned}\hat{p}(\omega, k, \zeta, \delta) &= e^{-i\Delta\Phi} \hat{p}(\chi\omega, k, \zeta, \delta') \\ \text{avec } \chi &= \sqrt{1 + (\delta^2 - \delta'^2) \frac{\zeta^2}{\omega^2}} \\ \text{et } \Delta\Phi &= k \left[\arctg\left(\frac{\delta}{\omega} \zeta\right) - \arctg\left(\frac{\delta'}{\chi\omega} \zeta\right) \right]\end{aligned}$$

De même que dans le cas du *rebinning* utilisé précédemment pour synthétiser des projections transverses, une formule approchée au premier ordre peut aussi être utilisée pour synthétiser des projections manquantes. Elle présente l'avantage de ne pas nécessiter de processus itératif :

$$\hat{p}(\omega, k, z, \delta) \approx \hat{p}\left(\omega, k, z - k \frac{(\delta - \delta')}{\omega}, \delta'\right)$$

Lorsque la condition d'Orlov est satisfaite, l'obtention de projections complètes par *rebinning* ou par projection d'un volume reconstruit en 2D permet d'utiliser des techniques analytiques 3D vraies de reconstruction

tomographiques. Celles-ci reposent soit sur l'implémentation directe du théorème de Radon (techniques dites d'inversion directe dans l'espace de Fourier), soit sur une extension au domaine 3D de l'algorithme de rétroprojection filtrée.

Inversion directe dans l'espace de Fourier 3D

L'implémentation directe du théorème de Radon fournit un algorithme de reconstruction 3D performant et d'exécution rapide, à condition de mettre en œuvre des techniques d'interpolation dans l'espace de Fourier précises. En s'inspirant de méthodes développées en IRM, des progrès significatifs ont été réalisés récemment dans ce domaine (choix d'une fenêtre de Kaiser-Bessel modifiée comme fonction d'interpolation et de pondérations optimisées [3]). Une fois numérisé, le théorème de Radon permet alors de calculer la transformée de Fourier 3D de la distribution volumique inconnue $\hat{p}_n(\xi_1, \xi_2) = \hat{f}(\xi_1 \cos \theta \sin \phi - \xi_2 \sin \theta, \xi_1 \sin \theta \sin \phi + \xi_2 \cos \theta, -\xi_1 \cos \phi)$ à partir des transformées de Fourier 2D des projections suivant :

$$\hat{p}(\xi_1, \xi_2) = \hat{f}(\xi_1 \cos \theta \sin \phi - \xi_2 \sin \theta, \xi_1 \sin \theta \sin \phi + \xi_2 \cos \theta, -\xi_1 \cos \phi)$$

La reconstruction complète du volume f est ensuite obtenue par transformée de Fourier 3D inverse. Des travaux sont actuellement en cours pour tenter d'ajuster au mieux les plans dans lesquels sont collectées les projections afin de n'avoir plus à procéder à des interpolations dans chacune des trois directions de l'espace de Fourier [17].

Rétroprojection filtrée 3D

Considérons un jeu de projections 3D complet satisfaisant aux conditions d'Orlov. Ces projections $p_{\vec{n}}$ sont acquises sur un plan caractérisé par son vecteur normal $\vec{n}$. La condition d'Orlov garantit que l'ensemble $\Omega = \{\vec{n}/p_{\vec{n}} \text{ est mesurée}\}$ présente une intersection non nulle avec tout grand cercle de la sphère unité.

Un algorithme de reconstruction 3D par rétroprojection filtrée peut être déduit du théorème de Radon 3D de façon similaire à ce qui a été déjà vu en 2D [18]. On y retrouve un algorithme constitué de deux étapes. La première consiste à filtrer les données de projection par un filtre linéaire dont la réponse en fréquence $\hat{h}_{\vec{n}}(\xi)$ s'écrit :

$$\hat{h}_{\vec{n}}(\xi) = \frac{|\vec{\xi}|}{L(\vec{\xi})} \quad \text{pour } \vec{\xi} \in \vec{n}^\perp$$

Dans cette réponse en fréquence, $L(\vec{\xi})$ représente la longueur de l'arc mesurant l'intersection de Ω avec l'arc de grand cercle perpendiculaire à $\vec{\xi}$ (figure 2.24). La condition d'Orlov garantit donc à ce niveau l'existence de ce filtre analogue au filtre rampe en reconstruction 2D. Comme dans le cas

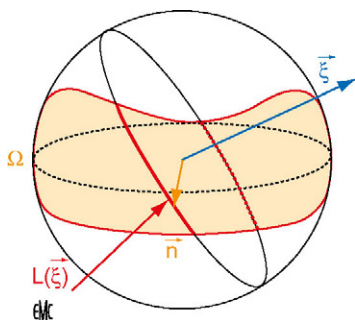


Figure 2.24

Rétroprojection filtrée 3D.

de la reconstruction tomographique 2D, ce filtre est généralement multiplié par un filtre passe-bas.

Ce filtre linéaire, appelé filtre de Colsher, est appliqué aux projections 3D, par exemple par convolution dans l'espace direct :

$$P'_n(\vec{s}) = \int_{n^\perp} P_n(\vec{t}) h_n(\vec{s} - \vec{t}) d\vec{t}$$

La seconde et dernière étape de la reconstruction met en jeu une rétroprojection 3D des données de projections ainsi filtrées :

$$f(\vec{x}) = \int_{\Omega} P'_n(\vec{s}) d\vec{n}$$

Algorithmes itératifs 3D

Les techniques algébriques (ou itératives) de reconstruction sont directement applicables à des données de projection 3D, par simple généralisation des notions évoquées précédemment à propos du cas bidimensionnel. Plus encore qu'en 2D, ces méthodes présentent en 3D de nombreux avantages par rapport aux méthodes analytiques de reconstruction. En premier lieu, les algorithmes algébriques ne nécessitent pas *a priori* de disposer d'un jeu complet de projections 3D. Ils permettent de plus assez facilement de prendre en compte non seulement la réponse impulsionnelle du tomographe, mais aussi les corrections des divers artefacts, dont les atténuations de type photoélectrique et Compton, cette dernière étant majeure en tomographie par émission de positons. Vers les années 2005, les progrès algorithmiques et technologiques ont permis de disposer de calculateurs suffisamment rapides pour permettre une reconstruction algébrique 3D en un temps de l'ordre de celui des acquisitions en TEP, les rendant dès lors compatibles avec une utilisation en routine médicale. La très grande majorité des reconstructions tomographiques en TEP se fait ainsi désormais au moyen d'algorithmes de type OSEM généralisés à des données de projection 3D,

reléguant les techniques analytiques 3D à certaines situations très spécifiques comme lors d'acquisitions dynamiques ou lorsque l'on utilise des TEP capables d'acquérir un nombre particulièrement important de lignes de réponses [19].

Conclusion

Les récents progrès réalisés dans l'étude des problèmes inverses mal conditionnés ont mis à la disposition des médecins des algorithmes de reconstruction tomographique désormais stables, rapides et capables de produire une imagerie tridimensionnelle de qualité. Ces développements, associés à l'amélioration technologique des dispositifs d'imagerie, ont entraîné une augmentation majeure du nombre d'images que les spécialistes d'imagerie médicale sont amenés à analyser au quotidien. Cela rend désormais nécessaire l'amélioration de l'ergonomie et de l'automatisation des outils de visualisation qui leur sont proposés. L'analyse précise de la distribution statistique du bruit reconstruit dans des données tomographiques reste par ailleurs une question largement ouverte. Au niveau international, plusieurs équipes travaillent sur ce sujet difficile avec pour objectif de rendre possible une comparaison rigoureuse (au sens statistique du terme) de signaux reconstruits au sein de différents volumes d'intérêt.

Références

- [1] Natterer F. The mathematics of computerized tomography. New York: Wiley; 1986.
- [2] Matej S, Kazantsev IG. Fourier-based reconstruction for fully 3-D PET : optimization of interpolation parameters. IEEE Trans Med Imaging 2006;25:845–54.
- [3] Kaczmarz S. Angenährte Auflösung von Systemen linearer Gleichungen. Bull Int Acad Pol Sci Lett A 1937;35:355–7.
- [4] Dempster A, Laird N, Rubin D. Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm. J R Statist Soc 1977;39:1–38.
- [5] Hudson H, Larkin R. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging 1994;13:601–9.
- [6] Green PJ. Bayesian reconstructions from emission tomography data using a modified EM algorithm. IEEE Trans Med Imaging 1990;9:84–93.
- [7] Mariano-Goulart D, Maréchal P, Gratton S, Giraud L, Fourcade M. A priori selection of the regularization parameters in emission tomography by Fourier synthesis. Comput Med Imaging Graph 2007;31:502–9.
- [8] Passeri A, Formiconi AR, Meldolesi U. Physical modelling (geometrical system response, Compton scattering and attenuation) in brain SPECT using the conjugate gradient reconstruction. Phys Med Biol 1992;37:1727–44.
- [9] Lewitt RM, Edholm PR, Xia W. Fourier method for correction of depth dependent collimator blurring. Proc Med Imaging III : Image Process 1989;1092:232–43.
- [10] Xia W, Lewitt RM, Edholm PR. Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT. IEEE Trans Med Imaging 1995;14:100–15.
- [11] Liu X, Defrise M, Michel C, Sibomana M, Comtat C, Kinahan PE, Townsend DW. Exact rebinning methods for three-dimensional positron tomography. IEEE Trans Med Imaging 1999;18:657–64.
- [12] Grangeat P. Mathematical framework of cone beam 3D reconstruction via the first derivative of the Radon transform. In: Herman GT, Louis AK, Natterer F,

- editors. Mathematical methods in tomography. Lecture Notes in Mathematics 1497. Berlin: Springer-Verlag; 1991, p. 66–97.
- [13] Orlov SS. Theory of three dimensional reconstruction. I. Conditions for a complete set of projections. *Sov Phys Crystallogr* 1976;20:312–4.
 - [14] Orlov SS. Theory of three dimensional reconstruction. II. The recovery operator. *Sov Phys Crystallogr* 1976;20:429–33.
 - [15] Defrise M, Kinahan PE, Michel C. Image reconstruction algorithms in PET. In : Valk PE, Bailey DL, Townsend DW, Maisey MN, editors. Positron emission tomography. Basic sciences and clinical practice. Berlin: Springer-Verlag; 2003, p. 91–114.
 - [16] Bouallègue FB, Crouzet JF, Comtat C, Fourcade M, Mohammadi B, Mariano-Goulart D. Exact and approximate Fourier rebinning algorithms for the solution of the data truncation problem in 3-D PET. *IEEE Trans Med Imaging* 2007;26:1001–9.
 - [17] Brasse D, Kinahan PE, Clackdoyle R, Defrise M, Comtat C, Townsend DW. Fast fully 3-D image reconstruction in PET using planograms. *IEEE Trans Med Imaging* 2004;23:413–25.
 - [18] Colsher JG. Fully three-dimensional PET. *Phys Med Biol* 1980;25:103–15.
 - [19] Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M, Newport DE. Exact and approximate rebinning algorithms for 3-D PET data. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16:145–58.

Pour en savoir plus

www.univ-st-etienne.fr/lbti/acomen/revue/1998/pdf2/darcourt.pdf
http://guillemet.org/irene/coursem/coursTTI2_2006.pdf
www.tsi.enst.fr/~bloch/ATIM/tomo.pdf
<http://math.sjtu.edu.cn/faculty/xqzhang/Publications/MIG2004.pdf>
www.slaney.org/pct/pct-toc.html
www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2806-57576.pdf

Autoévaluation

1. La reconstruction tomographique :
 - A. Consiste à reconstruire une distribution volumique d'un paramètre à partir de mesures de la somme de ce paramètre le long des lignes
 - B. Revient à résoudre un grand système d'équations linéaires
 - C. A pour effet d'amplifier, dans le volume reconstruit, les bruits d'acquisition et artefacts de modélisation, du fait d'un mauvais conditionnement du problème tomographique
 - D. Nécessite toujours une acquisition de projections sur au moins un demi-tour
2. L'acquisition de données de projection en 3D :
 - A. Permet de disposer de données de projection redondantes, donc d'une meilleure statistique d'acquisition
 - B. Nécessite systématiquement de compléter les données de projection lorsque l'on utilise des algorithmes algébriques
 - C. Permet d'utiliser des algorithmes de *rebinning* pour se ramener à un problème de reconstruction 2D
 - D. Permet de reconstruire un volume par rétroprojection filtrée 3D à condition de disposer de projections complètes satisfaisant les conditions d'Orlov
3. L'algorithme de rétroprojection filtrée 2D :
 - A. Utilise un filtre rampe pour supprimer le bruit haute fréquence présent dans les projections
 - B. Accumule en chaque pixel de la coupe les projections filtrées auxquelles ce pixel a contribué
 - C. Est une façon d'utiliser le théorème de Radon à des fins de reconstruction
 - D. Ne peut pas intégrer la prise en compte des artefacts d'acquisition
4. Les algorithmes itératifs de reconstruction tomographique 2D :
 - A. Nécessitent de disposer de projections complètes sur un tour complet
 - B. Peuvent être accélérés en choisissant l'ordre dans lequel sont traitées les projections
 - C. Ne permettent pas de connaître précisément la résolution des coupes lorsqu'un nombre déterminé d'itérations est calculé
 - D. Convergent toujours vers une solution unique
5. La régularisation en reconstruction tomographique :
 - A. Est nécessaire du fait du mauvais conditionnement du problème tomographique
 - B. Peut être réalisée en imposant *a priori* des caractéristiques sur la coupe à reconstruire
 - C. Ne concerne que la reconstruction tomographique 2D
 - D. Est sans lien avec la modélisation de l'opérateur de projection (matrice de Radon)

3 DICOM, le standard pour l'imagerie médicale

J. Chabriaux, B. Gibaud

RÉSUMÉ

L'imagerie médicale a évolué vers le numérique. Dans ce contexte, les échanges de données entre matériels de fournisseurs différents se sont faits de plus en plus nombreux. Le besoin d'un standard a émergé dès le début des années 1980 pour aboutir une dizaine d'années plus tard à un standard universel, DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). DICOM peut sembler complexe mais ceci provient des spécificités de l'imagerie médicale et des multiples modalités. Le professionnel de l'imagerie n'a pas besoin de connaître tout de DICOM, mais, parce qu'à l'heure d'acheter des matériels il doit faire des choix éclairés, un minimum de connaissances est nécessaire. Le présent chapitre vise à exposer les bases de DICOM pour lui permettre de comprendre les déclarations de conformité que tout vendeur de matériel doit mettre à la disposition des acquéreurs potentiels et dans lesquelles il décrit les parties du standard qu'il a implanté dans ses matériels et comment il l'a fait. Ce chapitre situe également l'imagerie médicale numérique par rapport au système d'information de santé.

Introduction

Le problème de l'échange des images en imagerie médicale s'est posé dès l'apparition de l'imagerie numérique. À cette époque s'affrontaient plusieurs technologies de réseaux et de protocoles de communication, incompatibles entre eux. Ceci a conduit l'ACR (*American College of Radiology*) et la NEMA (*National Electrical and Medical Imaging Equipment Manufacturers Association*), en 1985 et 1988, à proposer un protocole d'échange spécifique, fonctionnant en point-à-point entre deux équipements d'imagerie, le protocole ACR-NEMA 2.0 [1,2]. Ce protocole a eu peu d'applications pratiques et sa capacité à répondre aux besoins réels d'échange des images a été rapidement mise en doute par plusieurs auteurs.

Ces deux versions préliminaires ont été remplacées en 1993 par le standard DICOM 3.0 (*Digital Imaging And Communications in Medicine*) [3].

Parmi les très nombreuses modifications apportées, il faut souligner le souci de s'appuyer sur des protocoles de communication standards, à savoir la pile de protocoles TCP/IP (*Transport Control Protocol/Internet Protocol*) et la pile de protocoles OSI/ISO (*Open System Interconnection/International Standards Organisation*) [4-6]. La publication de DICOM 3.0 a été accompagnée de plusieurs démonstrations dans des congrès internationaux, en particulier au congrès de la *Radiological Society of North America* (RSNA) en 1993, puis lors du congrès EuroPACS en 1994. Depuis 1993, le Comité Technique 251 « Health Informatics » du Comité européen de normalisation (CEN) soutient le standard DICOM [7,8] et a participé à son extension. Aujourd'hui DICOM est le standard universellement reconnu dans le domaine de l'imagerie biomédicale [9]. La place de DICOM dans la problématique de l'échange des « informations de santé » a été avalisée par le Comité Technique 215 « Health Informatics » de l'ISO en avril 1999. DICOM est maintenant un standard du CEN (CEN 12052) et de l'ISO (ISO 12052) et est le seul standard mondial en imagerie biomédicale, ce faisant il est d'utilisation obligatoire en Europe et aucun pays européen n'a le droit de prendre l'initiative de développer un autre standard dans ce domaine.

Néanmoins, les modalités d'acquisition, les stations de travail et les PACS (*Picture Archiving and Communication Systems*) ne sont pas des systèmes isolés et doivent être capables de fonctionner en échangeant des données avec les autres systèmes d'information auxquels ils ont vocation à être interconnectés. Dans ce dessein, d'autres standards sont mis à contribution : HL7 (*Health Level Seven*), ainsi que des normes européennes définies par le CEN et des normes ISO. Le Comité DICOM mène ses travaux en collaboration étroite avec ces différentes instances, notamment dans le cadre de l'initiative IHE (*Integrating the Healthcare Enterprise*), une initiative lancée en 1998 par la RSNA et la *Hospital Information Management Systems Society* (HIMSS) et qui vise à faciliter l'intégration des systèmes au sein et entre différents établissements de santé [10-12].

Comité DICOM ou « *DICOM Standards Committee* »

Domaine couvert

Le domaine de DICOM est celui de l'imagerie biomédicale, qui s'étend bien au-delà du domaine de la radiologie. Aujourd'hui, lorsque l'on parle d'image biomédicale on entend l'image et son environnement, regroupés dans ce que l'on appelle l'acte d'imagerie médicale. Le cycle de vie de cet acte débute avec la rédaction de la demande d'examen par le clinicien et s'achève avec d'une part l'expédition des résultats au clinicien et d'autre part leur archivage. Durant tout ce cycle de vie, il devrait y avoir interaction entre le système d'information de santé et le matériel d'acquisition et de traitement des images (figure 3.1).

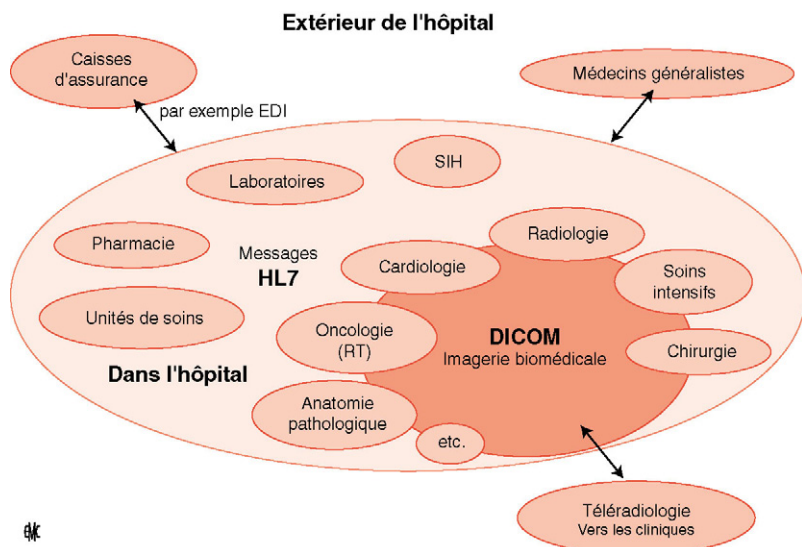


Figure 3.1

Le domaine d'application de DICOM est l'imagerie biomédicale.

DICOM standardise tout ce qui est en rapport avec l'imagerie médicale (images et signaux attachés, comptes rendus d'imagerie, *workflow* lié à l'acte d'imagerie, etc.), sous domaine de l'informatique de santé. DICOM s'attache à être compatible avec les standards supportant les échanges dans les autres sous-domaines. Au sein des unités d'imagerie, DICOM n'a pas vocation à tout gérer, en particulier pas les aspects administratifs et de facturation. À ce niveau DICOM collabore avec les différents organismes de standardisation, dont HL7 pour permettre une articulation harmonieuse de ces standards, sans recouvrement, vide ou incohérence. SIH : systèmes d'information hospitaliers ; RT : radiothérapie.

Organisation et procédures

DICOM est un standard évolutif et maintenu. La gestion des évolutions et la maintenance du standard sont assurées par le Comité DICOM, plus connu sous son nom anglo-saxon de *DICOM Standards Committee* (DSC). Il s'agit d'un comité international qui associe les industriels de l'imagerie médicale et les sociétés professionnelles médicales (connues également sous l'appellation de « sociétés savantes »). Le secrétariat du Comité DICOM est assuré par la MITA (*Medical Imaging & Technology Alliance*) division imagerie médicale de la NEMA. Actuellement, on recense quelque 28 industriels membres du comité. Des associations d'industriels en sont également membres :

- la NEMA aux États-Unis ; elle assure le secrétariat général du Comité DICOM à travers la MITA ;
- le JIRA (*Japan Industries Association of Radiation Apparatus*) au Japon.

DICOM est un standard applicable à toute l'imagerie biomédicale et regroupe de nombreuses sociétés savantes relevant de disciplines multiples, représentant les communautés d'utilisateurs :

- aux États-Unis : l'ACR, l'ACC (*American College of Cardiology*), l'AAO (*American Association of Ophthalmology*), l'ADA (*American Dental Association*), le CAP (*College of American Pathologists*), la RSNA, l'HIMSS, la SIIM (*Society for Imaging Informatics in Medicine*) ;
- en Europe : l'ESC (*European Society of Cardiology*), l'ESR (*European Society of Radiology*), la SFR (Société française de radiologie), la DRG (*Deutsche Röntgen-Gesellschaft*) ;
- en Asie : la *Medical Image Standards Association of Taiwan*.

Des experts de nombreux pays (États-Unis, Japon, Allemagne, Pays-Bas, Belgique, France, etc.) contribuent au Comité DICOM et à ses 27 groupes de travail (*Working Groups* [WG]) (tableau 3.1).

Tableau 3.1
Les structures du Comité DICOM

Numéro	Nom	Rôle
	<i>DICOM executive committee</i>	Comité exécutif ou « gouvernement » du Comité DICOM
DSC	<i>DICOM standards committee</i>	Assemblée générale de tous les membres du Comité DICOM. C'est l'instance qui vote l'adoption des nouveaux suppléments et définit les options stratégiques
WG 1	<i>Cardiac and vascular information</i>	En charge du domaine de l'imagerie cardiovasculaire
WG 2	<i>Projection radiography and angiography</i>	En charge du domaine de la radiologie numérique quelle que soit la technologie utilisée (plaques photoluminescentes, numérisation directe)
WG 3	<i>Nuclear medicine</i>	En charge du domaine de la médecine nucléaire
WG 4	<i>Compression</i>	Ce groupe de travail ne développe pas de standard de compression, mais intègre dans DICOM le résultat de travaux réalisés par d'autres organismes de standardisation (par exemple : JPEG, standard défini par l'ISO)
WG 5	<i>Exchange media</i>	Définit les échanges par supports physiques, par exemple disques compacts (CD), disques magnéto-optiques (MOD) ou DVD
WG 6	<i>Base standard (the "core" group responsible for consistency of the standard)</i>	Assure la cohérence du standard. Tous les suppléments lui sont soumis avant d'être soumis à la procédure de commentaire public, puis au vote. Il est également en charge de la maintenance du standard selon la procédure des <i>correction proposals</i>
WG 7	<i>Radiotherapy</i>	En charge du domaine de la radiothérapie

Tableau 3.1**Les structures du Comité DICOM (suite)**

Numéro	Nom	Rôle
WG 8	<i>Structured reporting</i>	A été responsable de la mise au point du supplément <i>structured reporting</i> (SR) (compte rendu structuré). Il apporte son support aux autres WG pour le développement de nouveaux modèles de comptes rendus s'appuyant sur le cadre défini par SR
WG 9	<i>Ophthalmology</i>	Développement des applications de DICOM à l'ophtalmologie
WG 10	<i>Strategic advisory</i>	Assure la liaison avec les autres organismes de standardisation, et définit les orientations stratégiques
WG 11	<i>Display function standard</i>	En charge du développement des standards touchant à la présentation et à l'affichage des images
WG 12	<i>Ultrasound</i>	En charge du domaine de l'imagerie par ultrasons
WG 13	<i>Visible light</i>	En charge du domaine de l'imagerie en lumière visible : endoscopie, microscopie, photographie médicale, vidéo médicale
WG 14	<i>Security</i>	Développe les extensions à DICOM touchant à la sécurité des échanges. Ce groupe intègre dans DICOM des solutions proposées par d'autres instances de normalisation
WG 15	<i>Digital mammography</i>	En charge du domaine de la mammographie numérique et des applications du SR à cette spécialité
WG 16	<i>Magnetic resonance</i>	Travaille sur de nouveaux objets d'information en IRM, nécessaires compte tenu de l'évolution considérable intervenue depuis la publication des objets initiaux (spectroscopie, IRM fonctionnelle, etc.)
WG 17	<i>3D</i>	Travaille à la prise en compte de données 3D ou multidimensionnelles
WG 18	<i>Clinical trials and education</i>	Vise à satisfaire les besoins liés à la recherche clinique et à l'enseignement (anonymisation, protocoles, gestion de collection, etc.)
WG 19	<i>Dermatology</i>	En charge du domaine de l'imagerie en dermatologie (utilisation des objets d'information « lumière visible » et SR)
WG 20	<i>Integration of imaging and information systems</i>	En charge des relations avec HL7, le CEN et l'ISO dans le cadre de la problématique de l'intégration des systèmes
WG 21	<i>Computed tomography</i>	Travaille sur de nouveaux objets d'information en imagerie scanner X. Cette évolution est nécessaire pour tenir compte de l'évolution technologique (scanners hélicoïdaux, multibarrettes, etc.)
WG 22	<i>Dentistry</i>	Ce groupe animé par l'ADA (American Dental Association) travaille à l'introduction dans DICOM de tout ce qui est nécessaire à l'odontologie

Tableau 3.1**Les structures du Comité DICOM (suite)**

Numéro	Nom	Rôle
WG 23	<i>Application hosting</i>	Le premier travail de ce groupe a été de définir une architecture standard de <i>plugins</i> en grande partie basée sur l'utilisation des web services. Parmi les travaux envisagés par la suite figure la question des serveurs d'application
WG 24	<i>Surgery</i>	Ce groupe travaille sur le « théâtre opératoire » et le planning opératoire : la gestion des implants chirurgicaux vient de passer dans le standard
WG 25	<i>Veterinary medicine</i>	Ce groupe a été créé récemment à la demande des vétérinaires qui utilisent les mêmes appareillages d'imagerie que les médecins pour introduire les attributs nécessaires à la médecine vétérinaire n'existant pas encore dans DICOM car sans objet en médecine humaine
WG 26	<i>Pathology</i>	Ce groupe vise à introduire dans DICOM tout ce qui est nécessaire à la gestion des images d'anatomie pathologie. Ces travaux ont commencé par la question de l'identification et la gestion des prélèvements et ont été suivis par la définition de l'objet <i>whole slide imaging</i> pour la représentation de « lames virtuelles »
WG 27	<i>Web technologies for DICOM</i>	Ce groupe de travail a pour objet l'introduction dans DICOM des technologies web au fur et à mesure de leur maturation. Il travaille actuellement sur une version de WADO basée sur les <i>web services</i>

Pour ses travaux, le Comité DICOM a adopté les procédures de la NEMA, proches de celles de l'ISO. En avril 1999 une liaison de type A (liaison la plus étroite permise par les règles de l'ISO) a été instaurée entre le Comité DICOM et l'ISO/TC 215 « Health Informatics » créé en août 1998. À cette occasion, l'ISO a reconnu le rôle de DICOM en tant que principal standard pour l'imagerie biomédicale. Cette liaison a pour but de faciliter l'intégration des systèmes d'imagerie vis-à-vis des autres composants du système d'information de santé. Actuellement, il existe des sujets de travail conjoints menés en commun par des experts des deux organismes.

La maintenance du standard se fait au moyen de *Correction Proposals* (CP) ou demandes de correction, pouvant être soumises par toute personne ou organisation détectant un problème dans le standard. Ces demandes sont étudiées par le WG 6 « Base standard », qui les accepte ou les refuse. En cas d'acceptation, leur traitement est confié à un expert qui doit proposer une solution, elle-même discutée lors des réunions du WG 6. Les CP sont regroupées dans des *Correction Package* (CPack) trimestriels qui entrent dans une procédure de vote formel de la part des membres du Comité DICOM. Si le vote est positif, la correction est introduite dans l'édition suivante du standard.

Les autres évolutions du standard se font au moyen de suppléments. La mise au point de ces suppléments est confiée au groupe du travail dont la problématique correspond au thème du supplément. Il faut noter que pour assurer la cohérence du standard, tous les suppléments sont revus et corrigés par le WG 6 avant d'entrer dans la phase de commentaire public (tableau 3.2). Cette procédure peut aussi être utilisée pour retirer du standard les spécifications qui ne sont manifestement pas utilisées ou qui sont tombées en désuétude (du fait de l'évolution technologique). Par exemple, la connexion « point à point » (définie dans la partie 9 du standard) a été retirée dès 2001, de même que l'impression en mode point à point (définie dans la partie 13 du standard), ainsi que l'utilisation de la pile de protocoles ISO/OSI.

Tableau 3.2**Déroulement de la procédure pour la création d'un supplément**

Étape	Action	Nom de l'étape et/ou du livrable	Traduction française
1	Proposition d'un sujet au WG 10		
2	Thème retenu par le WG 10 pour soumission au DSC	<i>White paper</i>	Document préliminaire
3	Acceptation du thème de travail par le DSC et attribution à un WG	<i>Work item</i>	Sujet de travail
4	Proposition par le WG d'un supplément au WG 6 qui en cas d'acceptation attribue un numéro	<i>Preliminary draft</i>	Brouillon préliminaire
5	Préparation du document par itérations successives. Lorsque le supplément présente un degré de maturation suffisant, les itérations incluent des révisions par le WG 6 qui vérifie la cohérence du supplément avec le reste du standard	<i>Draft - n</i>	Brouillon - n
6	Quand le WG 6 juge le document satisfaisant, le supplément est rendu public pour discussion pendant une période de 2 mois	<i>Text for public comment</i>	Texte pour commentaire public
7	L'étape 6 achevée, les commentaires reçus sont dépouillés par le WG 6 en présence de l'éditeur du supplément et le texte amendé en vue de la préparation du document qui sera soumis au vote des membres du DSC	<i>Letter ballot text</i>	Texte pour la lettre de vote
8	La phase de vote dure environ 2 mois. Les votes contre doivent être accompagnés de l'exposé de la motivation du vote. Après dépouillement des votes, le texte est revu en détail et éventuellement amendé dans sa forme, mais aucun changement de fond n'est acceptable sans nouveau vote	<i>Final text</i>	Texte final

La liste de tous les CP et suppléments et leur statut peut être consultée sur une page web maintenue par David Clunie, l'éditeur du standard : <http://www.dclunie.com/>

Les documents publics du Comité DICOM peuvent être téléchargés sur le site : <ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2009/>. L'édition annuelle du standard en version papier et/ou sur CD-ROM est disponible à l'adresse : <http://www.global.ihs.com>.

Concepts de base pour la compréhension du standard

Organisation du standard

Le standard est structuré en plusieurs parties, largement indépendantes les unes des autres, de façon à en faciliter la gestion et l'évolution. Le texte de DICOM 3.0 publié en 1993 comportait neuf parties. L'édition 2000 (le Comité DICOM a officiellement abandonné le 3.0, la référence se faisant à l'année de publication de la version référencée) en comportait 15, l'édition 2011, actuellement en vigueur, en comporte 18, numérotées de 1 à 20 (les parties 9 et 13 ayant été retirées du standard), à l'été 2010 deux nouvelles parties ont été ajoutées, les parties 19 et 20.

Les parties de DICOM sont dénommées PS 3.x où x est le numéro de la partie (figure 3.2). Chaque partie décrit un ensemble cohérent d'éléments : une partie décrit les objets d'informations, une autre les services, une autre le dictionnaire de données, etc.

Modèles d'information

Les spécifications de DICOM s'inspirent du paradigme « orienté objet ». Ceci explique pourquoi les notions d'objets d'information et de services appliqués à ces objets sont omniprésentes dans le standard. Quoi qu'il en soit la référence au modèle objet constitue davantage un cadre d'analyse plutôt qu'un formalisme de modélisation. En effet, les modèles d'information disponibles dans le standard s'appuient sur le formalisme « entité relation », classique à l'époque de la conception de DICOM 3.0, et non sur un formalisme objet comme UML (*Unified Modeling Language*), très largement utilisé aujourd'hui.

DICOM se base sur un double modèle : le modèle DICOM du monde réel (figure 3.3) qui rassemble des classes d'objets réels, comme *patient*, *study* (étude), *imaging service request* (demande d'examens), *equipment* (équipement), et le modèle d'information DICOM, composé objets d'information DICOM (*Information Object Definition* ou IOD) (figure 3.4). Les IOD sont des abstractions qui représentent une vue partagée par les différentes entités d'applications qui utilisent le standard DICOM pour communiquer.

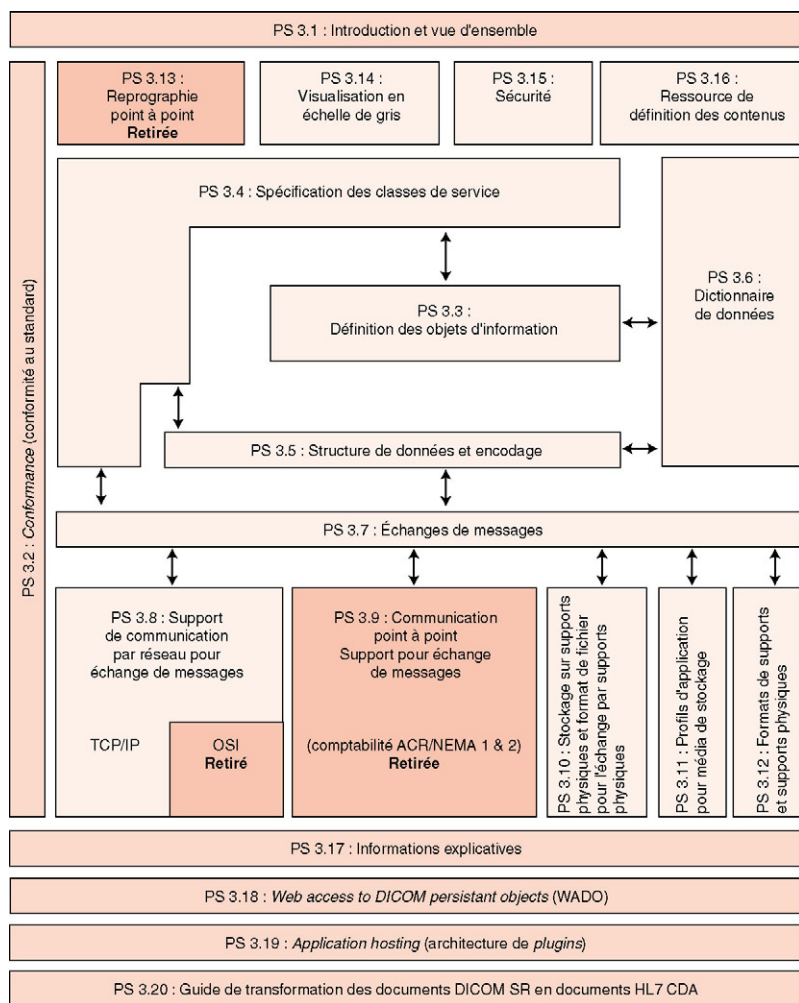


Figure 3.2

Organisation des différentes parties de DICOM.

TCP/IP : *Transport Control Protocol/Internet Protocol* ; OSI : *Open System Interconnection* ; ACR-NEMA : *American College of Radiology-National Electrical and Medical Imaging Equipment Manufacturers Association* ; HL7 CDA : *Health Level Seven Clinical Document Architecture* ; SR : *Structured Reporting*. Partie 1 : introduction au standard qui présente DICOM de manière générale. Partie 2 : décrit les déclarations de conformité ou *conformance statements* que doit rédiger tout fournisseur de matériel qui revendique la conformité de son produit à DICOM. Partie 3 : contient la description des différentes entités échangées (ex : patient, étude, etc.). Partie 4 : spécifie les classes de services et les fonctions pouvant être appliquées aux objets d'information définis dans la partie 3 (ex : échange de la description d'un patient,

des images d'un examen, d'une seule image, etc.). Partie 5 : décrit le codage des données échangées entre deux entités d'application DICOM. Partie 6 : fournit un répertoire complet de tous les éléments de données disponibles dans le standard pour représenter l'information ; il met en correspondance l'identificateur de chaque item (désigné en hexadécimal) avec sa signification dans la réalité (ex : [0010, 0010] = Nom du patient ; [7FE0, 0010] = tableau de valeur des pixels de l'image) et son type de codage. Partie 7 : spécifie les opérations et les protocoles utilisés par les services définis dans la partie 4. Partie 8 : décrit l'utilisation de services de communication supports (services d'association, de présentation) issus du modèle OSI, pour l'implémentation de la partie 7 du standard. Partie 9 : avait pour seule raison d'être, d'assurer la compatibilité de DICOM 3.0 avec la connexion point à point par l'interface physique à 50 broches d'ACR-NEMA 2.0 (retirée du standard). Partie 10 : spécifie un modèle des échanges par supports physiques. Partie 11 : décrit les services de stockage en fonction des applications cliniques. Partie 12 : décrit le format physique des fichiers et le codage des données sur des supports spécifiques (CD-ROM, disquette, etc.). Partie 13 : correspondait à la gestion de la reprographie des images par support de communication point à point (retirée du standard). Partie 14 : gestion de l'affichage en échelle de gris. Partie 15 : ajoutée en 2000, correspond aux services de sécurité. Partie 16 : est apparue en 2001 et définit d'une part les éléments de contenu utilisés dans les objets d'information de type SR (*templates*), et d'autre part les codes utilisés pour décrire les objets DICOM (images, comptes rendus structurés, signaux physiologiques). C'est dans cette partie 16 que sont publiées les traductions de la signification des codes dans différentes langues dont le français. Partie 17 : cette partie introduite en 2004 regroupe de multiples informations aussi bien « normatives » qu'« informatives » guidant les développeurs pour l'implantation de la norme DICOM dans leurs produits. Partie 18 : *Web access to DICOM persistent objects* (WADO) est apparue en 2005 et est le fruit d'un développement commun avec l'ISO/TC 215 WG 2 et permet d'accéder à des objets DICOM par l'intermédiaire d'une requête web. Une version basée sur les *web services* est en cours de finalisation et sera suivie d'un service de requête (*Query based on ID for DICOM object(s)* ou *QIDO*) et d'un service de notification (*Notification of availability DICOM object(s)* ou *NADO*). Partie 19 : *Application hosting* vient d'être ajoutée au standard à l'été 2010. Elle propose une architecture standard de *plugins* pour les applications DICOM. Partie 20 : Également ajoutée au standard à l'été 2010, cette partie décrit comment transformer des documents DICOM SR en documents HL7 CDA.

Un IOD ne représente donc pas un objet particulier du monde réel, mais doit être vu comme une classe d'objets partageant les mêmes propriétés.

Le modèle d'information DICOM (figure 3.4) est dérivé du modèle DICOM du monde réel (figure 3.3). Il n'y a pas toujours une correspondance 1-1 entre la définition d'un objet d'information DICOM (IOD) et un objet du monde réel. La définition de chaque classe d'objet d'information comporte la description des fonctions assumées et des attributs qui la définissent. Une classe d'objet d'information ne doit pas inclure de valeurs pour les attributs qui la définissent.

Concepts clés

Nous avons vu précédemment que le standard DICOM définit des objets appelés IOD. Un IOD est donc un modèle de donnée résumé orienté objet, utilisé pour spécifier les informations concernant les entités du monde réel. Un IOD fournit aux entités d'application communicantes (au sens *application entity* du modèle OSI) une vue commune des informations à échanger.

Un IOD utilisé pour représenter une seule entité du monde réel est nommé *normalized information object* (objet d'information normalisé). Un IOD qui inclut des informations sur plusieurs entités du monde réel est appelé *composite information object* (objet d'information composite).

Composite IOD

Un *composite IOD* est une définition d'objet d'information qui agrège des parties de plusieurs entités du modèle du monde réel DICOM (tableau 3.3). Un tel IOD inclut des attributs qui ne sont pas inhérents à l'objet du monde réel principalement représenté par cet objet, mais qui concernent d'autres objets du monde réel qui lui sont rattachés.

Ces objets du monde réel rattachés fournissent un contexte complet pour les informations échangées. Lorsqu'une instance d'un *composite IOD* est transmise, c'est donc tout le contexte qui est échangé entre les entités d'application. Les relations entre les instances d'IOD composites peuvent être acheminées avec ces informations contextuelles. Les *composite IOD* sont précisés dans l'annexe A de la partie 3 du standard.

Les principaux objets composites définis lors de la publication de DICOM 3.0 en 1993 étaient les suivants :

- *computed radiography image IOD* : image de radiographie numérisée (systèmes à plaques électroluminescentes) ;
- *computed tomography image IOD* : image de scanner X ;
- *magnetic resonance image IOD* : image d'IRM ;
- *nuclear medicine image IOD* : image de médecine nucléaire ;
- *ultrasound image IOD* : image ultrason (échographie) ;
- *ultrasound multi-frame image IOD* : séquence d'images ultrasons animées ;
- *secondary capture image IOD* : image de capture secondaire (permet de représenter n'importe quelle image numérique sous la forme d'un objet image DICOM) ;
- autres : *curves*, *overlays*, *Look-Up Table (LUT)*, etc.

DICOM a introduit depuis cette date de très nombreux nouveaux objets composites (la liste qui suit n'est pas exhaustive) :

- *X-ray angiographic image IOD* : image d'angiographie ;
- *X-ray RF image IOD* : image de radiofluoroscopie ;
- *digital X-ray image IOD* : par exemple radiographie obtenue avec un capteur plan de type plaque phosphore, etc. ;
- *digital mammography X-ray image IOD*, dédié aux images de mammographie numérique ;

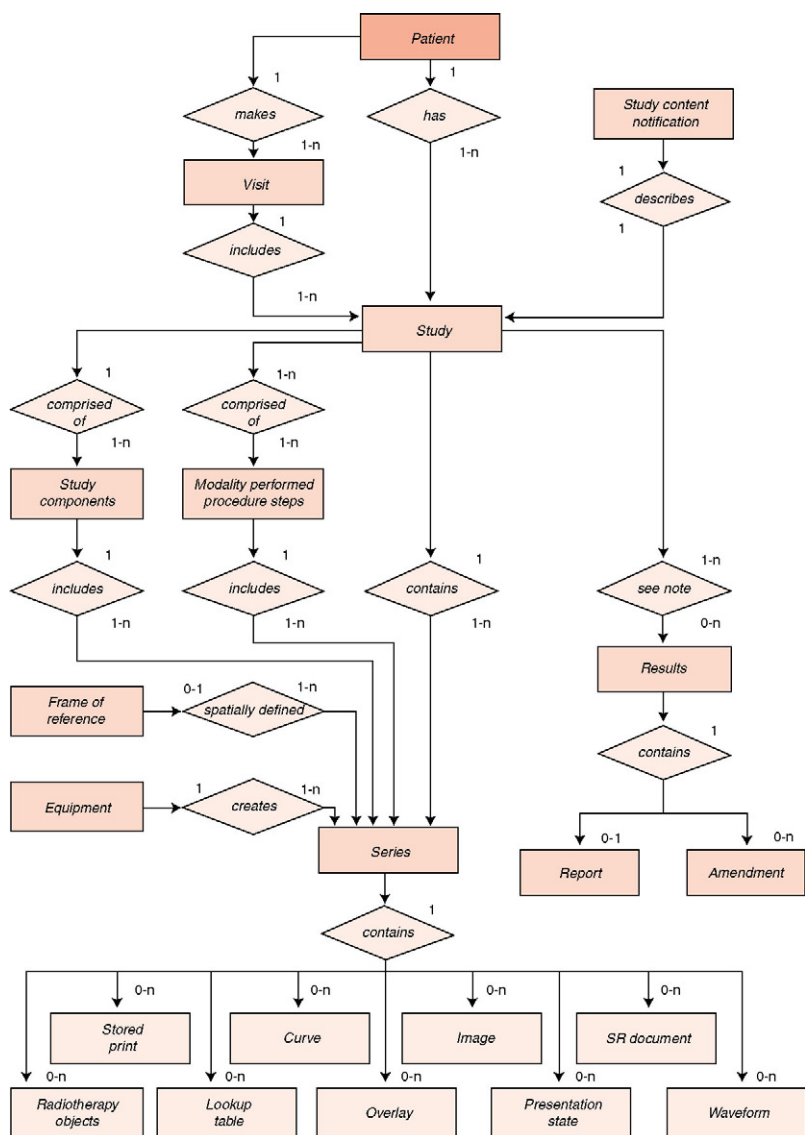


Figure 3.3

Modèle DICOM du monde réel.

Cette figure montre un sous-ensemble du modèle DICOM du « monde réel » correspondant au sous-ensemble du modèle d'information illustré figure 3.4B. Ce modèle permet d'identifier les objets pertinents du monde réel et leurs relations dans le champ d'application du standard DICOM. Il fournit un cadre commun pour assurer la cohérence entre les divers objets d'information définis par le standard DICOM. SR : *structured reporting*.

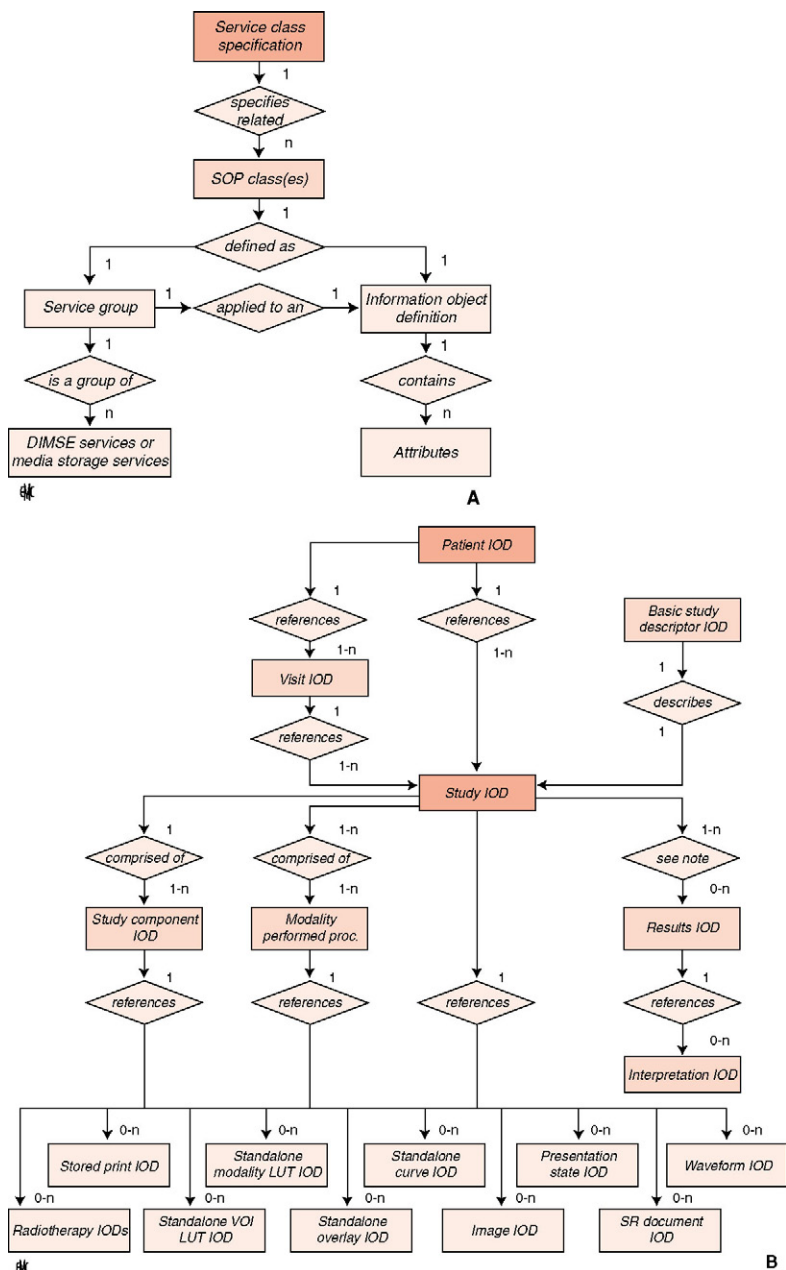


Figure 3.4

Principales structures du modèle d'information DICOM.

Le modèle d'information DICOM définit la structure et l'organisation des informations en rapport avec la transmission d'images médicales.

A. Les relations entre les principales structures du modèle d'information DICOM sont montrées de façon générique. SOP : *Service-Object Pair* ; DIMSE : *DICOM Message Service Elements*.

B. Différents IOD (*Information Object Definitions* ou définition des objets d'information) et leurs relations correspondant au modèle du monde réel de la figure 3.3.

Tableau 3.3**Exemple de description d'un objet composite : CT image IOD**

IE ^a	Module ^b	Référence	Usage ^c
<i>Patient</i>	<i>Patient</i>	C.7.1.1	M
	<i>Clinical trial subject</i>	C.7.1.3	U
<i>Study</i>	<i>General study</i>	C.7.2.1	M
	<i>Patient study</i>	C.7.2.2	U
	<i>Clinical trial study</i>	C.7.2.3	U
<i>Series</i>	<i>General series</i>	C.7.3.1	M
	<i>Clinical trial series</i>	C.7.3.2	U
<i>Frame of reference</i>	<i>Frame of reference</i>	C.7.4.1	M
<i>Equipment</i>	<i>General equipment</i>	C.7.5.1	M
<i>Image</i>	<i>General image</i>	C.7.6.1	M
	<i>Image plane</i>	C.7.6.2	M
	<i>Image pixel</i>	C.7.6.3	M
	<i>Contrast/bolus</i>	C.7.6.4	C Required if contrast media was used in this image
	<i>CT image</i>	C.8.2.1	M
	<i>Overlay plane</i>	C.9.2	U
	<i>VOI LUT</i>	C.11.2	U
	<i>SOP common</i>	C. 12.1	M

Ce premier tableau décrit l'objet. La 1^{re} colonne correspond aux entités du monde réel alors que la 2^e colonne référence le module permettant de décrire cette entité, la 3^e renvoie à l'annexe C de la partie 3 où les modules sont décrits, et la dernière son caractère obligatoire ou facultatif (M : *Mandatory* ; U : *User option* ; C : *Conditional*)

^aEntité concernée

^bNom du module

^cObligatoire (M) ou facultatif (U)

- *digital intra-oral X-ray image IOD*, dédié aux images radiographiques obtenues en odontologie ;
- plusieurs objets dédiés à la radiothérapie (RT), notamment *RT image IOD*, *RT dose IOD*, *RT structure set IOD*, *RT plan IOD* ;
- *PET image IOD* : image de tomographie par émission de positons ;
- plusieurs objets dédiés à l'imagerie en lumière visible (endoscopie, microscopie, etc.) ;
- plusieurs objets dédiés à la présentation des images (fenêtrage, zoom, annotations, etc.), notamment : *Grayscale softcopy presentation state IOD*, pour la présentation des images à niveaux de gris, *Pseudo-Color (resp. color) softcopy presentation state IOD*, pour les images en fausses (resp. vraies) couleurs, *blending softcopy presentation state IOD*, pour la combinaison de deux ensembles d'images ;
- *hanging protocol IOD*, un objet représentant un protocole d'affichage d'images dédié à un type d'étude donné ;

- plusieurs objets dédiés aux signaux physiologiques ou *waveforms* (voix, électrocardiogramme, etc.) ;
- plusieurs objets liés aux comptes rendus structurés les DICOM SR (*Structured Reporting*) IOD, que nous détaillons plus loin ;
- plusieurs objets *enhanced MR IOD*, permettant de gérer les nouvelles séquences IRM volumiques, l'IRM fonctionnelle, la spectroscopie, grâce à un nouveau mode de représentation des images *multiframe* ;
- de façon similaire, plusieurs objets comme *enhanced CT IOD*, *enhanced PET IOD*, *enhanced X-ray angiographic image IOD*, *enhanced X-ray radiofluoroscopic image IOD*, *enhanced X-ray 3D angiographic image IOD*, *enhanced X-ray 3D craniofacial image IOD*, fondés sur les mêmes principes ;
- plusieurs objets touchant aux traitements d'images, de type recalage d'images, notamment *spatial fiducials IOD*, *spatial registration IOD*, *deformable spatial registration IOD*, ou relatifs à la segmentation d'images, comme *segmentation IOD* et *surface segmentation IOD* ;
- plusieurs objets relatifs à l'imagerie en ophtalmologie (photographies de fonds d'œil, *slit lamp cameras*, etc., en image fixe, animée ou stéréoscopie), notamment *ophthalmic photography 8 bit* (resp. 16 bit) *image IOD* ;
- plusieurs objets dédiés à l'encapsulation de documents qui à l'origine ne sont pas exprimés dans le standard DICOM, comme *encapsulated PDF IOD* et *encapsulated CDA IOD*, qui concernent respectivement des documents en format PDF (portable document format, Adobe™) et en format HL7/CDA (*Clinical Document Architecture*).

Normalized IOD

Un *normalized IOD* est une définition d'objet d'information qui représente généralement une seule entité du modèle DICOM du monde réel. Dans DICOM, la stricte définition des « définitions d'objets normalisés » n'a pas été appliquée. L'application de définitions strictes pourrait avoir pour conséquence une complexité inutile et réduirait les performances des implantations pour plusieurs applications.

Lorsqu'une instance d'un IOD normalisé est transmise, le contexte de cette instance n'est effectivement pas échangé. À la place, le contexte est fourni par l'utilisation d'identificateurs uniques des instances des IOD normalisés reliés. Les *normalized IOD* sont précisés dans l'annexe B de la partie 3. Initialement, ces objets devaient être utilisés pour permettre le partage d'informations sur des objets comme *patient*, *visit*, *study*, *study component*, *results*, *interpretation*, au moyen des services normalisés (*normalized services*) décrits plus loin. En fait, ces services n'ont pas eu le succès escompté et ont été retirés du standard en 2004. Aujourd'hui, les principaux objets normalisés sont les suivants :

- plusieurs objets mis en jeu dans les impressions d'images, à savoir *basic film session IOD*, *basic film box IOD*, *basic image box IOD*, *basic annotation box IOD*, *print job IOD* et *printer IOD* ;
- *storage commitment IOD* : décrit une liste d'objets composites DICOM, pour lesquels une demande d'accord de stockage (*storage commitment*) a été demandée ou accordée ;

- *modality performed procedure step IOD* : permet de décrire les caractéristiques (activités, conditions et résultats) d'une étape d'acquisition réalisée par un équipement d'acquisition ;
- *general purpose scheduled (resp. performed) procedure step IOD* : permet de décrire les caractéristiques d'étapes d'examen programmées (resp. réalisées), de façon non spécifique ; ceci peut concerner par exemple des tâches de traitement ou d'interprétation d'images, ou de transcription ;
- *instance availability notification IOD* : permet de documenter l'état de disponibilité d'objets composites DICOM ;
- *media creation management IOD* : permet de documenter les caractéristiques et l'état d'une tâche de création de supports physiques, comme la gravure de CD-R ou de DVD.

Attributs

Les attributs d'un IOD décrivent les propriétés d'une instance d'un objet du monde réel. Les attributs concernés sont regroupés dans des « modules » qui représentent un niveau supérieur de sémantique documenté dans le « Module Spécifications » de l'annexe C de la partie 3 (tableau 3.4). Ce regroupement facilite la réutilisation des mêmes attributs dans différents objets DICOM.

Les attributs sont encodés par des éléments de données (*data element*) en utilisant les règles, représentations de valeur (*value representation*) et les valeurs multiples (*value multiplicity concepts*) spécifiées dans la partie 5 du

Tableau 3.4

Exemple de description d'un module, ici le *General study module*

Attribute name ^a	Tag ^b	Type ^c	Attribute description
Study instance UID	(0020,000D)	1	Unique identifier for the Study.
Study date	(0008,0020)	2	Date the study started.
Study time	(0008,0030)	2	Time the study started.
Referring physician's name	(0008,0090)	2	Name of the patient's referring physician
Referring physician identification sequence	(0008,0096)	3	Identification of the patient's referring physician. Only a single item shall be permitted in this sequence
> Include « person identification macro » table 10-1			
Study ID	(0020,0010)	2	User or equipment generated study identifier
Accession number	(0008,0050)	2	A RIS generated number which identifies the order for the study
Study description	(0008,1030)	3	Institution-generated description or classification of the study (component) performed

Tableau 3.4**Exemple de description d'un module, ici le *General study module* (suite)**

Attribute name ^a	Tag ^b	Type ^c	Attribute description
Physician(s) of record	(0008,1048)	3	Names of the physician(s) who are responsible for overall patient care at time of study (see Section C.7.3.1 for performing physician)
Physician(s) of record identification sequence	(0008,1049)	3	Identification of the physician(s) who are responsible for overall patient care at time of study. One or more items shall be included in this sequence. If more than one Item, the number and order shall correspond to the value of physician(s) of record (0008,1048), if present
> Include « person identification macro » table 10-1			
Name of physician(s) reading study	(0008,1060)	3	Name of the physician(s) reading the study
Physician(s) reading study identification sequence	(0008,1062)	3	Identification of the physician(s) reading the study. One or more items shall be included in this sequence. If more than one Item, the number and order shall correspond to the value of name of physician(s) reading study (0008,1060), if present
> Include « person identification macro » table 10-1			
Referenced study sequence	(0008,1110)	3	A sequence which provides reference to a study SOP class/instance pair. The sequence may have zero or more Items
>Referenced SOP class UID	(0008,1150)	1C	Uniquely identifies the referenced SOP class. Required if referenced study sequence (0008,1110) is sent
>Referenced SOP instance UID	(0008,1155)	1C	Uniquely identifies the referenced SOP instance. required if referenced study sequence (0008,1110) is sent
Procedure code sequence	(0008,1032)	3	A sequence that conveys the type of procedure performed. One or more Items may be included in this sequence
> Include « code sequence macro » table 8.8-1		No baseline context ID is defined	

Ce tableau comporte le nom des attributs, leur numéro, leur type et leur description

^aÉlément de donnée^bNuméro^cObligatoire/facultatif

standard. Pour des éléments de données (*data element*) spécifiques, les *value representation* et *value multiplicity* sont spécifiés dans le dictionnaire de données objet de la partie 6 du standard.

Communications par réseau

Depuis l'origine, DICOM fait référence aux services définis au niveau 7, couche « application », du modèle OSI. Les services de communication sont basés sur les services DIMSE ou *DICOM message service elements* qui incluent les messages définis dans la version ACR/NEMA V2.X et de nouveaux messages permettant de travailler isolément sur chaque objet d'information. Les DIMSE correspondent aux ASE (*Application Service Elements* ou éléments de service d'application) dans le modèle OSI. Les services DIMSE permettent à des entités d'application DICOM d'invoquer une opération ou une notification à travers le réseau. Ces services définissent :

- les règles de construction des messages utilisées durant les échanges (commandes et réponses) entre deux entités d'application DICOM ;
- les règles de transfert des messages convoyant les requêtes et leurs réponses.

Ces règles permettent à une application d'interpréter les différents champs du message (opération à effectuer, notification d'un événement : erreur, accusé de réception, etc.). En revanche, elles ne définissent en aucun cas ce que le destinataire perçoit des informations transmises (la partie « données »), ni comment il exécute l'opération demandée. Les services DIMSE sont définis dans la partie 7 du standard. De la même manière que DICOM décrit des objets composites et des objets normalisés, il existe des services composites (DIMSE-C) et des services normalisés (DIMSE-N).

Échanges par média de stockage

Pour les échanges par média de stockage, les *media storage services* permettent à une entité d'application DICOM d'invoquer les opérations correspondantes de stockage sur support physique (par exemple un CD-R). Les *media storage services* sont décrits dans la partie 10.

Services DIMSE-C

Ils ne sont applicables qu'aux IOD composites. Ils ne fournissent que des services de type opération.

Les services composites sont les suivants :

- *C-store* : pour « pousser une image » ;
- *C-find* ;
- *C-get* : pour « rechercher ou déplacer des images » ;
- *C-move* ;
- *C-echo* : pour « tester la connectivité ».

Services DIMSE-N

Ils ne sont applicables qu'à des IOD normalisés. Ils fournissent aussi bien des services d'opération que de notification.

Les services normalisés sont les suivants :

- *N-event-report* : pour « notifier un événement » ;
- *N-get* : pour « lire un objet » ;
- *N-set* : pour « modifier un objet » ;
- *N-action* : pour « lancer une action » ;
- *N-create* : pour « créer un objet » ;
- *N-delete* : pour « détruire un objet ».

Groupe de services DIMSE

Un groupe de services DIMSE (*DIMSE service group*) spécifie une ou plusieurs opérations/notifications définies dans la partie 7 qui sont applicables à un IOD.

Les groupes de services DIMSE sont définis dans la partie 4, dans la spécification d'une *Service-Object Pair class* (SOP class).

SOP class

Une *SOP class* (classe de paires service-objet) est définie par l'association d'un IOD et d'un groupe de services DIMSE. La définition de la *SOP class* contient les règles et la sémantique qui peuvent restreindre l'utilisation des services dans le groupe de services DIMSE et/ou les attributs de l'IOD (figure 3.5).

Signification du service	Correspondance dans DICOM
Verbe : <i>Store</i> Stocker	Service class (DIMSE)
Nom : <i>CT image</i> Image scanner	Information object definition (IOD) Définition d'un objet d'information
Phrase générique : <i>Store a CT image</i> Stocker une image scanner	Service-object pair (SOP class) Paire service-objet
Phrase spécifique : <i>Store this CT image of patient X</i> Stocker cette image scanner du patient X	SOP instance



Figure 3.5

Signification des services DICOM. Un message DICOM correspond à la mise en œuvre d'un service sur un objet : l'action est représentée par un verbe qui correspond au service (classe de service, DIMSE) appliqué à l'objet d'information considéré.

On peut distinguer les « phrases génériques », correspondant aux opérations permises par un système DICOM, et les « phrases spécifiques » qui correspondent à leur réalisation concrète.

La sélection des *SOP classes* est réalisée par les entités d'application pour établir et accepter un ensemble de fonctionnalités dans le cadre de leur interaction. Cette négociation est réalisée lors de l'établissement de l'association comme décrit dans la partie 7. Une négociation étendue permet aux entités d'application de se mettre d'accord plus avant sur des options spécifiques dans la *SOP class*. Dans le cadre d'un échange, l'une des entités d'application joue le rôle de « fournisseur du service » (*Service Class Provider* ou SCP), alors que l'autre joue le rôle d'« utilisateur du service » (*Service Class User* ou SCU). La description précise des opérations et des notifications associées à la fourniture et à l'utilisation des services est fournie dans la partie 4 de DICOM.

DICOM définit deux types de *SOP classes*, normalisées et composites. Les *SOP classes* normalisées (*Normalized SOP classes*) sont définies comme l'union d'un IOD normalisé et d'un ensemble de DIMSE-N services. Les *composite SOP classes* sont définies comme l'union d'un composite IOD et d'un ensemble de services DIMSE-C.

Il faut noter que les spécifications des *SOP classes* jouent un rôle central dans la définition des exigences de la conformité à DICOM. Elles permettent tout d'abord aux entités d'application DICOM de sélectionner le sous-ensemble bien défini du standard DICOM qu'elles souhaitent utiliser dans le cadre de leurs interactions (négociation de l'association). En outre, les *SOP classes* constituent les primitives auxquelles se réfèrent les constructeurs dans leurs déclarations de conformité pour revendiquer la conformité à DICOM d'un produit ou d'une application.

Nous avons vu que la combinaison d'un service et d'un objet permet de définir une *SOP class*, celles-ci sont regroupées en classes de service, ou en simples groupes de *SOP classes* :

- *verification service class* (test de la connexion) ;
- *storage service class* (communication d'un objet) ;
- *query/retrieve service class* (recherche et récupération d'un ou plusieurs objets composites) ;
- *procedure step SOP classes* (gestion des étapes de procédures réalisées) ;
- *print management service class* (gestion de l'impression des planches résultats) ;
- *media storage service class* (lecture/écriture sur des supports physiques) ;
- *storage commitment* (accord/engagement de stockage) ;
- *basic worklist management service* (gestion des listes de travail de modalités et des autres listes à usage général) ;
- *softcopy presentation storage SOP classes* (communication des états de présentation, extension de la classe de service *storage service class*) ;
- *structured reporting storage SOP class* (communication des comptes rendus structurés, extension de la classe de service *storage service class*) ;
- *application event logging service class* (communication d'événements à des fins d'enregistrement par une application centralisée, par exemple événements liés à une étude ou administration de substances) ;

- *relevant patient information query service class* (accès à des informations liées au patient) ;
- *instance availability notification service class* (notification d'informations sur l'état de disponibilité d'objets composites DICOM) ;
- *media creation management service class* (gestion de la création de supports physiques comme des CD-R ou des DVD) ;
- *hanging protocol storage service class* (communication des protocoles d'affichage) ;
- *hanging protocol query/retrieve service class* (recherche et récupération des protocoles d'affichage) ;
- *substance administration query service class* (recherche et récupération des administrations de substances) ;
- *color palette storage service class* (communication des palettes couleur) ;
- *color palette query/retrieve service class* (recherche et récupération des palettes couleur) ;
- *instance and frame level retrieve SOP classes* (recherche et récupération d'instances d'objets composites DICOM ou de *frames* individuelles dans des images *multiframe*) ;
- *ophthalmic refractive measurements storage SOP classes* (communication de mesures de réfraction en ophtalmologie).

Négociation de l'association et organisation des échanges

DICOM étant basé sur le modèle OSI, lorsqu'un utilisateur demande un échange de données, il y a d'abord établissement d'une association entre les deux systèmes devant participer à cet échange. À l'occasion de l'établissement de cette association, il y a sélection de la syntaxe d'échange et échange de la liste des *SOP classes* supportées par chacun des deux systèmes, ainsi que des rôles respectifs joués par les deux entités d'application.

Il y a ensuite exécution de la SOP instance demandée par l'utilisateur.

Enfin, il y a clôture de l'association (figures 3.6 et 3.7).

Des objets DICOM conventionnels aux objets enrichis

Les objets DICOM initiaux que nous appellerons « conventionnels » ont été décrits à la fin des années 1980-début des années 1990, époque où un examen d'imagerie dépassait rarement la cinquantaine d'images. L'apparition des scanners hélicoïdaux multidétecteurs et des nouvelles séquences d'IRM comme les séquences d'IRM fonctionnelle ou d'angio-IRM ont fait fortement augmenter le nombre d'images par examen, ce qui a mis en évidence un certain nombre de problèmes liés au modèle initial :

- le principe une image=un objet rendait éminemment problématique la gestion d'un tel nombre d'objets par les bases de données, en particulier au niveau de la gestion de leurs index. Ce principe aboutissait à une redondance d'information, les modules *patient*, *study* et *series* étant dupliqués au niveau de chaque image ainsi que tous les éléments communs à toutes les images du module image ;

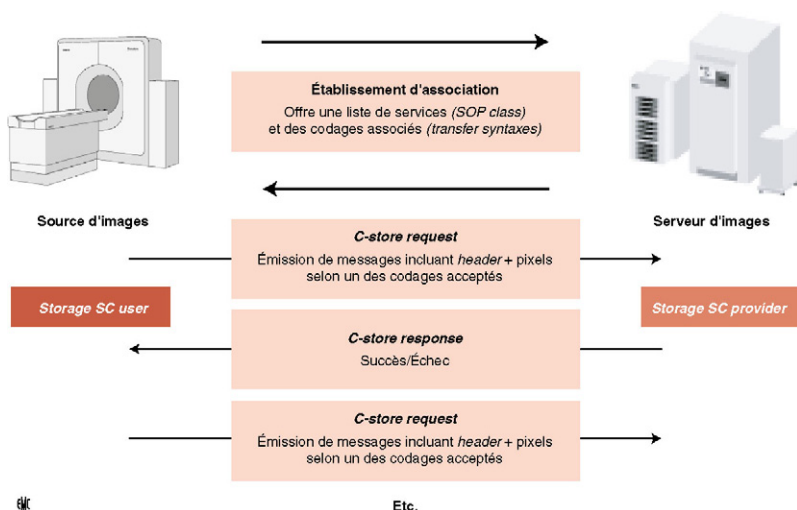


Figure 3.6

Exemple d'utilisation de la classe de service de stockage.

Cet exemple décrit comment des images sont transférées d'une source d'image vers un serveur.

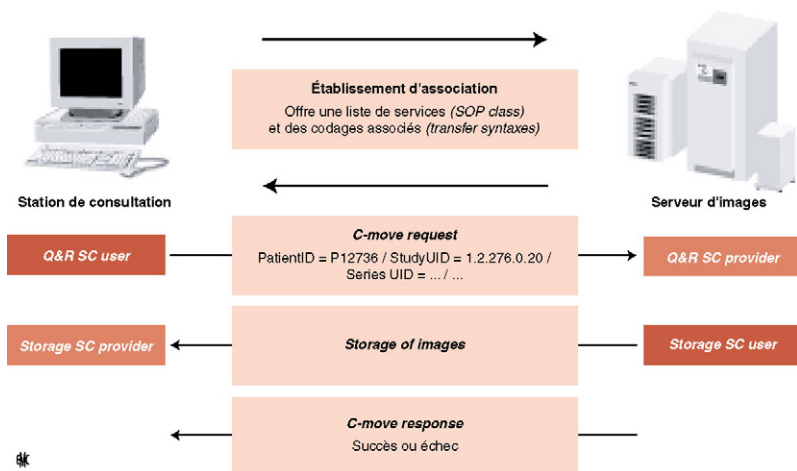


Figure 3.7

Exemple d'utilisation de la classe de Service query & retrieve.

Cet exemple décrit comment se déroule l'échange entre une station de consultation et un serveur d'images lorsqu'on recherche un examen sur le serveur depuis la station.

- du fait que le protocole d'échange de messages du service *C-store* inclut l'acquittement individuel de chaque envoi d'image, la multiplication du nombre des images avait conduit à une augmentation significative de la charge réseau ;
- les progrès techniques avaient fait apparaître de nouvelles informations qui n'étaient pas prises en charge par les objets conventionnels et nécessitaient la définition de nouveaux attributs.

Ces constatations ont amené le comité DICOM à définir une nouvelle famille d'objets, les *enhanced IOD* (objets d'information image enrichis), en partant d'un certain nombre de principes [13] :

- un objet enrichi peut regrouper un grand nombre d'images ;
- ces objets enrichis sont multidimensionnels ;
- les en-têtes sont regroupés au début de l'objet et ne contiennent qu'un seul module *patient*, un module *study* et un module *series* par objet pour mettre fin à la redondance du modèle conventionnel. Les attributs images sont regroupés et lorsque certaines informations s'appliquent de façon identique à plusieurs images, elles ne sont pas dupliquées mais mentionnent à quelles images elles s'appliquent ;
- de nouveaux attributs sont définis pour prendre en compte l'évolution technique depuis la description des objets conventionnels.

Actuellement ont donc été définis les :

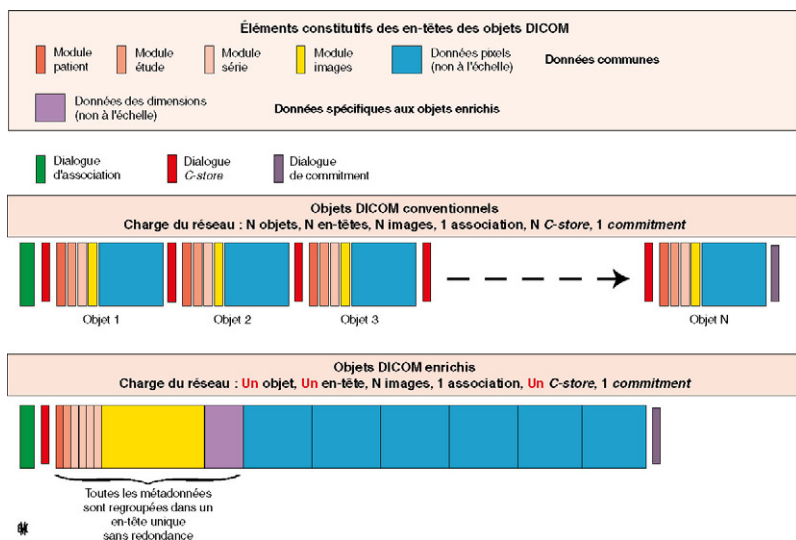
- *enhanced CT IOD* ;
- *enhanced MR IOD* ;
- *enhanced US IOD* ;
- *enhanced XA IOD* ;
- *enhanced XRF IOD* ;
- *enhanced SC IOD* ;
- *enhanced PET IOD*.

Il faut noter que les objets *enhanced SR* ne relèvent pas de cette nouvelle architecture d'objets mais ont été définis dès l'origine du DICOM SR comme une des trois familles d'objet SR (*cf. infra*). Les différences entre les objets conventionnels et les objets enrichis sont expliquées et illustrées dans la figure 3.8.

Services de communication et de *workflow*

À l'origine, en 1993, DICOM était centré uniquement sur l'image. Le développement de l'imagerie numérique, des réseaux, des PACS et les soucis d'intégration du dossier patient ont conduit à une extension du domaine de DICOM à la notion de gestion de l'acte d'imagerie médicale. Ceci a nécessité le développement de nouveaux objets et de nouveaux services pour gérer les étapes du cycle de vie des actes, ce qui est souvent désigné dans le monde informatique sous le terme de *workflow*.

La première étape a été de fournir des objets et services permettant aux modalités de recevoir du système d'information (qui peut être le système

**Figure 3.8**

Comparaison des objets DICOM conventionnels et des DICOM *enhanced objects* (objets DICOM enrichis).

Objets DICOM conventionnels : à l'origine de DICOM (tout début des années 1980) le paradigme choisi était une image-un objet. L'objet comportait outre l'image un certain nombre de métadonnées regroupées dans ce qui était connu sous le nom d'« en-tête DICOM » (ou champs DICOM). Les en-têtes sont composés de plusieurs modules se rattachant respectivement à l'identification du patient, la description de l'étude, celle de la série à laquelle appartient l'image et enfin le module spécifique à l'image. On conçoit que sur l'ensemble de l'examen on se retrouve devant une forte redondance augmentant la charge réseau lors des échanges. Pour transmettre un examen, un dialogue d'association établit la liaison entre les deux systèmes. Celle-ci établie, un premier dialogue *C-store* gère l'envoi du premier objet, puis un deuxième *C-store* gère l'envoi du second objet et ainsi de suite jusqu'à ce que le n° et dernier objet soit envoyé, la transmission étant close après un dialogue de *commitment*.

Objets DICOM enrichis ou *enhanced IOD* : le nombre d'images par examen s'est fortement accru depuis la première publication du standard DICOM aboutissant à une forte surcharge des réseaux des établissements. Cet état de fait étant fortement aggravé par un fort accroissement de la demande d'examen d'imagerie. De plus, toutes les informations liées aux progrès technologiques ne pouvaient être enregistrées dans les objets d'origine que nous qualifions de « conventionnels ». Tout ceci a poussé le comité DICOM à concevoir une nouvelle génération d'objets multidimensionnels pouvant véhiculer de multiples images dans un seul objet. Ces objets regroupent toutes les métadonnées en évitant les redondances et les en-têtes enregistrent de nouvelles informations nécessaires pour la prise en compte des scanners multidétecteurs et des nouvelles séquences IRM. Le transfert ne nécessite plus qu'un dialogue d'association, un ou deux *C-store*, et un *commitment*. Au total, on considère que, pour un nombre d'images donné, l'utilisation des objets DICOM enrichis permet d'alléger jusqu'à 30 % la charge réseau par rapport aux objets conventionnels.

d'information radiologique aussi bien que le système d'information hospitalier, selon la configuration locale) les listes de travail et les informations administratives concernant le patient : c'est la fonction de la *SOP class modality workload*.

L'étape suivante a été de permettre aux modalités (figure 3.9) :

- de communiquer au système d'information tous les éléments concernant la réalisation de l'examen, qu'il s'agisse de lui notifier des événements (étape d'examen commencée, terminée, interrompue), ou des résultats (type d'examen réalisé, dose délivrée, contraste injecté, etc.), ce qui est réalisé au moyen de la *SOP class modality performed procedure step* ;
- de dialoguer avec le système d'archivage et le système d'information pour garantir le bon archivage des images et informer le système d'information de leur emplacement, c'est le rôle de la *SOP class storage commitment* ;

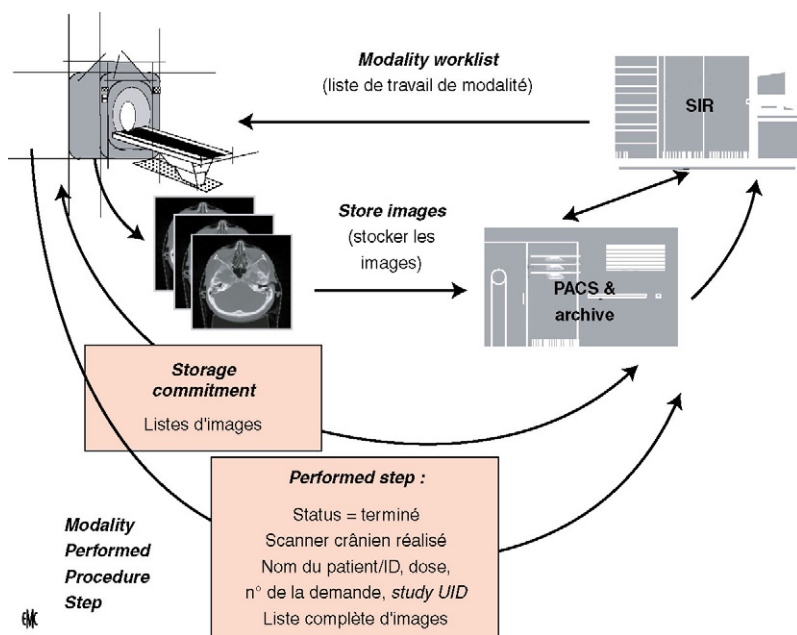


Figure 3.9

Exemple de boucle de *workflow*.

Les données administratives du patient et ce qui concerne la demande d'examen sont transmis par le SIR à la modalité. Une fois l'examen réalisé, l'information sur ce qui a été réalisé est envoyée au SIR. Dans le même temps, les images sont archivées, le *Storage commitment* permettant d'une part d'effacer les images des modalités en toute sécurité, et d'autre part d'informer le SIR de l'exécution de cet archivage. SIR : système d'information radiologique ; PACS : Picture Archiving And Communication Systems.

- enfin, grâce à l'introduction des services plus généraux, de gérer toutes les étapes du cycle de vie : la *SOP class general purpose worklist*, qui gère les listes de travail d'application générale, étendant le concept de liste de travail à toutes les étapes de la réalisation de l'acte : post-traitement, interprétation, etc. ; ainsi que la *SOP class general purpose performed procedure step*, qui généralise la notification au système d'information de ce qui a été réalisé à toutes les étapes du cycle de vie.

Conformité

Aujourd'hui, tout matériel d'imagerie médicale est voué à s'intégrer dans un environnement complexe et doit donc pour cela être compatible avec le standard DICOM. Cependant, le standard est devenu à ce point complexe que certaines expressions pourtant couramment utilisées comme « mon matériel est pleinement compatible à DICOM » n'ont pas de sens.

Le Comité DICOM a fait le choix délibéré de ne pas définir de procédures de certification de matériel « compatible DICOM », mais d'opter plutôt pour une solution de type autodéclaration par le fabricant du niveau de conformité au standard DICOM de son produit. Ainsi, la partie 2 du standard spécifie précisément comment doit être rédigée une déclaration de conformité à DICOM (ou *DICOM conformance statement*), un document que tout fabricant de matériel utilisant le standard DICOM doit mettre gratuitement à la disposition des acquéreurs potentiels. De plus en plus, les industriels utilisent leur site web pour diffuser les déclarations de conformité à DICOM relatives à leurs produits.

Au-delà des promesses des ingénieurs commerciaux, la déclaration de conformité est le meilleur moyen de vérifier *a priori* si un matériel que l'on se prépare à acheter correspond aux besoins exprimés en termes de connectivité.

Les déclarations de conformité étant pratiquement toujours rédigées en anglais, nous conservons cette langue pour les titres de paragraphe et les points clés, de façon à ne pas perturber le lecteur qui sera confronté à la lecture d'un tel document.

Page de garde

Le document fourni doit identifier le matériel concerné. Une déclaration de conformité n'est valable que pour un appareil donné. De plus, elle peut ne concerner qu'une version donnée d'un appareil. Il n'y a pas forcément de compatibilité ascendante ni descendante d'une version à l'autre. La date de rédaction du document permet d'évaluer sa validité (figure 3.10).

Introduction

Ce chapitre est extrêmement variable d'un document à l'autre. Il complète ce qui est décrit sur la page de garde. Il peut y avoir des considérations générales sur DICOM et sur les abréviations employées. Il peut mentionner certaines restrictions.

The diagram shows a rectangular form with a light orange background. At the top left is a small icon of a medical scanner. Below it, the text 'La Scanner Cie' is followed by a left-pointing arrow. To the right of this, a label 'Nom de la compagnie' has an arrow pointing to the same text. In the center, the text 'Conformance statement' is bolded. Below this, the text 'Scanner QuiCoupe TGV' is followed by a left-pointing arrow, with a label 'Nom du matériel' to its right. Below that, 'Logiciel 3.4 b' is followed by a left-pointing arrow, with a label 'Version du logiciel' to its right. At the bottom, '29 février 2025' is followed by a left-pointing arrow, with a label 'Date de rédaction de la déclaration' to its right. At the bottom left of the form is a small logo.

Figure 3.10

Page de garde d'une déclaration de conformité à DICOM.

Modèle d'implantation (*implementation model*)

Ce chapitre commence par un schéma résumant les fonctions disponibles.

Dans DICOM, il y a deux mondes : le système dont on décrit le profil de conformité et le monde extérieur. La frontière est appelée suivant les cas *DICOM standard network interface* (pour les fonctions concernant le réseau) ou *DICOM standard media interface* (pour les fonctions concernant la transmission d'images via un support physique) (figure 3.11A).

Le monde extérieur n'est représenté que par ce qui intéresse le matériel concerné au travers de DICOM (figure 3.11B).

De même, pour le matériel concerné, on ne considère que ce qui participe à la communication (figure 3.11C) :

- les *Applications Entities* (AE) ;
- les éléments du logiciel qui les activent.

On obtient donc un schéma du type de celui de la figure 3.11D.

Le chapitre *Sequencing of real world activity* qui suit ce schéma, introduit la dynamique qu'un schéma, par essence statique, ne peut montrer. Il est important de le lire afin de vérifier si certaines fonctions ne sont pas subordonnées à des conditions particulières.

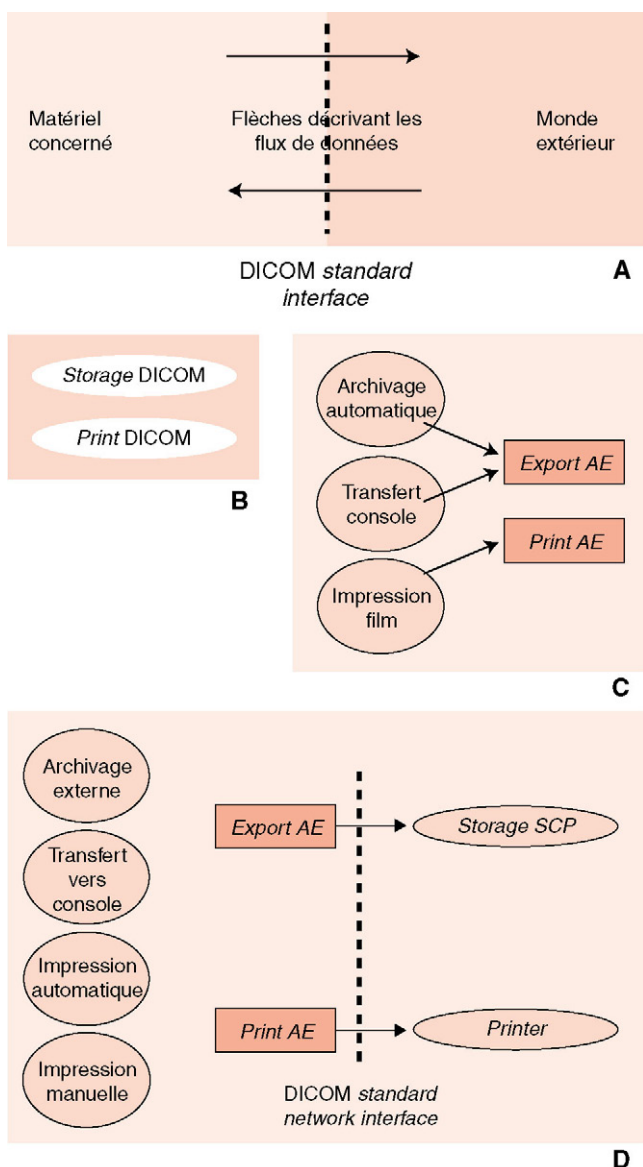


Figure 3.11

La déclaration de conformité à DICOM comporte un certain nombre de figures obligatoires permettant à l'utilisateur de comprendre la façon dont le standard a été implémenté dans le produit décrit.

L'exemple figuré ici concerne un scanner, utilisateur du service *Storage* (pour exporter les images) et du service *Print* (pour imprimer les images). AE : *applications entities*.

A. Fonctions disponibles sur le matériel considéré.

B. Éléments du monde extérieur concernés.

C. Éléments du matériel considéré qui participent à la communication.

D. Synthèse de l'ensemble. SCP : *Service Class Provider*.

Spécification des entités d'application (*AE specification*)

Les entités d'application ou *applications entities* sont des programmes (*process*) informatiques qui, le plus souvent, fonctionnent en tâche de fond et qui réagissent aux sollicitations du logiciel d'exploitation du système ou du monde extérieur. Pour les décrire, une déclaration de conformité à DICOM utilise les rubriques suivantes :

- un tableau décrivant les fonctions couvertes par l'AE : pour chaque entité d'application, la déclaration de conformité à DICOM doit fournir un tableau du type de celui montré dans la [figure 3.12](#) ;
- l'association *establishment policy* : cela représente les règles décrivant les modalités de l'établissement de l'association en indiquant la longueur maximale des messages compris par le système, le nombre d'associations qu'il est capable d'accepter simultanément (soit comme utilisateur, soit comme fournisseur), la nature synchrone ou asynchrone de la connexion ;
- l'association *initiation policy* : ce paragraphe donne des informations concernant la syntaxe qui sera utilisée. On retrouve le tableau semblable à celui présenté dans la [figure 3.12](#), mais avec des colonnes supplémentaires.

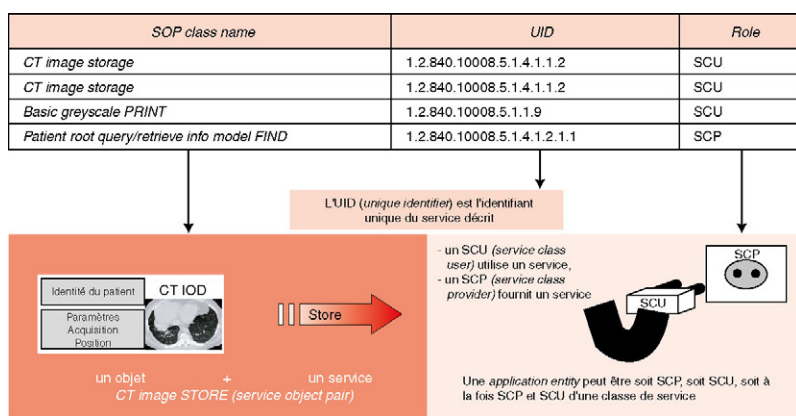


Figure 3.12

Fonctions couvertes par une entité d'application.

Ici l'application (définie par son *AE title*) est capable de recevoir des images scanner ou de les envoyer à un système de stockage (car elle est à la fois SCU et SCP pour le service *Storage*), elle peut envoyer à un reprographe des images en échelle de gris et elle peut répondre à une requête de *Query & retrieve*. AE : *Applications Entities* ; SCP : *Service Class Provider* ; SCU : *Service Class User*.

Communication profile

Il suffit de vérifier que le système accepte les connecteurs du réseau utilisés habituellement (en général des connecteurs RJ 45 pour Ethernet 10/100/1 000 Mo/s).

Extensions specializations privatization

DICOM a le souci de permettre aux fabricants de matériel d'imagerie de spécifier des objets qui ne sont pas (encore) définis ou qui ont disparu de la norme. Il existe donc des objets dits privés. En conséquence, on trouve des SOP correspondant à ces objets privés (il n'existe pas de services privés). Par exemple la *scanner Cie private object store*.

Pour ne pas multiplier les objets privés, DICOM prévoit également des zones de données privées dans les objets DICOM. L'utilisation des champs privés ne dispense pas de l'envoi des éléments de données obligatoires dans les objets standards. Les champs privés peuvent être ignorés par les systèmes ne les comprenant pas.

On trouve dans la déclaration de conformité à DICOM les définitions des objets et champs privés utilisés par le constructeur.

Ainsi, si on prend l'exemple des images d'angiographie, il existe dans DICOM quatre objets distincts susceptibles de contenir des images d'angiographie (figure 3.13A). Un développeur peut choisir l'objet le moins riche en informations complémentaires et lui adjoindre des champs privés pour véhiculer le reste des informations (figure 3.13B). Ce faisant, il diminue l'interopérabilité et va en pratique à l'encontre de la philosophie du standard, même si cette pratique n'est pas explicitement interdite. Bien des problèmes de connectivité découlent de cette façon de faire.

Au total

La lecture et la bonne compréhension d'une déclaration de conformité à DICOM permettent de déterminer ce qu'offre un système en termes de communication DICOM. Cela permet d'éviter quelques désillusions au moment de la réalisation de la connexion. Cependant, la déclaration de conformité à DICOM ne garantit pas le succès des communications envisagées. Il convient donc au moment de conclure un achat, de contractualiser certaines connexions sur la base des informations contenues dans la déclaration de conformité.

Il faut également savoir que la plupart des fournisseurs proposent la quasi-totalité des objets et services DICOM sous forme d'options payantes. Il est donc indispensable de commencer par définir ce que l'on veut faire en termes de connexion et d'interopérabilité. À partir de là, il faut établir la liste des objets et services DICOM nécessaires sur chaque équipement et seulement alors se pencher sur les déclarations de conformité. Le risque est, dans le cas contraire, soit d'acheter des options inutiles pour le projet à réaliser, soit de devoir acheter secondairement les options manquantes au prix fort.

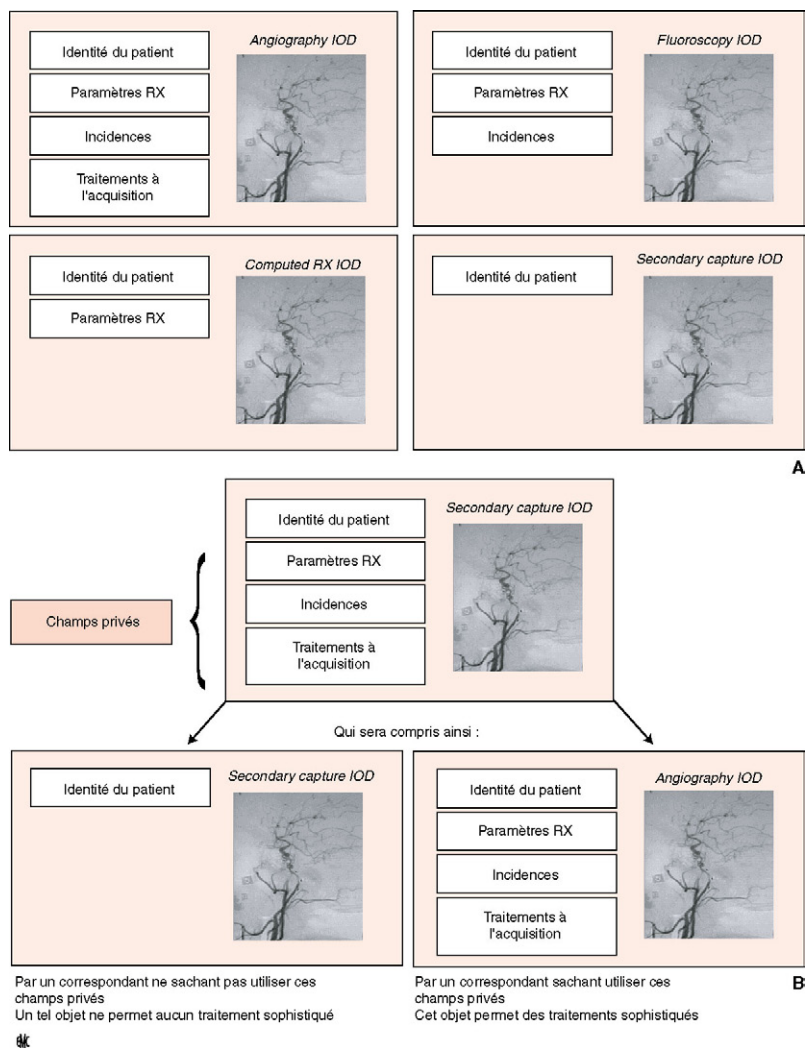


Figure 3.13

Cette figure montre les quatre objets utilisables pour transmettre une image d'angiographie (A).

On voit que les objets *secondary capture* sont ceux qui véhiculent le moins d'informations complémentaires. Un développeur peut décider d'utiliser un objet *secondary capture* en lui rajoutant des champs privés pour enregistrer une telle image, ce faisant, il diminue l'interopérabilité car seules les applications connaissant la signification des champs privés ajoutés seront capables de les interpréter, toutes les autres applications ne verront qu'un objet *secondary capture* (B).

IOD : *Information Object Definition*.

Documents complexes : DICOM SR

Structured reporting : motivations et options principales

Motivations

Structured Reporting est une extension importante de DICOM introduite en 2000 pour couvrir l'échange de documents médicaux relatifs à l'imagerie [14]. À l'évidence, c'est un champ qui touche mais s'écarte des domaines initialement couverts par DICOM, à savoir l'échange des images, puis le *workflow*. Les motivations pour développer une telle extension sont nombreuses. Il s'agit avant tout de permettre une documentation explicite des observations faites sur des images. Par documentation explicite on entend à la fois pouvoir faire des références précises à des images ou des régions dans des images, mais également de faire référence à des concepts au travers de terminologies normalisées.

Les retombées attendues de cette extension concernent tout d'abord le domaine clinique : la documentation précise des observations doit permettre une meilleure communication entre le créateur du document — par exemple un radiologue — et son destinataire principal, le clinicien prescripteur, en permettant par exemple la désignation des images les plus significatives ou la mise en évidence de la pathologie dans ces images. Les retombées concernent également la recherche : en effet, le recours systématique à la codification des observations (sémiologie, localisation anatomique, pathologie suspectée ou avérée, mesures effectuées dans les images) [15] doit faciliter la réalisation de travaux scientifiques, à l'échelle d'un département ou dans le cadre d'études ou d'essais cliniques multicentriques. Enfin, les retombées concernent l'aide à la décision et l'enseignement dans la mesure où les comptes rendus structurés peuvent alimenter des bases de cas et servir de support pour des comparaisons à de nouveaux cas ou d'illustration dans le cadre d'un enseignement.

Avec SR, DICOM a investi un champ complexe, aux limites mal définies, et déjà partiellement couvert par d'autres organismes de standardisation. En effet, le CEN et HL7 avaient déjà proposé des standards pour l'échange de « comptes rendus de services diagnostiques » [16] et la description d'observations [17] respectivement. La spécificité de l'approche de DICOM tient précisément au lien avec les images, dans la mesure où les deux standards cités précédemment mentionnent la possibilité de référencer des images, mais sans fournir réellement les moyens de le réaliser.

Options principales

Devant la difficulté de l'entreprise, le Comité DICOM a fait le choix de procéder en deux temps :

- proposer un cadre général pour la représentation des comptes rendus structurés, ainsi que quelques services de base pour permettre leur implémentation ;

- et proposer ensuite dans des domaines bien définis des spécifications de modèles de comptes rendus s'appuyant sur le cadre général précédent.

Ainsi, le supplément 23 *Structured reporting* a été accepté en 2000, après plus de 4 années de travaux et de discussions difficiles. Il introduit une nouvelle structure de données, l'« arbre SR » dont nous expliquons le principe dans la section suivante. Il propose également un encodage classique selon la syntaxe DICOM. Enfin, il définit un document SR comme un nouveau type d'objet composite (au même titre que les images, les signaux physiologiques, etc.), ce qui permet de définir facilement des services de communication (classe de service stockage et recherche/récupération).

La publication du supplément 23 a été suivie par celle de nombreux suppléments, introduisant de nombreux objets, que l'on peut schématiquement classer en quatre catégories :

- des comptes rendus d'analyse automatisée d'images (CAD ou *Computer-Aided Detection*) : c'est le cas du Mammo CAD SR IOD, introduit en 2000 avec le supplément 50, du Chest CAD SR IOD, introduit en 2001 avec le supplément 65, du Colon CAD SR IOD, introduit en 2008 avec le supplément 126 ;
- Des comptes rendus de procédure, basés sur le *procedure log IOD* introduit en 2003 avec le supplément 66 pour l'échange de documents de type *catheterization lab structured reports* ; entrent également dans cette catégorie les *ultrasound OBS/GYN procedure reports*, introduits en 2003 avec le supplément 26, les *vascular ultrasound procedure reports*, introduits en 2003 avec le supplément 71, les *echocardiography procedure reports*, introduits en 2003 avec le supplément 72, les *quantitative arterio and ventriculo structured reports*, introduits en 2003 avec le supplément 76, les *intra-vascular ultrasound structured reports* », introduits en 2003 avec le supplément 77 ;
- des documents exprimant des sélections d'images ou des répertoires d'images, comme le *key object selection document IOD*, introduit en 2000 avec le supplément 59 ;
- enfin des documents divers, comme le *X-ray radiation dose SR* introduit en 2004 avec le supplément 94, ou le *macular grid thickness and volume report*, introduit en 2009 avec le supplément 143.

Les deux sections suivantes décrivent les principes généraux qui régissent l'organisation de l'« arbre SR » et la définition de modèles d'arbres (ou de sous-arbres), appelés *templates*. Pour une vision complète et détaillée, le lecteur peut consulter l'ouvrage de référence écrit par Clunie [18].

Enfin, il convient de mentionner les aspects qui ne sont pas couverts par DICOM, à savoir la présentation des documents, et la gestion du cycle de vie des comptes rendus (création, modification, transcription, amendement, approbation, etc.). DICOM a fait le choix de ne décrire que la structure et le contenu des comptes rendus, sans chercher à spécifier le mode de rendu des informations : taille des caractères, fontes utilisées, positionnement relatif des images entre elles ou des images vis-à-vis des textes. En particulier, les textes sont de type « non formaté » (texte ASCII), ce qui veut dire qu'un compte rendu de type SR ne peut inclure de composant représenté dans d'autres syntaxes ou formats, tels que Microsoft Word®, PDF ou HTML.

Enfin, la spécification SR n'entre que de façon très superficielle dans les notions de création et modification des comptes rendus, jugées trop complexes et variables pour être correctement décrites dans une spécification très générale. Des compléments ont été apportés sur ce plan dans le cadre de l'initiative IHE sous la forme de profils d'intégration et d'acteurs dédiés [10].

Arbre SR : structure et codage

Nœuds (*content items*)

La structure de base retenue est celle d'un arbre, appelé « arbre SR » (*SR tree*), dans lequel les informations sont représentées par les nœuds et les relations entre les informations sont figurées par des arcs orientés. Les informations contenues dans l'arbre détaillent à la fois les observations, les inférences éventuelles qui les relient, et le contexte dans lequel ces observations ont été formulées (notion d'observateur, de sujet de l'observation, etc.).

Chaque nœud de l'arbre doit être vu comme un concept caractérisé par un couple (nom du concept, valeur du concept). Le nom du concept est toujours un élément codé, ceci est important pour permettre des recherches automatisées dans des bases de données de comptes rendus. La valeur du concept peut, selon les cas, être codée ou représentée sous forme libre.

Quinze types de nœuds différents ont été proposés (tableau 3.5). Les nœuds de type *container* permettent le regroupement de plusieurs nœuds de contenu, sous un titre commun. Le nœud racine de l'arbre est par définition un nœud de type *container*. Les nœuds de type *text* fournissent soit des descriptions en texte libre des observations, soit des labels pour désigner des entités qu'il n'apparaît pas souhaitable de désigner sous forme codée. Les nœuds *date*, *time* et *date-time*, *pname* sont souvent utilisés pour caractériser le contexte d'observation : par exemple, qui est l'observateur ? Qui est le sujet de l'observation ? À quel moment l'observation a-t-elle été créée ? Les nœuds de type *image*, *waveform*, et *composite* servent à référencer des entités DICOM composites (qui ne sont donc pas à proprement parler contenues dans le document), de type image DICOM, signal physiologique, ou d'autres documents comme, par exemple, un autre compte rendu structuré, respectivement. Enfin les nœuds *scoord*, *scoord3d* et *tcoord* permettent de désigner une région précise d'une image, ou un moment précis au sein d'une suite d'images ou du décours d'un signal physiologique.

Tableau 3.5
Définition des différents types de nœuds

Type de nœud	Nom du concept	Valeur du concept	Description
<i>Text</i> (texte)	Type de texte, par exemple « observation » ou « identificateur anatomique »	Expression textuelle du concept	Texte libre, ou exprimant un label
<i>Num</i> (mesure)	Type de mesure par exemple « diamètre bipariétal »	Valeur de la mesure, comprenant le résultat de la mesure et l'unité de mesure	L'unité de mesure est toujours représentée sous forme codée

Tableau 3.5**Définition des différents types de nœuds (suite)**

Type de nœud	Nom du concept	Valeur du concept	Description
<i>Code</i> (code)	Type de code, par exemple « latéralité »	Valeur du code, en l'occurrence un code signifiant « droit », « gauche », « droit et gauche » ou « unilatéral »	Les codes utilisables sont répertoriés dans la partie 16 de DICOM (<i>content mapping ressource</i>)
<i>Datetime</i> (date et heure)	Type de date, par exemple « date et heure de début »	Valeur de la date et de l'heure concaténées	Date et heure de l'événement désigné par le nom du concept
<i>Date</i> (date)	Type de date par exemple « date de naissance »	Date calendaire	Date de l'événement désigné par le nom du concept
<i>Time</i> (heure)	Type d'heure par exemple « heure de l'examen »	Heure du jour	Heure de l'événement désigné par le nom du concept
<i>Uidref</i> (identificateur unique)	Type d'identificateur unique DICOM, par exemple <i>study instance UID</i> ou « identificateur unique d'examen »	Identificateur unique, codé selon les principes édictés dans la partie 5 de DICOM	Identificateur unique de l'entité désignée par le nom du concept
<i>Pname</i> (nom de personne)	Rôle de la personne, par exemple « sujet de l'observation »	Nom de la personne, codé selon les principes édictés dans la partie 5 de DICOM	Nom de la personne dont le rôle est désigné par le nom du concept
<i>Composite</i> (entité composite DICOM)	<i>Purpose of reference</i>	Identificateurs uniques de l'instance de SOP référencée	Référence d'une entité composite DICOM qui n'est ni une image ni une waveform (signal physiologique)
<i>Image</i> (image DICOM)	<i>Purpose of reference</i>	Identificateurs uniques de l'instance de SOP référencée (de type image)	Référence d'une entité composite DICOM de type image
<i>Waveform</i> (signal physiologique DICOM)	<i>Purpose of reference</i>	Identificateurs uniques de l'instance de SOP référencée (de type waveform)	Référence d'une entité composite DICOM de type waveform (signal physiologique)
<i>Scoord</i> (coordonnées spatiales)	<i>Purpose of reference</i>	Liste de coordonnées spatiales	Coordonnées spatiales exprimées dans le repère de l'image DICOM (l'image en question est référencée au travers d'une relation de type <i>selected from</i>)

Tableau 3.5**Définition des différents types de nœuds (suite)**

Type de nœud	Nom du concept	Valeur du concept	Description
<i>Scoord3D</i> (coordonnées spatiales 3D)	<i>Purpose of reference</i>	Liste de coordonnées spatiales 3D	Coordonnées spatiales 3D exprimées dans un système de coordonnées de référence (défini par un frame of reference)
<i>Tcoord</i> (coordonnées temporelles)	<i>Purpose of reference</i>	Liste de coordonnées temporelles	Coordonnées temporelles exprimées dans le repère d'une waveform ou d'une suite temporelle d'images (le signal physiologique ou la suite d'images en question est référencé au travers d'une relation de type selected from)
<i>Container</i> (conteneur)	Titre du document ou de la section	Ne possède pas de valeur en soi, mais possède des nœuds enfants au travers de relations contains	Regroupe l'ensemble des nœuds cibles de la relation contains, sous le titre désigné par le nom du concept

Relations

L'arbre est construit avec des relations dirigées d'un « nœud source » (ou nœud parent) vers le « nœud cible » (ou nœud enfant). Il existe sept types de relations (tableau 3.6). La relation *contains* permet d'organiser le document à partir de différentes briques constitutives, qui pourront souvent reprendre la structure traditionnelle d'un compte rendu avec par exemple : rappel du motif, description de la procédure, description des observations et conclusion. La relation *has observation context* permet de préciser le contexte d'observation, et la relation *has acquisition context* de préciser un contexte spécifique d'acquisition d'images ou de signaux physiologiques (par exemple l'incidence, la technique, la position du patient). La relation *has properties* permet de détailler les caractéristiques d'une entité, par exemple pour une lésion, sa taille, son apparence, sa texture, la précision de ses bords, sa localisation anatomique, etc. La relation *has concept modifier* permet de codifier les observations à différents niveaux de précision. La relation *selected from* relie une région d'intérêt (de nature spatiale ou temporelle) aux données dont elle est extraite. Enfin la relation *inferred from* permet de modéliser, si cela apparaît souhaitable, le processus de raisonnement, qui mène des preuves objectives (les images acquises) jusqu'aux conclusions.

Tableau 3.6**Définition des différents types de relations**

Type de relation	Description
<i>Contains</i> (contient)	Signifie que le nœud source contient le nœud cible ; seul les nœuds de type <i>container</i> peuvent être des nœuds sources de la relation <i>contains</i>
<i>Has observation context</i> (a pour contexte d'observation)	Signifie que le nœud cible de la relation définit le contexte d'observation du nœud source. Par exemple, si le nœud source est de type <i>container</i> avec un nom de concept <i>observation</i> et que le nœud cible d'une relation <i>has observation context</i> est de type <i>pname</i> avec un nom de concept « rédacteur de l'observation » et une valeur du concept « Dr Dupont », alors ceci signifie que le Dr Dupont a agi en tant que « rédacteur de l'observation » de l'observation contenue dans le nœud <i>observation</i> et tous ses descendants
<i>Has concept modifier</i> (a pour modificateur de concept)	Permet de préciser la signification d'un concept, représenté sous forme d'un nœud de type <i>code</i> . En fait le nœud cible de la relation <i>has concept modifier</i> vient compléter le nom du concept du nœud source (et non la valeur du concept)
<i>Has properties</i> (a pour propriété)	Permet de détailler les caractéristiques d'une entité définie par le nœud source. Par exemple, si le nœud source est un nœud de type <i>code</i> dont le nom de concept est <i>observation</i> et la valeur du concept « masse », alors la cible de la relation pourra être par exemple un nœud de type <i>code</i> dont le nom de concept sera « localisation anatomique » et la valeur du concept « segment antérieur du lobe supérieur gauche »
<i>Has acquisition context</i> (a pour contexte d'acquisition)	Signifie que le nœud cible de la relation précise le contexte d'acquisition de l'entité définie dans le nœud source ; cette relation ne s'applique donc qu'à des nœuds source de type <i>image</i> ou <i>waveform</i> . Cette relation peut être utilisée pour préciser l'incidence d'acquisition d'une image, par exemple le nom de concept sera « incidence » et la valeur du concept « antéropostérieur »
<i>Inferred from</i> (déduit de)	Signifie que l'information présente dans le nœud source a été déduite de l'information présente dans le nœud cible. Elle peut s'appliquer notamment entre des nœuds de type <i>code</i> , ou par exemple pour exprimer qu'une mesure (par exemple nom du concept « diamètre bipariétal », valeur du concept « 5 mm ») a été déduite d'une région d'intérêt dénotée par un nœud de type <i>scoord</i>
<i>Selected from</i> (extrait de)	Signifie que le nœud source (nécessairement un nœud de type <i>scoord</i> ou <i>tcoord</i>) a été extrait à partir d'une image, ou d'une série d'images ou d'une <i>waveform</i> référencée dans le nœud cible (nécessairement un nœud de type <i>image</i> ou <i>waveform</i>)

Types génériques de comptes rendus structurés

DICOM a défini plusieurs types génériques de comptes rendus structurés. Ceci vise à simplifier le développement des applications qui vont recevoir et manipuler ces documents structurés, en limitant le degré de complexité de certaines catégories de documents.

Trois types ont été définis, sous la forme de trois IOD, donnant donc lieu à trois *SOP classes*, de complexité croissante :

- le *basic text SR IOD*, limité à des nœuds de type *text*, et à des références à des nœuds *image* ;
- le *SR enhanced IOD*, offrant en outre la possibilité de représenter des mesures et des régions d'intérêt (de nature spatiale ou temporelle) ;
- enfin, le *comprehensive SR IOD*, offrant toutes les possibilités précédentes, avec en outre la possibilité d'utiliser des relations « par référence » (qui autorisent des liens multiples au sein de l'arbre SR sans recopie des nœuds correspondants).

Templates

Le développement des *templates* ou modèles de contenu d'un arbre SR répond au besoin de guider la création de ces documents. En outre, l'utilisation de modèles permet de contraindre le contenu de ces documents et donc de mieux prévoir leur niveau de complexité. Enfin, ces modèles répondent à un souci normatif, justifié par le fait que leur conception vise à répondre à des besoins précis, exprimés au niveau d'une communauté relativement homogène.

Les *templates* sont conçus au fur et à mesure des besoins, dans le cadre de la définition de nouveaux suppléments et sont rassemblés dans la partie 16 de DICOM. Ils font donc l'objet d'un vote comme toute spécification DICOM.

En fait, ils répondent en outre au besoin d'exprimer de façon puissante et souple les éléments de données qui doivent être utilisés pour caractériser une entité donnée, et définir les domaines de valeur à utiliser, en particulier lorsque ces éléments doivent être fournis sous une forme codée. En cela, ils apportent une information équivalente à celle classiquement disponible dans les « modules », évoqués plus haut.

Les *templates* sont décrits sous la forme de tableaux (tableau 3.7). Ces tableaux ont toujours la même forme, avec huit colonnes et un nombre

Tableau 3.7
Définition d'un *template*

	NL	Rel with parent	VT	Concept name	VM	Req type	Condition	Value set constrain
1								
2								
3								

NL : Nesting Level ; VT : Value Type ; VM : Value Multiplicity

de lignes variable qui dépend de la complexité du *template* en question. Chaque ligne représente soit un nœud particulier de l'arbre SR, soit l'inclusion d'un *template*, spécifié ailleurs par un tableau du même type.

Ces colonnes décrivent respectivement :

- NL ou *Nesting Level* : il représente le niveau d'imbrication du nœud représenté (par rapport au niveau de base qui est celui de la première ligne du tableau) ;
- *relation with parent* : il s'agit de la relation associant le nœud parent au nœud figuré par la ligne courante ;
- VT ou *Value Type* : il s'agit du type du nœud figuré par la ligne courante, ou de la mention *include* lorsque la ligne dénote l'inclusion d'un *template* ;
- *concept name* : il s'agit du nom du concept véhiculé par le nœud représenté ;
- VM ou *Value Multiplicity* : elle dénote la cardinalité du nœud (nombre d'occurrences autorisées) ;
- Req type ou *requirement type* : à savoir « obligatoire », « obligatoire et conditionnel », « optionnel », et « optionnel et conditionnel » ;
- *condition* : exprime le cas échéant une condition, en relation avec la colonne précédente ;
- *value set constraint* : exprime les domaines de valeurs utilisables, le plus souvent sous la forme d'une référence à un « groupe de contexte » (*context ID*) qui énumère la liste des codes utilisables dans ce contexte.

L'édition 2009 de DICOM fait mention de 43 *templates* à caractère général, de 18 *templates* décrivant le contenu des comptes rendus de procédure (*procedure log IOD*), et de plus de 200 *templates* spécialisés.

Exemple de compte rendu structuré

Nous présentons un exemple illustratif, totalement fictif dans le sens où il ne s'appuie pas sur des *templates* existants. Il s'agit de représenter le compte rendu d'un examen d'IRM cérébrale. Le compte rendu comprend trois parties :

- un rappel de l'indication de l'examen (sous forme de texte) ;
- les résultats dont l'observation d'une lésion sur l'image #15, avec le tracé d'une région d'intérêt en forme d'ellipse et la mesure des grand et petit axes de cette ellipse ;
- et enfin une conclusion sous forme de texte (figure 3.14).

Ce compte rendu peut être représenté sous la forme d'un arbre SR de la façon suivante (figure 3.15).

Le nœud racine (numéroté 1) est comme toujours de type *container*, et son titre (codé) exprime qu'il s'agit du compte rendu d'un examen IRM cérébrale (*MRI head report*). Ce nœud possède trois enfants directs, cibles de trois relations *contains*. Le premier (numéroté 1.1) est de type *text* et contient l'exposé en texte libre de l'indication de l'examen. Son titre est codé (*request*). Le second (1.2) est un nœud de type *container*,

Titre : IRM cérébrale

Indication :

Résultats :

- image IRM # 15
- ROI sur image # 15 : ellipse
- mesure grand axe de la lésion
- mesure petit axe de la lésion
- code pathologie : dysplasie



Conclusion :

Figure 3.14

Exemple de compte rendu : le compte rendu comporte un titre, ici « IRM cérébrale ».

Le compte rendu comporte des sections, respectivement : l'indication, la description des résultats avec des mesures, des références à des images et des codes de pathologie, une conclusion. ROI : *Region Of Interest*.

avec un titre mentionnant que le contenu est une « observation ». Le troisième (1.3) est de type *text* et contient une conclusion en texte libre (*conclusion*). Le nœud 1.2 possède trois nœuds fils, deux nœuds de type *num* (numérotés respectivement 1.2.1 et 1.2.2), qui précisent les dimensions d'une lésion, sous la forme du grand et du petit axe d'une ellipse décrivant la forme de la lésion. L'ellipse en question est représentée par un (ou deux) nœud(s) de type *scoord* (1.2.1.1), le second (numéroté 1.2.1.2) étant, le cas échéant, la duplication du premier, si l'on a choisi de représenter le document à l'aide d'un IOD de type *enhanced SR* au lieu d'un IOD de type *comprehensive SR*, qui seul supporte les relations « par référence » au sein de l'arbre SR. Ce (ou ces) nœud(s) est (sont) la cible de relations *inferred from*, exprimant que la mesure des grand et petit axes de l'ellipse ont été déduites de la région d'intérêt. Le nœud *observation* (1.2) possède en outre un troisième nœud fils, de type *code*, qui exprime que la pathologie est de type « dysplasie ». Enfin, le nœud 1.2.1 possède un nœud fils unique de type *image*, cible d'une relation *selected from*, qui identifie l'image sur laquelle la région d'intérêt a été définie. Ce nœud détaille l'identificateur de la *SOP class* (*MR image*), et l'identificateur de la *SOP instance*.

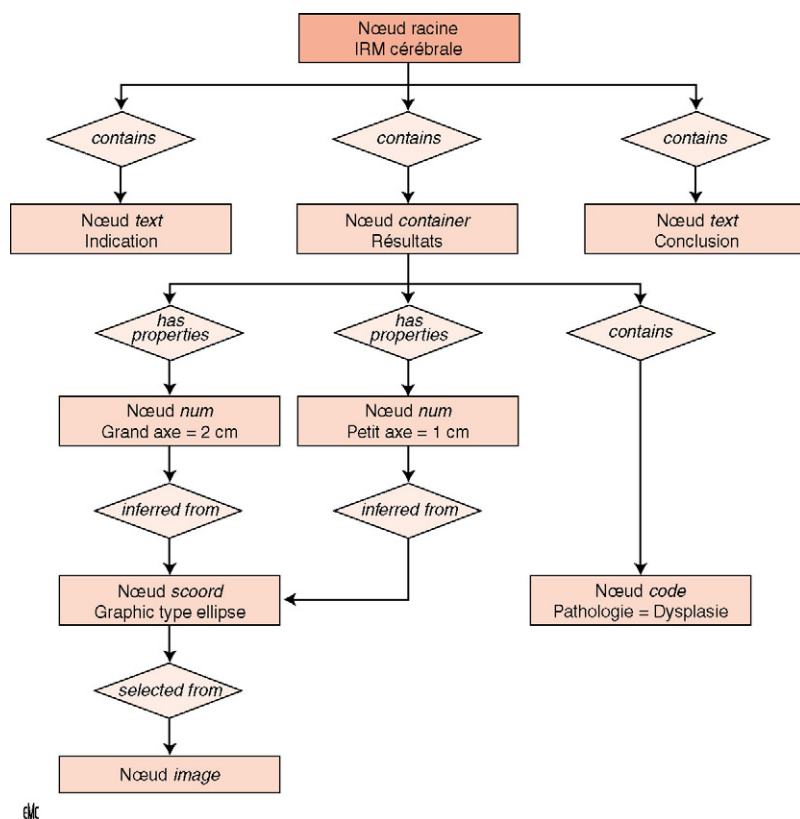


Figure 3.15

Arbre correspondant à la figure 3.14.

Évaluation du déploiement du DICOM SR

On dispose maintenant d'environ dix ans de recul pour juger de l'impact de DICOM SR. Deux aspects doivent être distingués : d'une part la capacité à fonder (au sens de fournir des fondations pour) le développement de standards pour l'échange de comptes rendus d'imagerie dans des domaines bien spécifiques, et d'autre part l'impact industriel.

Impact sur le développement de standards

Comme ceci a été dit précédemment, DICOM SR a été utilisé pour définir de nombreux suppléments dans différents domaines. Il est intéressant de noter que les domaines concernés se situent dans les phases « amont » des processus d'interprétation des images, à la charnière de l'acquisition et du traitement de données complexes. C'est notamment le cas dans différents domaines d'utilisation de l'imagerie échographique, comme la

gynécologie/obstétrique (*ultrasound OB/GYN procedure reports*) ou l'imagerie vasculaire (*vascular ultrasound procedure reports*), où la réalisation de mesures est étroitement imbriquée avec l'acquisition des images qui servent de support à ces mesures. Les études hémodynamiques cardiaques constituent également un domaine où il convient de bien « documenter » le contexte d'acquisition d'un grand nombre d'images, de signaux physiologiques et de mesures interdépendantes (*catheterization lab structured reports*). Enfin, un autre domaine où SR a montré toute sa plus-value est celui de la détection assistée par ordinateur ou *computer assisted detection* (*mammography CAD SR, chest CAD SR et colon CAD SR*). Ceci n'est nullement étonnant dans la mesure où ces traitements étant automatisés (réalisés par ordinateur) ils fournissent *ipso facto* des résultats sous une forme structurée, qu'il convient donc de sauvegarder et de communiquer sous cette forme pour permettre l'utilisation optimale des résultats, soit par le radiologue qui va en faire la synthèse, soit par d'autres agents automatiques, par exemple dans le cadre du suivi de l'évolution des anomalies détectées.

Impact industriel

De manière générale, on constate que la définition des types génériques de SR (*basic text SR, enhanced SR et comprehensive SR*) n'a pas donné lieu à des implémentations et déploiements significatifs. L'initiative IHE, et tout particulièrement la définition de deux profils d'intégration dédiés ont joué un rôle incitatif, mais il faut reconnaître que DICOM SR n'a pas encore eu d'impact sur la façon dont les comptes rendus radiologiques les plus courants sont produits et distribués. La raison en est sans doute que, dans l'immense majorité des cas, la valeur ajoutée de la structuration reste à démontrer, non pas en tant que telle, car elle n'est pas contestable, mais relativement au surcoût qu'induit le passage à des comptes rendus structurés. À cet égard, concevoir un logiciel de saisie suffisamment ergonomique pour rendre totalement transparent pour l'utilisateur la création de la structure sous-jacente constitue un défi pour les constructeurs. En effet, cela suppose d'intégrer dans un ensemble cohérent et intuitif les aspects de saisie d'observations en texte libre (*via* notamment la reconnaissance vocale), de désignation des images significatives, et enfin de saisie des différents éléments de codifications. En revanche, DICOM SR a été largement implémenté pour les comptes rendus des analyses CAD, mais cela reste un domaine encore relativement étroit.

Diffusion du contenu des DICOM SR dans les systèmes d'information de santé

La généralisation des systèmes d'information hospitaliers (SIH) et surtout des dossiers patients informatisés à l'échelle des pays a abouti à l'adoption quasi universelle de l'architecture de document clinique développée par HL7. De ce fait, la diffusion de documents DICOM SR en dehors de la structure d'imagerie les ayant générés n'est plus d'actualité et la question de la diffusion des comptes rendus se pose. Partant de ce constat, le Comité

DICOM en accord avec HL7 a lancé le développement d'un guide de transformation du DICOM SR en CDA HL7. Le travail a commencé par la mise au point du guide concernant le *basic radiological report (template TID 2000)* faisant l'objet du supplément 135, adopté à l'été 2010 et qui fait l'objet de la nouvelle partie 20 du standard. Le Comité DICOM a voté un sujet de travail en mars 2010 pour développer un tel guide de transformation pour tous les autres *templates* pour lesquels il est pertinent d'envisager une diffusion en dehors des structures d'imagerie. Il est également demandé que tous les nouveaux *templates* développés intègrent dès le départ un tel guide de transformation.

DICOM et le suivi de la dosimétrie patient

Dès le début DICOM a eu le souci d'enregistrer les informations concernant la dose d'irradiation délivrée au patient. En effet, les objets DICOM concernant les images obtenues au moyen de rayonnements ionisants contiennent depuis l'origine des attributs permettant d'enregistrer ces informations. Les principaux inconvénients de cette méthode sont :

- la nécessité d'additionner les informations image par image pour aboutir à la dose totale ;
- l'absence de prise en compte des images artefactées ou de mauvaise qualité, qui peuvent avoir été effacées ;
- la présence d'images supplémentaires déduites des images acquises (reconstruction avec des filtres ou des champs différents, image résultant de post-traitement) mais incluant l'information de dose reçue par le patient, issue de l'image d'origine.

On conçoit que le résultat final peut être fortement erroné. De plus, les attributs retenus pour figurer dans les en-têtes des images ne couvraient pas l'ensemble des informations que les spécialistes de la radioprotection estiment nécessaire pour pouvoir assurer un suivi correct de la dosimétrie patient.

Une deuxième tentative fut faite avec l'inclusion de ces informations dans les objets *modality performed procedure step*, mais si les informations n'étaient pas enregistrées par le système récepteur (SIR [système d'information radiologique], PACS) elles étaient irrémédiablement perdues. Cependant, les informations de dosimétrie enregistrées dans ces objets étaient également incomplètes et laissaient une trop grande latitude aux implémenteurs, par exemple dans le choix des unités, rendant leur exploitation difficile.

La pression à travers le monde croissant pour la mise en place d'un réel suivi de la dosimétrie patient (par exemple : la directive Européenne Euratom 97/43 [19] ou le *white paper* de la *Food and Drug Administration* aux États-Unis [20]), il devenait nécessaire de trouver une méthode fiable et pérenne. DICOM a donc décidé de s'appuyer sur le DICOM SR pour créer des comptes rendus de dosimétrie : ainsi sont nés le supplément 94 *X-ray radiation dose report* en 2004 et le supplément 127 *CT radiation dose report* en 2007. Actuellement des réflexions préliminaires sont menées au niveau

des groupes de travail respectifs pour créer un compte rendu de dose pour la médecine nucléaire et pour la radiothérapie. Dans la foulée, IHE a mis au point un profil d'intégration, REM (*radiation exposure monitoring*), concernant le suivi de la dosimétrie patient à travers tout le système d'information en se basant sur l'exploitation des données contenues dans ces DICOM SR.

Sécurité

Jusqu'en 2000, année de la publication du premier supplément à DICOM consacré aux questions de sécurité, aucun élément de sécurité n'était pris en compte par DICOM. En fait, le Comité DICOM considérait que définir des objets et des services de sécurité n'était pas de son ressort, et comme aucun standard sur ce thème n'existait réellement il se contentait d'une veille prudente dont était chargé le WG 14.

Les travaux européens du CEN/TC 251 sur la problématique de la sécurité avançant et ayant abouti à la publication des prénormes ENV 13607 et ENV 13608, le WG 14 a développé les premiers services de sécurité en s'appuyant sur la prénorme ENV 13608 ainsi que sur certaines normes ISO générales (non spécifiques à la santé).

Un premier supplément (Supplément 31 – *security enhancements one*), adopté en 1999, concerne le niveau transport avec sécurisation par encryptage des données. Il traite des questions d'authentification, de confidentialité et d'intégrité des données. Un second supplément (Supplément 41 – *digital signatures*) a été adopté en 2000 et concerne la signature numérique des objets DICOM. Il apporte la possibilité d'effectuer des contrôles d'intégrité sur des objets DICOM de façon continue, indépendamment des opérations de transferts.

Il faut noter que ce dernier supplément DICOM fait l'hypothèse que les entités d'application sont capables d'identifier leurs utilisateurs, et ont connaissance de leurs droits d'accès ; il faut également noter que DICOM a une conception « très large » de la notion d'utilisateur puisque ceci recouvre aussi bien des personnes physiques, des organisations que des équipements. Selon DICOM, l'échange d'information sur les utilisateurs dans le cadre des services de sécurité est réalisé grâce à l'échange de certificats associés à la signature électronique.

Un troisième supplément a été adopté en 2000 (Supplément 51 – *media security*) et concerne la sécurité des supports physiques ; son application type est l'utilisation du DICOM CD-R pour le transfert d'objets DICOM entre deux institutions. Enfin, un autre supplément (Supplément 55 – *attribute level confidentiality*) s'intéresse aux notions de confidentialité des données et d'intégrité des données en définissant des mécanismes d'encryptage et de sécurisation au niveau, non plus d'un objet DICOM dans son intégralité, mais au contraire d'un groupe d'attributs. Ceci vise particulièrement les applications qui ont besoin d'anonymiser ces objets d'une façon qui soit réversible, comme par exemple pour les essais cliniques. Le fait d'agir à ce niveau permet d'introduire des éléments de sécurité avec des changements minimes dans les applications existantes.

Deux autres suppléments touchant à la sécurité ont été adoptés en 2004 (Supplément 86 – *digital signatures for structured reports* et Supplément 99 – *extended negotiation of user identity*), consacrés respectivement à la signature des comptes rendus structurés et à l'identification de l'utilisateur lors de l'établissement de l'association.

Ces éléments de sécurité sont principalement rassemblés dans la partie 15, apparue dans l'édition 2000 du standard nommée *Security profiles*.

Il faut bien assimiler qu'en matière de sécurité, le Comité DICOM a décidé de ne rien inventer mais de spécifier comment utiliser dans le cadre de DICOM les mécanismes de sécurité définis par des organismes spécialisés dans ce domaine.

Une fois ces éléments de sécurité adoptés, le WG 14 va confronter ce qui aura été réalisé avec les spécifications de HIPAA (*Health Insurance Portability and Accountability Act*) afin de déterminer quels sont les éléments encore manquants à intégrer dans le standard [21].

Discussion

Contribution de DICOM à l'interopérabilité au sein des SIH et des systèmes d'information de santé

L'élément remarquable à souligner est d'abord le succès industriel de DICOM. La quasi-totalité des équipements d'imagerie médicale mis sur le marché aujourd'hui sont conformes à DICOM. Même des domaines comme la médecine nucléaire ou la radiothérapie, qui se sont ralliés plus tardivement à DICOM, utilisent aujourd'hui très majoritairement DICOM pour communiquer, facilitant ainsi l'intégration des équipements au niveau de ces plateaux techniques, ainsi que les communications avec les sources d'imagerie radiologiques. Ce succès mérite d'autant plus d'être souligné, qu'il fait suite à l'échec du standard ACR-NEMA de 1988, resté à l'état d'ébauche et sans réel impact industriel et pratique. D'autres travaux de standardisation menés pendant la même période, tels que ceux du CEN/TC251 ne peuvent faire état d'un succès industriel comparable. Ce succès est dû à plusieurs facteurs :

- la participation active des principaux acteurs industriels du marché, qui très tôt ont fait le pari d'une connectivité s'appuyant sur des standards ;
- une démarche très pragmatique et très efficace, fonctionnant avec des échéances de l'ordre de 2 à 3 ans, et éludant les difficiles questions d'architecture et de cohérence globale [22] ;
- une grande ouverture vis-à-vis des disciplines connexes, recherchant notamment la collaboration avec des organismes de normalisation travaillant dans ces disciplines (par exemple CEN/TC251, HL7) ;
- enfin, une politique active de promotion du standard et de ses nombreuses extensions auprès des autres acteurs du domaine, au travers de démonstrations publiques (RSNA notamment).

DICOM joue aujourd'hui un rôle clé dans la mise en place de PACS multiconstructeurs, notamment grâce à ses services de *workflow*, et grâce aussi à une initiative complémentaire, l'initiative IHE, qui apporte les éléments architecturaux que DICOM s'est toujours refusé à définir. Cette synergie s'avère en pratique particulièrement fructueuse.

Perspectives

DICOM et intégration des systèmes

Le domaine de DICOM est fondamentalement celui de l'image médicale (au sens large) et son environnement immédiat. Le développement de services liés à la gestion du *workflow* a posé la question des échanges à l'interface avec les autres domaines du système d'information de santé. Pour le Comité DICOM, les zones-frontières se situent notamment en amont de la liste de travail et au niveau de la création et de la diffusion du compte rendu.

En la matière, DICOM a résolument choisi la coopération avec les autres organismes de standardisation. Au plan international ce sont HL7 pour ce qui concerne les messages, et l'ISO/TC 215 et le CEN/TC 251 pour l'architecture des systèmes d'information de santé. Le groupe de travail 20 a été créé pour gérer les relations avec ces différents organismes.

La prise en compte de la notion de gestion d'actes d'imagerie médicale impose de faire commencer le suivi du *workflow* depuis l'établissement de la demande, l'identifiant de la demande servant d'identifiant pour la totalité de l'examen. DICOM a clairement déclaré qu'il ne voulait pas s'occuper de tout ce qui se passe entre la création de la demande et la génération de la liste de travail : tout ceci est du ressort d'HL7, du CEN/TC 251 et de l'ISO/TC 215.

En ce qui concerne l'autre extrémité du *workflow*, à savoir la distribution des résultats des examens d'imagerie, DICOM a développé le compte rendu structuré (DICOM SR). Les objets DICOM fondés sur cette spécification permettent de gérer des liens entre éléments textuels, images et mesures sur images, etc. et donc d'envisager la création de documents multimédia à partir des objets DICOM. De façon complémentaire, des travaux ont été menés pour faciliter la gestion dans les PACS de documents exprimés initialement avec d'autres standards que le standard DICOM (encapsulation de documents PDF ou HL7 CDA). Par ailleurs, il est possible depuis 2001 d'utiliser dans des objets DICOM des références à des documents HL7 (Supplément 101 – *HL7 structured document object references*). Enfin, des travaux sont en cours (Supplément 135 – *SR diagnostic imaging report transformation guide*) pour produire des guides d'implémentation destinés à faciliter la conversion de documents DICOM SR en documents HL7 CDA, standard qui tend à s'imposer pour la gestion et la communication de documents médicaux structurés.

La question de l'intégration est reconnue depuis quelques années comme étant un des problèmes majeurs à résoudre avant d'envisager la généralisation du déploiement des systèmes d'information dans le domaine de la santé. En 1998, les responsables des systèmes d'information de santé

américains regroupés dans HIMSS se sont associés aux radiologues de la RSNA pour mettre sur pied une plate-forme visant à faire progresser la problématique de l'intégration : IHE. IHE ne crée pas de standards mais fournit un lieu où les « trous » entre standards peuvent être mis en évidence, à charge pour les organismes de standardisation de combler ces trous. DICOM s'est impliqué dans l'initiative IHE dès le départ (ainsi qu'HL7).

Pour illustrer cette démarche, on peut citer la question de l'identification du patient. À l'origine, DICOM a dû définir ses propres identifiants patients. Dans le cadre d'IHE, il est apparu qu'il était nécessaire d'harmoniser l'identification des patients entre HL7 et DICOM. En conséquence, courant 1999, le Comité DICOM a validé l'intégration dans DICOM des identifiants HL7. De la même manière, HL7 collabore avec l'ISO/TC 215 pour la définition d'une politique internationale d'identification des patients. Le Comité DICOM a d'ores et déjà décidé d'intégrer le résultat de ces travaux lorsqu'ils seront publiés comme « standard approuvé ».

DICOM et technologies du web

C'est évidemment une question à l'ordre du jour, et qui a donné lieu à des débats animés, notamment sur le web ! DICOM, comme ceci a été expliqué plus haut définit ses propres services de communication, ainsi que sa propre syntaxe, donc apparemment on pourrait croire qu'il s'agit de mondes totalement disjoints et qui s'ignorent. Ce n'est pas tout à fait vrai. D'abord personne n'empêche d'utiliser des protocoles comme ftp pour transporter des fichiers DICOM (c'est-à-dire exprimés selon les prescriptions spécifiées dans la partie 10 de DICOM). Par ailleurs un supplément (Supplément 54 – *DICOM MIME type*) a d'ores et déjà été adopté, en relation avec l'IETF (*internet engineering task force*) définissant un nouveau type MIME *application/DICOM* pour la communication par e-mail d'objets DICOM ou de répertoires d'images (fichier DICOMDIR défini dans la partie 10 de DICOM). Enfin, une étape décisive a été franchie en 2003 avec l'adoption de *DICOM WADO* (*web access to DICOM objects*), une extension qui permet d'accéder à des objets DICOM au moyen d'URL exprimant un chemin d'accès à des objets DICOM, travaux qui résultent de la collaboration étroite entre DICOM et l'ISO/TC 215. Ceci permet de rendre accessibles les images et tous les autres objets DICOM au travers du protocole http et donc facilite l'accès à l'image à partir de n'importe quel navigateur internet. Ceci permet en outre de référencer les images dans toutes sortes de documents.

Une autre polémique a également fait rage et ressort de temps à autre. Elle concerne l'utilisation de fichiers Jpeg à la place de fichiers au « format » DICOM. En fait cette polémique s'est construite sur plusieurs erreurs d'interprétation :

- la croyance que toutes les informations véhiculées par un objet DICOM sont encombrantes et inutiles ;
- la volonté d'opposer DICOM et Jpeg ;
- la croyance que la compatibilité DICOM est un facteur de surcoût.

C'était méconnaître la réalité :

- le volume des informations complémentaires contenues dans les objets DICOM reste modeste à côté du poids de la partie image. Or, ces informations sont fondamentales pour permettre des traitements secondaires et la gestion des images médicales ;
- pour diminuer le poids de l'image, il existe un moyen : la compression. C'est ce que fait Jpeg, mais dès les origines DICOM permet la compression des images en utilisant... Jpeg [23] ! Il existe d'ailleurs une collaboration officielle entre le Comité DICOM et le consortium Jpeg qui a été particulièrement active dans le cadre de l'adoption par DICOM de Jpeg-LS et de Jpeg 2000 (compression par ondelettes). Concernant l'image animée, DICOM intègre MPEG2 depuis l'adoption du supplément 42 (*MPEG2 transfer syntax*) en 2003, et du supplément 137 (MPEG2 MP@HL) en 2008, et des travaux sont en cours (supplément 149) pour l'intégration de MPEG4 ;
- le matériel d'imagerie utilisateur de DICOM est fabriqué en petites séries et utilise des technologies de pointe, il est donc coûteux. La disponibilité de nombreux logiciels distribués en *freeware* et *shareware* pour ordinateurs personnels (Macintosh®, Windows®, Linux®) dément cette affirmation. Il faut noter par ailleurs le développement du secteur *open source* dans l'univers DICOM permettant la disponibilité d'offres peu coûteuses indépendantes des industriels traditionnels de l'imagerie.

La question de la place de XML est très ouverte au sein du Comité DICOM, en particulier à propos des comptes rendus structurés. Le CEN/TC 251 affiche une politique de collaboration avec HL7 pour la préparation de la version 3 de ce dernier standard, politique largement fondée sur une convergence autour de cette syntaxe. On peut penser que dans le comité DICOM les tenants de la syntaxe spécifique d'origine auront du mal à rester sur une ligne « dure » pour préserver l'exclusivité de cette syntaxe d'origine dans DICOM, surtout pour la représentation de documents comme des comptes rendus destinés à circuler dans tout l'hôpital. Ainsi, à court et moyen terme, il est hautement probable que les services de communication et de *workflow* de DICOM resteront fondés sur la syntaxe et les protocoles spécifiques de DICOM ; en revanche, il est maintenant pratiquement acquis que le volet « aval », à savoir la distribution des comptes rendus d'imagerie évoluera vers un encodage en XML, basée sur l'utilisation du standard HL7 CDA.

Enfin, le comité DICOM a récemment mis en place le WG 27 *web technology for DICOM* pour gérer ces évolutions et dont le premier travail est de préparer une évolution du standard WADO sur la base des *web services*, évolution demandée par IHE.

Conclusion

DICOM est maintenant le standard mondial unique en ce qui concerne l'imagerie biomédicale et les données associées car validé en Europe par le CEN/TC 251 et dans le reste du monde par l'ISO/TC 215. Son domaine d'application est toute l'imagerie et pas seulement les services de radiologie : il s'applique à l'activité imagerie de la cardiologie, de l'ophtalmologie, de l'odontologie, de l'endoscopie, de la dermatologie, etc.

La disponibilité d'un standard universel est un grand facteur favorisant l'interopérabilité des systèmes.

Malgré des tentatives périodiques de lui opposer « la simplicité de JPEG » ou d'autres formats « du Web » ces faux débats échouent systématiquement car :

- il s'avère que ces formats sont inappropriés à la gestion de l'imagerie médicale, car ils ne permettent pas de véhiculer toutes les informations nécessaires à la gestion des images médicales contenues dans les en-têtes DICOM ;
- DICOM n'est pas opposé à JPEG car d'une part JPEG est l'outil de compression utilisé par DICOM au sein de ses objets d'information (MPEG pour les vidéos) et d'autre part un membre du Comité DICOM siège au comité JPEG ;
- le comité DICOM est ouvert aux technologies du web, mais compte tenu de son domaine d'application il attend toujours que ces technologies aient fait leurs preuves et se soient stabilisées avant de les intégrer ne serait-ce que pour des raisons de sécurité des patients.

Si le Comité DICOM propose un outil pour la création de comptes rendus, le DICOM SR, il se soucie de la diffusion des résultats à travers les systèmes d'information de santé, or il est maintenant acquis que cette diffusion se fera sur la base du standard CDA d'HL7. Le comité DICOM a donc commencé à proposer des outils pour transformer des comptes rendus DICOM SR en documents CDA et cette démarche va s'amplifier.

Pour finir, il est évident que le standard DICOM présente une certaine complexité mais celle-ci est nécessaire à l'accomplissement de sa tâche. Les médecins utilisant l'imagerie doivent donc avoir un minimum de connaissance du standard ne serait-ce que pour pouvoir discuter en connaissance de cause avec leurs fournisseurs de matériel et de logiciels.

Références

- [1] ACR-NEMA. Digital imaging and communications. In: ACR/NEMA, 1985.
- [2] Wang Y, Lodwick GS, Zielonka JS, Horii SC, Lehr JJ. Overview of ACR-NEMA digital imaging and communication standard. In: Schneider RH, Dwyer SJ, editors. Picture archiving and communication systems for medical applications. SPIE; 1985, p. 132–8.
- [3] NEMA. Digital Imaging and Communication in Medicine. PS3 1–9. 1993.
- [4] Best DE, Horii SC, Bennett W, Thomson B, Snaveley D. Review of the American College of Radiology – National Electrical Manufacturers' Association standards activity. *Comput Methods Programs Biomed* 1992;37:305–9.
- [5] Parisot C. DICOM specific architecture and concepts. In: Ratib O, editor. Euro-PACS '94. Geneva, 1994.
- [6] Bidgood WD, Horii SC. Introduction to the ACR/NEMA DICOM standard. *Radiographics* 1992;12:345–55.
- [7] Bjerde KW. IPI, MEDICOM and DICOM: relations and possible future. *Int J Card Imaging* 1995;11:165–70.
- [8] Jensch PF, Hewett AJ, Cordonnier E, Mattheus RA. DICOM V3.0: the CEN trial implementation. In: *Medical Imaging: SPIE*; 1994.
- [9] Bidgood Jr WD, al-Safadi Y, Tucker M, Prior F, Hagan G, Mattison JE. The role of digital imaging and communications in medicine in an evolving healthcare computing environment: the model is the message. *J Digit Imaging* 1998;11:1–9.
- [10] IHE Technical Framework, Revision 5.5, vol 1 à 4. In: HIMSS/RSNA, 2003.
- [11] Integrating the Healthcare Enterprise. IHE initiative web site. <http://www.ihe.net/>.
- [12] Channin DS. Integrating the Healthcare Enterprise: a primer. Part 2. Seven brides for seven brothers: the IHE Integration Profiles. *Radiographics* 2001;21:1343–50.
- [13] Clunie DA. New Modality Issues: DICOM Enhanced Images - CT, MR, PET, XA/XRF, (RSNA Refresher Course 2006). http://www.dclunie.com/papers/RSNA2006CTMR_Clunie_20061201.pdf.
- [14] Bidgood Jr WD. Clinical importance of the DICOM structured reporting standard. *Int J Card Imaging* 1998;14:307–15.
- [15] Bidgood Jr WD. The SNOMED DICOM microglossary: controlled terminology resource for data interchange in biomedical imaging. *Methods Inf Med* 1998;37:404–14.
- [16] CEN. C EN ENV 12539. Medical informatics: request and report messages for diagnostic services departments, 1996.
- [17] HL7. HL7 Standard version 2.4, 2000.
- [18] Clunie D. DICOM Structured Reporting. Bangor: PixelMed Publishing; 2000.
- [19] Directive Euratom 97/43 du Conseil du 30 juin 1997. http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_fr.pdf.
- [20] White Paper: Initiative to Reduce Unnecessary Radiation Exposure from Medical Imaging: <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationSafety/RadiationDoseReduction/ucm199994.htm>.
- [21] Cao F, Huang HK, Zhou XQ. Medical image security in a HIPAA mandated PACS environment. *Comput Med Imaging Graph* 2003;27:185–96.
- [22] Gibaud B, Garfagni H, Aubry F. Standardization in the field of medical image management: the contribution of the MIMOSA model. *IEEE Trans Med Imaging* 1998;17:62–73.
- [23] Gibaud B, Chabriaux J. Place des standards dans la compression des images médicales. In: Naït-Ali A, Cavaro-Ménard C, editors. *Compression des images et des signaux médicaux*. Traite IC2. Paris: Hermès-Lavoisier; 2007, p. 99–123.

Autoévaluation

1. Combien existe-t-il de standard pour l'imagerie médicale ?
 - A. 1
 - B. 2
 - C. 3
 - D. 4
2. Par quels organismes le standard DICOM est-il validé ?
 - A. AFNOR
 - B. DIN
 - C. CEN
 - D. IHE
 - E. ISO
 - F. IEEE
 - G. W3C
3. Quels sont les modules que l'on retrouve dans les en-têtes DICOM ?
 - A. Le module équipement
 - B. Le module patient
 - C. Le module établissement
 - D. Le module study
 - E. Le module service
 - F. Le module protocole
 - G. Le module série
 - H. Le module image
 - I. Le module dosimétrie
4. Sur quel(s) modèle(s) se base le standard DICOM ?
 - A. Le modèle du monde réel
 - B. Le modèle d'information
 - C. Le modèle du monde réel et le modèle d'information
5. Quel élément du standard DICOM est retenu par le profil REM (*Radiation Exposure Management*) d'IHE pour véhiculer les informations de dosimétrie pour assurer le suivi de la dosimétrie patient ?
 - A. Les attributs dosimétriques figurant dans les en-têtes DICOM de chaque image
 - B. Les champs dosimétriques des MPPS
 - C. Les templates dosimétriques du DICOM SR

6. Indiquez la (les) proposition(s) exacte(s) concernant DICOM et les technologies web :
 - A. DICOM n'est pas du tout compatible avec le web
 - B. DICOM est totalement compatible avec le web
 - C. DICOM n'est pas incompatible avec le web et introduit prudemment ses technologies
7. Sur un réseau et pour une *SOP class* donnée, pour pouvoir échanger des données, je dois avoir :
 - A. Seulement des *SOP class SCP*
 - B. Seulement des *SOP class SCU*
 - C. Au moins une de chaque
8. Les objets DICOM enrichis (*enhanced IOD*) permettent en théorie d'alléger la charge réseau jusqu'à :
 - A. 5 %
 - B. 10 %
 - C. 15 %
 - D. 20 %
 - E. 25 %
 - F. 30 %
 - G. 35 %
 - H. 40 %
9. Quelle procédure est utilisée par DICOM en ce qui concerne l'affichage de la conformité au standard d'un système ?
 - A. Aucune procédure n'existe
 - B. Le matériel doit être certifié par un organisme indépendant
 - C. Autodéclaration par le fabricant de la conformité
10. Quels sont les types génériques de DICOM SR ?
 - A. *Basic text SR*
 - B. *Complex SR*
 - C. *Rich text SR*
 - D. *Comprehensive SR*
 - E. *Enhanced SR*
 - F. *Simple SR*
 - G. *Detailed SR*
 - H. *Specific SR*
 - I. *Optimized SR*
 - J. *Basic radiological SR*

Systèmes de communication et d'archivage d'images et leur intégration dans les systèmes de gestion de dossiers patient

J. Chabriaux, B. Gibaud

RÉSUMÉ

Le développement des systèmes de communication et d'archivage d'images est né avec l'imagerie numérique, il y a maintenant près de 30 ans. Au cours de cette période, les technologies de communication, de stockage et de traitement de l'information ont considérablement évolué. Les appareils qui produisent les images s'améliorent sans cesse au point que l'interprétation et l'exploitation des images ne se conçoivent plus sans la présence d'outils de traitement appropriés. Dans ce contexte, la mise en place des *Picture Archiving and Communication Systems* n'est plus une éventualité, mais une absolue nécessité. Une offre industrielle existe, qui a bénéficié des expériences pionnières et des progrès considérables de la normalisation — d'abord au sein du Comité DICOM, puis du projet *Integrating the Healthcare Enterprise*. Sur le plan technique, les enjeux actuels se situent au niveau de l'intégration de l'image dans le dossier patient, mais aussi et surtout dans la recherche de solution de mutualisation des ressources de stockage et d'archivage, facteur de réduction des coûts et d'ouverture facilitée aux partenaires extrahospitaliers (téléradiologie, réseaux de soins, dossier médical personnel). Ce chapitre a pour finalité d'introduire les principaux éléments — fonctionnels, techniques, organisationnels — mis en jeu dans ces systèmes, qui, compte tenu de la place importante occupée par l'imagerie, sont appelés à devenir un outil de travail incontournable des personnels soignants dans les établissements de soins.

Introduction

Les 30 dernières années ont été marquées par le développement de l'imagerie médicale numérique, qui a modifié en profondeur les approches

diagnostiques et thérapeutiques dans de nombreux domaines de la médecine. Cela a conduit à la mise en place dans les hôpitaux de systèmes informatiques dédiés, capables d'assurer la communication et le stockage des images, dans un environnement multiconstructeurs. La fonction essentielle de ces systèmes est de permettre l'accès aux images, avec les niveaux de qualité, de sécurité, de confidentialité et de disponibilité voulus, pour leur exploitation au titre de la prise en charge des patients (diagnostique ou thérapeutique), mais aussi de l'enseignement ou de la recherche. Cela suppose un interfonctionnement harmonieux avec les différents systèmes d'information de l'hôpital, et notamment les composants responsables de la gestion des dossiers patient.

Le présent chapitre vise à donner un éclairage à la fois sur les fonctionnalités et sur l'organisation de ces systèmes, avec une attention particulière pour les aspects d'intégration. En effet, c'est notamment à ce niveau que se situent les enjeux de qualité, d'efficacité et de pérennité de ces systèmes.

La suite du chapitre est organisée comme suit. Le « Contexte général et historique » resitue le contexte général du développement de l'imagerie médicale numérique, et rappelle les étapes qui ont conduit au concept de « gestion des images » et à la mise en œuvre de celui-ci. Les « Possibilités de l'offre industrielle actuelle » sont décrites d'abord sous l'angle fonctionnel, puis sous un angle technique. Puis la « Problématique de l'intégration » est abordée, en laissant une large part à la description des standards qui régissent ces aspects d'intégration. Enfin « Effet et valeur ajoutée apportée par les PACS » porte sur les mutations induites par ces systèmes et met l'accent sur les éléments de valeur ajoutée qu'ils apportent.

Contexte général et historique

Généralités

La fin des années 1970 et le début des années 1980 ont été marqués par une évolution rapide de l'imagerie médicale diagnostique, avec principalement le développement de la scanographie à rayons X, de l'imagerie par résonance magnétique, de l'échographie ultrasonore, de la médecine nucléaire et de l'angiographie numérisée pour ne citer que les principales. Cela marque une évolution radicale vers l'imagerie numérique, c'est-à-dire vers des images représentées sur un support informatique, et donc susceptibles de différents traitements numériques.

Cette évolution vers l'imagerie médicale numérique s'est encore considérablement amplifiée au cours des années 1990 et 2000, au point que la quasi-totalité de l'imagerie médicale est aujourd'hui numérique. Certaines techniques radiologiques comme l'imagerie thoracique et surtout la mammographie sont longtemps restées analogiques, c'est-à-dire que la formation des images demeurait fondée sur l'interaction directe du rayonnement X avec le film radiologique. En effet, les capteurs numériques n'offraient pas les performances suffisantes pour permettre une qualité diagnostique des images équivalentes

à celle du film. L'apparition de nouveaux détecteurs a permis de remédier à ces limitations et on peut considérer aujourd'hui que c'est véritablement toute l'imagerie radiologique diagnostique qui bénéficie de l'apport du numérique.

Il serait abusif de limiter l'imagerie médicale à l'imagerie diagnostique en radiologie et en médecine nucléaire. Le domaine de l'imagerie couvre également tout le volet interventionnel en radiologie et en cardiologie, avec des modalités et des appareils d'imagerie certes différents, mais reposant sur les mêmes techniques de base (imagerie à rayons X comme l'angiographie, imagerie échographique, etc.).

Au-delà de ces domaines relativement connexes à la radiologie, il existe des domaines qui, eux aussi, se sont vus peu à peu concernés par l'imagerie numérique : imagerie à rayons X en odontologie, imagerie ophtalmologique, imagerie endoscopique (utilisée dans de nombreuses disciplines cliniques telles que la gastroentérologie, la pneumologie, etc.). L'imagerie biologique est également concernée par ces évolutions, avec notamment le développement de l'imagerie moléculaire. Le domaine de l'imagerie en anatomopathologie est lui aussi en forte mutation. L'image s'y présente à la fois sous forme d'images représentatives et – de plus en plus – de « lames virtuelles », résultat de la numérisation complète d'une lame. On peut penser que ces dernières faciliteront de plus en plus les procédures de téléconsultation, à la fois dans le cas des analyses histologiques extemporanées, mais aussi plus généralement pour les procédures d'interprétation à distance [1].

De façon générale, le développement des techniques d'imagerie médicale est à l'origine de changements profonds de la pratique médicale, en objectivant et en rendant beaucoup plus évidents des signes qui, antérieurement, faisaient l'objet d'interprétations ou d'une mise en évidence indirecte. De ce fait, l'imagerie occupe une place prépondérante dans la prise en charge diagnostique des pathologies. Parallèlement, on a observé, depuis une vingtaine d'années, une évolution radicale des pratiques chirurgicales, au profit de la radiologie interventionnelle et de la chirurgie minimalement invasive. Cela est particulièrement évident dans le domaine de la cardiologie et de la neuroradiologie, où un très grand nombre de gestes sont maintenant réalisés par voie endovasculaire. Le rôle de l'imagerie dans cette évolution est fondamental : c'est parce que l'on dispose des techniques d'imagerie interventionnelle nécessaires (imagerie radiologique à rayons X, imagerie échographique, imagerie endoscopique) que la réalisation de ces gestes opératoires minimalement invasifs est devenue possible.

L'image joue donc un rôle clé dans de nombreuses procédures thérapeutiques. Par exemple, la radiothérapie fait maintenant appel à la reconstruction en trois dimensions des volumes tumoraux et des organes critiques à partir des images scanographiques et/ou IRM pour optimiser la délivrance des doses d'irradiation thérapeutique. De même, certaines disciplines chirurgicales comme la neurochirurgie ou la chirurgie orthopédique font appel à des procédures de guidage par l'image, voire à des procédures robotisées dans lesquelles les évolutions du robot sont programmées avant l'intervention sur la base des données obtenues par l'imagerie.

Bien entendu, la présence de tous ces équipements d'imagerie à l'hôpital suppose tout un environnement informatisé pour communiquer les images, les conserver sur des supports informatiques, et les utiliser dans le cadre des différentes activités diagnostiques, thérapeutiques ou de suivi du patient. Le développement de nouvelles générations de scanographes (scanners spirales, puis multibarettes) a précipité l'évolution naturelle vers une lecture directe des images sous forme numérique. En effet, ces imageurs produisent couramment des examens contenant plusieurs milliers d'images, dont l'analyse ne peut se faire qu'à l'aide des outils de traitement appropriés. Cette évolution pose bien entendu le problème de l'archivage numérique de ces images, le support film étant bien entendu totalement inadapté.

Parallèlement, comme toutes les entreprises et systèmes de production de type industriel, l'hôpital s'est vu concerné par une informatisation croissante, avec le développement des systèmes d'information hospitaliers (système d'information hospitalier, ou *Hospital Information System* [HIS] en anglais). D'abord strictement restreints aux champs administratifs et transversaux (identification des patients et des actes, facturation des soins), ces systèmes ont évolué pour prendre en charge l'organisation de la délivrance des soins, et, peu à peu, la gestion des données médicales des patients. Ces processus font appel à des logiciels verticaux appelés « logiciels métiers » interagissant avec les logiciels transversaux. En ce qui concerne l'imagerie radiologique, on a donc vu se développer, à partir des années 1980, une informatique départementale ou système d'information radiologique (système d'information radiologique ou *Radiology Information System* [RIS] en anglais), offrant un support dans l'organisation de l'activité : gestion des rendez-vous, gestion de l'activité et des personnels, gestion des comptes rendus, gestion des ressources (films, produits de contraste, consommables). Dans ce schéma, la gestion et l'archivage des images revient à des systèmes spécifiques, les PACS (systèmes de communication et d'archivage des images).

Ces trois facettes du processus d'informatisation de l'hôpital, à savoir la gestion des images, la gestion des données médicales à l'échelle de l'établissement, et l'organisation de l'activité au sein d'un plateau technique, ont longtemps fait l'objet de développements séparés, se traduisant par des produits dont l'interfonctionnement n'allait pas de soi. Cette situation s'est nettement améliorée, notamment suite aux travaux menés dans le cadre de l'initiative IHE et les systèmes déployés aujourd'hui sont souvent qualifiés de systèmes SIR/PACS, fortement intégrés, eux-mêmes capables d'un interfonctionnement harmonieux avec le SIH.

L'un des éléments critiques, aujourd'hui, dans la définition de ces systèmes est le niveau d'échelle choisi pour les déployer et le niveau de mutualisation des ressources informatiques qui en résulte. En effet, les technologies de réseaux à haut débit ont aujourd'hui acquis un niveau de maturité tel que l'on peut envisager de déporter à distance des traitements de données comme la gestion du *workflow*, ou même le stockage des images. Cela est potentiellement la source d'économies importantes résultant directement de la mutualisation des ressources, notamment de stockage et d'archivage.

Concrètement, cela signifie que l'on peut aujourd'hui déployer un PACS au niveau de tous les établissements hospitaliers d'une ville ou même d'une région en concentrant les équipements de gestion et de stockage des données en un lieu unique, dans le cadre de prestations fournies par des prestataires offrant des services d'hébergement des données. Ce type de prestations — *Software as a Service* (ou SaaS) — rémunérées sous la forme d'une redevance « à l'usage », est aujourd'hui considéré plus économique que le modèle traditionnel basé sur l'achat d'équipements. Une telle démarche de mutualisation a été proposée comme une des solutions permettant de rapprocher la France des principaux pays comparables en matière d'infrastructures de PACS, car la France accuse sur ce plan un retard réel (en particulier vis-à-vis de l'Autriche [2], des Pays scandinaves [3], du Royaume-Uni, du Canada ou même de l'Espagne). Un rapport précis et chiffré sur ce sujet a été rédigé en 2011, intitulé « Étude pour des propositions sur une politique publique de généralisation des PACS en France métropolitaine » [4]. C'est un document important sur lequel nous aurons l'occasion de revenir à plusieurs reprises dans le cadre de ce chapitre.

Enfin, il n'est pas possible de parler d'intégration de l'image dans les dossiers des patients sans évoquer la question du DMP. Le *dossier médical personnel* (DMP) est un projet initié en 2004, consécutif à la loi du 13 août 2004 portant réforme de l'assurance maladie et la loi « Hôpital, Patients, Santé, Territoires » (HPST) de 2009, qui répond au besoin de coordination des soins, facteur de meilleure prise en charge du patient et de maîtrise des dépenses de santé. Après une période d'incertitude, le projet a été profondément réorganisé et est déployé sous l'égide de l'Agence des systèmes d'information partagés de santé (ASIP) depuis mars 2011. En ce qui concerne l'imagerie, il ne prendra en compte que les comptes rendus éventuellement associés à une dizaine d'images significatives, le tout intégré dans un document respectant le standard *Clinical Document Architecture* ou « architecture de document clinique » d'HL7 [5, 6], le standard de documents retenu pour le DMP. Dans une deuxième phase, ces documents CDA pourront contenir des liens vers les images natives au format DICOM. Le volet imagerie a été confié à l'Association pour le dossier personnel d'imagerie médicale (ADPIM) (l'ADPIM réunit toutes les composantes professionnelles de la radiologie française : Société française de radiologie, Collège des enseignants de radiologie de France [CERF], Syndicat des radiologues hospitaliers [SRH] et Fédération nationale des médecins radiologues [FNMR]). Dans le même temps, le ministère de la Santé a lancé le projet « France sans film » visant à déployer des archives images régionales sous l'égide des Agences régionales de santé (ARS). Ces archives régionales ont pour objectif de :

- résoudre la question de l'archivage longue durée (20 ans) sans surcharger les PACS ;
- faciliter les transferts d'examens d'imagerie d'un établissement à un autre et éviter la duplication inutile d'examens liée à la non-disponibilité des examens antérieurs lors de transferts de patients ;
- servir de sauvegarde pour les PACS des établissements équipés.

La réflexion des ARS sur ces archives régionales est souvent menée en parallèle avec la réflexion sur la mise en place de plateformes régionales de télémedecine incluant la téléradiologie. La mise en place progressive de cette trilogie DMP, archives régionales, plateformes régionales de télémedecine aura un impact non négligeable sur les SIR et les PACS qui doivent apprendre à manipuler les documents CDA (création, archivage et lecture), apprendre à communiquer à large échelle en dehors du domaine de leur propre SIH et observer une grande rigueur dans l'implantation des standards DICOM, HL7 et IHE. Le « cadre d'interopérabilité » adopté par l'ASIP, notamment pour définir les échanges entre les systèmes d'informations de santé fournisseurs d'informations médicales et le DMP, inclut d'ailleurs explicitement des références aux principaux standards du domaine de l'imagerie médicale (c'est-à-dire DICOM et IHE). L'interfonctionnement PACS-DMP est tout à fait important, à la fois pour assurer la disponibilité des images clés du patient dans son dossier médical personnel, mais aussi vis-à-vis du déploiement plus général de la télémedecine, par exemple en téléradiologie (lors des gardes ou de vacances) ou dans un cadre pluridisciplinaire.

Expériences pionnières

Dès le début des années 1980, le développement de l'imagerie médicale numérique a posé le problème de la communication et du stockage des images au moyen de supports informatiques, comme une alternative — ou tout au moins un préalable — à l'impression des images sur un support physique de type film.

La problématique de la conception et de l'utilisation de systèmes informatisés pour communiquer et conserver les images a donc suscité un intérêt croissant, concrétisé par l'organisation, dès le début des années 1980, de différentes conférences sur le thème des PACS. Les premières expériences ont été menées aux États-Unis [7-9] puis en Europe [10], mais n'ont pas débouché sur des systèmes réellement utilisables dans la pratique clinique. Les raisons en sont nombreuses, mais la principale résidait dans la maturité insuffisante des technologies de base (réseaux, systèmes et supports de stockage) [11].

PACS de deuxième génération : la gestion des images

Ces expériences pionnières ont été suivies à la fin des années 1980 et au début des années 1990 par de nombreux travaux, à caractère méthodologique [12, 13] ou expérimental [14-16] qui ont contribué à la maturation du concept de gestion des images [17]. Des travaux significatifs ont été menés en Europe [18], dans le cadre de projets européens comme HIPACS puis EurIPACS [19, 20]. Les premiers déploiements vraiment significatifs sont intervenus après 1992 : hôpital Danube à Vienne (1992), Université Libre de Bruxelles (1992), *Madigan Army Medical Center* (1992), *UCLA Health Sciences Center* (1992), hôpital Cantonal de Genève (1992), *Wright Patterson*

AFB Medical Center (1992), *Hammersmith Hospital* à Londres (1993), etc. [21]. Le lecteur intéressé par l'émergence de cette technologie des PACS pourra se référer à l'ouvrage de Bernie Huang [22]. Le chapitre introductif de cet ouvrage inclut de nombreuses références aux expériences pionnières dans ce domaine, aux États-Unis et en Europe, et complète utilement les quelques références citées ici.

Possibilités de l'offre industrielle actuelle

Dans la définition de la fonction d'un PACS, on se heurte d'emblée à une ambiguïté entre une définition « large », orientée vers les éléments véritablement fonctionnels (par exemple l'acquisition ou l'interprétation des images ou la communication avec les services demandeurs), et une définition « stricte », limitée aux seuls aspects inhérents à la communication et au stockage des images. Selon la première, le PACS embrasse l'ensemble des équipements servant de support aux processus décisionnels et opératoires touchant à l'imagerie, alors que selon la seconde, il ne s'intéresse qu'à la dimension de communication (dans le temps et dans l'espace) des données de l'imagerie.

Cette ambiguïté, qui peut sembler anodine et, à la limite, relever d'une simple convention, est en réalité très profonde. Elle explique notamment, au moins en partie, les enjeux de pouvoir que le déploiement des PACS a pu susciter entre d'une part, la communauté de l'imagerie médicale qui souhaite, à juste titre, contrôler un outil affectant de façon très importante l'activité des services d'imagerie et les relations avec les services demandeurs et, d'autre part, les services informatiques de l'hôpital dont le souci principal (et également légitime) est d'assurer l'efficacité et la cohérence globale du système d'information.

La description donnée dans les deux paragraphes qui suivent tente de couvrir de façon équilibrée ces deux visions, qui nous semblent également importantes.

Aspects fonctionnels

Comme on l'a dit précédemment, les images médicales se situent au cœur de très nombreux processus décisionnels dans la délivrance des soins, aux niveaux du diagnostic, de la mise en œuvre de thérapies interventionnelles radiologiques ou chirurgicales, et du suivi thérapeutique. Si l'on considère l'ensemble de l'imagerie biologique et médicale, ces processus sont extrêmement divers. Deux grandes familles se dégagent néanmoins : l'une concerne l'imagerie diagnostique (en radiologie et en médecine nucléaire), et l'autre l'imagerie interventionnelle, en radiologie, en chirurgie et en radiothérapie.

Imagerie diagnostique

L'imagerie diagnostique intervient dans le cadre d'une relation demandeur/prestataire entre des cliniciens (neurologue, urologue, médecin urgentiste, oncologue, etc.) et des médecins spécialistes de l'imagerie, exerçant leur

activité au niveau des plateaux techniques d'imagerie. Cette activité est extrêmement protocolisée, et la prise en charge d'une demande d'examen met en jeu une série d'étapes successives :

- acceptation de la demande par le médecin imageur responsable ;
- planification des actes inhérents à l'examen demandé ;
- réalisation de l'examen (acquisition des images et contrôle de la qualité des images) ;
- traitement et interprétation des images ;
- rédaction du compte rendu, et sélection des images les plus représentatives ;
- mise en forme et validation du compte rendu ;
- transmission du compte rendu et des images associées au clinicien demandeur ;
- archivage des images et du compte rendu.

Certaines des étapes précédentes peuvent être, en fonction des spécialités médicales, des modalités d'imagerie, et de choix organisationnels locaux, entièrement automatisées et regroupées. Par exemple, au cours des examens échographiques, les étapes d'acquisition et de traitement sont étroitement imbriquées. L'étape de mise en forme du compte rendu est le plus souvent réalisée par un personnel de secrétariat, mais le développement de logiciels performants de reconnaissance vocale permet de plus en plus de simplifier, voire d'automatiser l'essentiel de cette tâche. Le rôle de l'image se situe essentiellement dans la mise en évidence et la caractérisation de la pathologie. Cette dernière fait de plus en plus appel au traitement des images. Celui-ci peut être très simple, comme le fenêtrage des images de scanographie X, ou faire intervenir des traitements complexes, de type reconstruction 3D, détection de lésions, segmentation, quantification d'anomalies physiologiques (par exemple sténose, ou efficacité de la contraction cardiaque). Les traitements peuvent également mettre en jeu des images de différentes modalités, on parle alors de fusion d'images multimodales, par exemple pour la fusion de données anatomiques et fonctionnelles.

Il faut souligner l'importance croissante de l'analyse automatisée et quantitative des images. L'analyse automatisée prend toute son importance avec l'augmentation de la résolution des appareils, notamment des appareils de scanographie. Cette analyse automatisée des images permet de fiabiliser l'étape de détection des lésions. L'analyse quantitative répond à d'autres objectifs, d'une part, de mieux systématiser la décision diagnostique grâce à des critères objectifs et, d'autre part, de permettre un suivi évolutif précis des lésions. Cela trouve une application, tout particulièrement en oncologie, pour l'évaluation de la réponse au traitement, et la décision thérapeutique qui s'ensuit. Ainsi, les logiciels de post-traitement implémentent le calcul des critères RECIST (*Response Evaluation Criteria In Solid Tumors*) et fournissent en sortie des comptes rendus, structurés ou non. Ces outils logiciels d'analyse d'images sont le plus souvent disponibles aujourd'hui sous la forme de serveurs de traitements. Ces derniers implémentent les

traitements sous la forme de services qui peuvent donc être activés depuis de nombreux postes de travail, spécialisés ou non. Il s'ensuit là aussi une mutualisation des ressources, qui conduit à une réduction significative des coûts.

Imagerie thérapeutique

Les processus thérapeutiques de types chirurgicaux ou radiothérapiques ne font pas apparaître de façon aussi nette des schémas de type demandeur/prestataire. Cela dit, les scénarios de prise en charge font ressortir deux phases, une étape de planning et une étape de mise en œuvre, qui toutes les deux font appel à l'imagerie. Par exemple, la préparation d'un traitement en neurochirurgie s'appuie sur le résultat d'examens anatomiques ou fonctionnels visant à faire un bilan précis de l'étendue de la pathologie et des contraintes (par exemple vasculaires ou fonctionnelles) inhérentes au geste chirurgical envisagé. Ces examens peuvent donc faire appel à plusieurs modalités d'imagerie, scanographie X ou IRM, angiographie, ou IRM fonctionnelle (IRMf). Le résultat de cette étape de planning se matérialise de plus en plus par des informations qui sont utilisées en salle d'opération dans le cadre d'outils de guidage par l'image (système de neuronavigation), comme par exemple : contours de la lésion à réséquer, position de repères anatomiques importants ou limites d'un territoire fonctionnel identifié en IRMf. La documentation du geste opératoire se situe essentiellement au niveau du compte rendu opératoire, document aujourd'hui essentiellement textuel, mais voué à être, dans l'avenir, enrichi avec des images pré- et peropératoires.

Le rôle de l'image est donc double. Elle constitue un support important de la définition du geste (définition précise de la pathologie, de l'anatomie et de l'environnement fonctionnel de la région à opérer). Elle intervient également en peropératoire, au travers de techniques d'imagerie comme la vidéoangioscopie, pour, par exemple, le montage d'une sonde au niveau des artères coronaires en vue du placement d'un stent ou comme l'endoscopie dans le cadre d'interventions au niveau de l'abdomen sous coelioscopie. La saisie et la conservation des images peropératoires constituent également des éléments de trace (et donc potentiellement de preuve) du geste réalisé, et revêtent donc une importance particulière dans la documentation de l'activité.

PACS et téléradiologie

Actuellement, la téléradiologie est un mode d'exercice de l'imagerie médicale qui prend de plus en plus d'ampleur. Il règne souvent une certaine confusion, car, sous le terme « téléradiologie », on englobe souvent deux concepts différents, qu'il conviendrait de distinguer :

- l'aspect organisationnel, pour lequel devrait être réservé l'usage du terme « téléradiologie » : celui-ci est du ressort des instances professionnelles : G4 (Conseil professionnel de la radiologie française) réunissant SFR, CERF, SRH et FNMR et représentant la profession radiologique devant les instances

(ministère de la Santé, ARS) et le Conseil national de l'Ordre des médecins (CNOM). Le G4 et le CNOM ont publié des documents concernant l'organisation de la téléradiologie (www.g4-radiologie.com, rubrique Téléradiologie) ;

- l'aspect technique, qu'il est convenu de désigner sous l'expression « Télétransmission des images médicales et de leurs données associées » pour lequel la SFR a publié des recommandations techniques (www.sfrnet.org).

Du point de vue organisationnel, il faut distinguer :

- la téléradiologie pour le diagnostic primaire dans le cadre de la continuité des soins (transmission des examens au domicile du radiologue d'astreinte, transmission des examens à des sociétés de téléradiologie) ;
- la téléradiologie pour la demande de second avis ou d'avis spécialisé ;
- les téléréunions de concertation pluridisciplinaires (télérCP).

Support pour l'enseignement et la recherche clinique

Les articles généraux sur les PACS ont longtemps mentionné que ceux-ci devaient offrir les fonctionnalités requises pour l'enseignement et la recherche. Cela est de moins en moins vrai. Concernant l'enseignement, plusieurs projets comme par exemple en Europe le projet EuroRAD (www.eurorad.org) ont bien mis en évidence que de telles bases de données d'images gagnaient à être constituées non à l'échelle d'un établissement, mais d'une société professionnelle, nationale ou internationale, pour de nombreuses raisons : domaine de recrutement des patients, qualité de la documentation des cas cliniques. À ces raisons s'ajoutent aussi les contraintes d'anonymisation des images en question, qui rendent leur gestion difficile dans le cadre de produits PACS conventionnels, conçus avant tout pour gérer des données nominatives (images et comptes rendus).

La question de la recherche clinique en imagerie est plus complexe. Certains facteurs vont dans le sens d'une intégration dans le PACS. Tout d'abord, le recrutement des patients se fait bien entendu dans la sphère clinique. Pouvoir détecter automatiquement qu'un certain patient satisfait aux critères d'entrée dans une étude ou un essai clinique est certainement souhaitable et ne peut s'organiser qu'au sein du gestionnaire de dossier patient. Ensuite la lecture et le traitement des images supposent l'accès à des ressources de visualisation et de traitement disponibles dans le PACS, et accessibles aux experts travaillant sur le site. Enfin, le contexte de certaines études rend souhaitable le retour de certains résultats vers le dossier patient pour l'enrichir d'éléments potentiellement utiles à la prise en charge clinique. Pour autant, la recherche clinique est de plus en plus menée à une échelle multicentrique, et selon des protocoles stricts pour réduire le fameux « effet site ». Cela impose des contraintes que le PACS n'est pas forcément en mesure de satisfaire : gestion de données anonymisées (et cela ne se limite pas à supprimer le nom du patient, mais tout identificateur ou combinaison d'attributs susceptibles de conduire à l'identification), nécessité d'importer des données acquises dans d'autres centres, nécessité de procéder à des lectures multiples, le plus souvent de façon aveugle (contrôle strict de l'information disponible associé à chaque cas), etc.

Il ressort de tout cela qu'aujourd'hui, le PACS ne supporte que rarement les besoins touchant à l'enseignement et la recherche. En fait, ce support lorsqu'il existe se limite le plus souvent à permettre l'export des images vers des systèmes externes, systèmes dédiés à ce type d'applications, comme par exemple le système XNAT [23] utilisé dans plusieurs projets dans le domaine de la neuro-imagerie.

Contraintes

Parallèlement, la gestion des images fait l'objet d'obligations inscrites dans la loi : obligations liées à l'archivage des images, d'une part, obligation de respect de la confidentialité, d'autre part. Les PACS, en permettant de substituer une gestion numérique des images à la gestion traditionnelle sur film, se doivent de répondre aux contraintes relatives à l'archivage et à la sécurité des données.

Archivage des images – Aspects légaux

Comme toutes les données médicales, les images doivent faire l'objet d'un archivage. Cet archivage répond à trois types de besoins :

- la continuité des soins ;
- l'enseignement et la recherche ;
- la fourniture de preuves en cas de litige et le respect de la réglementation.

Continuité des soins

Sur un plan strictement d'utilité médicale, le délai de conservation sur lequel les praticiens s'accordent oscille entre 2 et 6 ans selon les pathologies, exceptionnellement davantage.

Enseignement et recherche

L'arrêté du 11 mars 1968 réglementant les archives hospitalières prévoit une conservation indéfinie des dossiers dont le numéro se termine par 0 et 5 pour d'éventuelles recherches épidémiologiques ultérieures. En dehors de cet élément réglementaire, tout est laissé à l'appréciation locale.

Fourniture de preuves en cas de litige et respect de la réglementation

En pratique, aucun texte réglementaire n'aborde spécifiquement la question de l'image numérique si bien que tout et son contraire a été dit. Du fait de l'absence de texte spécifique au numérique, la législation applicable est celle existante, spécifiée dans le Code de la santé publique. L'article R. 1112-7 spécifie que « Les informations concernant la santé des patients sont soit conservées au sein des établissements de santé qui les ont constituées, soit déposées par ces établissements auprès d'un hébergeur agréé en application des dispositions à l'article L. 1111-8 ». Les données médicales en question sont définies sous le terme de « dossier médical », constitué pour chaque patient hospitalisé dans un établissement de santé public ou privé. Ce dossier médical est défini à l'article R. 1112-2, et mentionne explicitement « les informations relatives à la prise en charge en cours

d'hospitalisation : état clinique, soins reçus, examens paracliniques, notamment d'imagerie ».

Concernant la durée de conservation des informations, elle est clairement définie à l'article R. 1112-7 : « *Le dossier médical mentionné à l'article R. 1112-2 est conservé pendant une durée de vingt ans à compter de la date du dernier séjour de son titulaire dans l'établissement ou de la dernière consultation externe en son sein. Lorsqu'en application des dispositions qui précèdent, la durée de conservation d'un dossier s'achève avant le vingt-huitième anniversaire de son titulaire, la conservation du dossier est prorogée jusqu'à cette date.* »

Cette réglementation est donc claire pour les données recueillies pour des patients hospitalisés, que les établissements aient un statut public ou un statut privé. Il n'existe pas aujourd'hui de réglementation applicable aux données produites par des médecins spécialistes exerçant leur activité dans le secteur libéral hors hospitalisation. Un premier dispositif conventionnel a été défini en 2007 entre l'Assurance-maladie (Union nationale des caisses d'Assurance-maladie – UNCAM) et les syndicats des médecins libéraux (souvent appelé « Avenant 24 »), puis abrogé suite à un recours devant le Conseil d'État. Plus récemment, un texte paru au *Journal officiel de la République française* (JORF) du 10 décembre 2011 publie une décision de l'UNCAM relative à la liste des actes et prestations pris en charge par l'Assurance-maladie. Ce texte, même s'il n'a pas le statut de norme juridique, donne néanmoins des orientations claires concernant la durée et les modalités pratiques de conservation souhaitables dans le secteur libéral : « *Pour les médecins libéraux, en l'absence de norme juridique fixant la durée de conservation de leurs archives, et indépendamment des dispositions réglementaires relatives à la responsabilité civile des professionnels de santé, la durée doit être au minimum de cinq ans. Cette durée est susceptible d'être modifiée en fonction des évolutions législatives et réglementaires. Dans tous les cas, ces images doivent être disponibles en accès immédiat sur le site pendant au moins trois ans à compter de la date de l'examen. Au-delà de trois ans, l'accès peut être différé.* »

Enfin, il n'existe pas aujourd'hui de texte juridique abordant la question de l'usage des techniques de compression d'images avec perte d'information. Le texte de l'UNCAM cité plus haut préconise l'utilisation d'images non comprimées (ou comprimées sans perte d'information) pendant les trois premières années qui suivent l'examen (période de disponibilité « immédiate ») ; l'usage de techniques avec pertes d'information est acceptable à partir de la quatrième année, dans le cadre de l'accès « différé ».

Respect de la confidentialité

Comme toutes les données médicales, les images doivent faire l'objet d'un accès sécurisé, garantissant notamment la confidentialité, dans des conditions spécifiées par la loi – *Health Insurance Portability and Accountability Act* aux États-Unis, Directive européenne sur les droits des personnes, législation française. C'est une évidence, et pourtant il s'agit de contraintes extrêmement difficiles à satisfaire en pratique. En effet, comme on l'a dit, un PACS est un système distribué, constitué d'éléments hétérogènes fournis

par des constructeurs différents. Faire partager à tous ces composants les mêmes règles d'accès aux informations, en partageant les mêmes annuaires de personnels autorisés, est aujourd'hui encore un défi, d'ailleurs autant organisationnel que véritablement technique.

Aspects techniques

Le PACS peut être défini comme la composante du système d'information hospitalier responsable de la gestion des informations mises en jeu dans le cadre des processus décisionnels et opératoires vus précédemment.

À ce titre, le PACS constitue l'assemblage cohérent de différents composants [24]. Les paragraphes qui suivent décrivent de façon schématique les informations traitées par ces différents composants (figure 4.1). Cet assemblage suppose un support de communication de type réseau connecté. Même si les échanges par supports physiques (notamment cédérom) occupent une place importante dans les services d'imagerie et les autres services de l'hôpital, le terme de PACS n'est en général appliqué que lorsque l'essentiel des échanges de données est réalisé au travers d'un réseau.

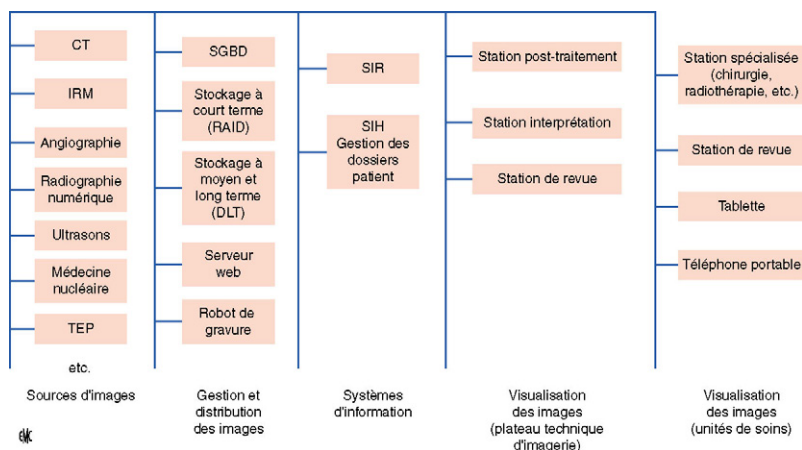


Figure 4.1

Schéma général d'un PACS, illustrant une configuration typique.

Le système de stockage représenté inclut un système de gestion de base de données (SGBD) qui facilite la recherche des données ; la distribution des images est assurée à la fois par un serveur de résultats récents (serveur web) et des applications de consultation directe (*Query/Retrieve* DICOM). Sont également représentés : le système d'information radiologique (SIR), qui joue un rôle de chef d'orchestre dans la gestion du *workflow*, et le système d'information hospitalier (SIH), qui fournit un service de consultation des dossiers patients, accessible en Intranet à la fois aux stations du plateau technique d'imagerie et aux postes de travail des unités de soins. IRM : imagerie par résonance magnétique ; TEP : tomographie par émission de positons ; PDA : *personal digital assistant* ; CT : *computer tomography* ; RAID : *redundant array of inexpensive disks* ; DLT : *digital linear tape*.

Principaux composants

Sources d'images

Les sources d'images réalisent l'acquisition des images. Cela recouvre un éventail de techniques extrêmement large, puisque c'est aujourd'hui la totalité de l'imagerie médicale qui est numérique et, de ce fait, peut être intégrée dans un PACS. Les images sont généralement transmises de façon automatique vers un serveur d'images, qui assure leur stockage et leur diffusion ultérieure. Ces fonctionnalités de communication sont configurables au niveau de chaque équipement.

Stations de visualisation et de traitement

Cela recouvre également un éventail de fonctionnalités très large, surtout si l'on considère à la fois les traitements réalisés par les médecins imageurs, au niveau des plateaux techniques, et ceux réalisés dans les unités de soins par les cliniciens spécialisés (chirurgiens, radiothérapeutes notamment).

Certains composants sont dédiés à la visualisation des images : cela inclut la possibilité de fenêtrer les images (choix d'un niveau et d'un contraste appropriés), de les zoomer, d'effectuer des mesures (niveaux, distances, angles), de leur appliquer des rotations ou des symétries. Des traitements spécifiques peuvent être appliqués aux images en coupes (par exemple scannographie X, IRM), comme par exemple le reformatage dans des plans de coupes orthogonaux (*Multi-Planar Reformatting* [MPR]), ou la visualisation 3D en mode rendu de surface ou du pixel d'intensité maximale (*Maximum Intensity Pixel* [MIP]). Compte tenu de l'augmentation constante du nombre d'images produites en scanographie (coupes millimétriques), il est en outre usuel de produire des séries d'images dérivées matérialisant des « coupes épaisses » reconstruites à partir des coupes fines. Les images ainsi créées peuvent être utilisées pour l'interprétation de l'examen et conservées. Selon les traitements, cela peut être réalisé au moyen de simples « états de présentation » (ou *presentation state* dans la terminologie du standard DICOM) ou bien donner lieu à la création de nouvelles images. Ces stations offrent le plus souvent des fonctionnalités de récupération des images des examens antérieurs, à des fins de comparaison. Enfin, des « images significatives » peuvent être signalées, en leur associant éventuellement un texte explicatif, de façon à faciliter le travail du clinicien ou du radiologue qui, le cas échéant, aura à reprendre le dossier. Cela peut être réalisé au moyen de l'entité DICOM *key object selection*. L'augmentation constante du nombre d'examens réalisés et l'augmentation du nombre des images acquises au cours de chaque examen nécessitent une productivité sans cesse améliorée. Aussi, les outils d'affichage d'images actuels permettent de définir des « protocoles d'affichage » qui organisent d'une façon logique et stéréotypée l'affichage des résultats de procédures complexes (disposition des différentes séquences ou modalités d'images à l'écran, accès aux examens antérieurs et couplage des niveaux de coupes correspondants, sélection automatisée et contextuelle des bonnes fenêtres d'affichage, etc.). Une partie de ces besoins est aujourd'hui couverte par l'entité « protocole d'affichage » (ou *hanging protocol*) dans le standard DICOM.

Enfin, les outils de visualisation sont de plus en plus complétés par des composants logiciels spécialisés de traitement : rendu 3D, fusion multimodalité, calcul de paramètres quantitatifs, *computer assisted detection*. Ceux-ci peuvent être fournis de façon native par le constructeur, ou ajoutés sous la forme de composants optionnels (on parle alors de *plug-ins*), ou accessibles auprès de serveurs de traitement qui mutualisent ainsi la ressource pour la partager entre un grand nombre de postes de travail. Les composants de type CAD (*computer assisted detection* ou *computer assisted diagnosis*, selon le niveau de fonctionnalité offert, détection ou suivi longitudinal de lésions, véritable aide au diagnostic) sont maintenant relativement diffusés, notamment pour la mammographie (recherche et suivi des lésions), l'imagerie thoracique ou hépatique (recherche de nodules, évaluation de la réponse au traitement selon les critères RECIST, notamment), l'imagerie du côlon (pour la recherche de polypes coliques) et l'imagerie métabolique en tomographie par émission de positons (diagnostic de cancers bronchopulmonaires), pour ne citer que les principales. Le résultat de l'application de ces algorithmes de traitement est le plus souvent consigné sous la forme de comptes rendus structurés (DICOM *structured reporting*), répertoriant précisément les traitements et analyses effectués, ainsi que les anomalies détectées sur les images.

Enfin, certains outils de traitement sont très spécifiques de certaines modalités ou spécialités médicales : par exemple désignation et délimitation des organes à risque dans des images scanner, dans le cadre de la préparation d'un traitement radiothérapique.

Actuellement, une classification globale de l'ensemble des stations de travail est difficile, car s'il existe encore des stations de travail au sens classique (souvent appelées *stations stand alone*), la distinction classique entre « client lourd » et « client léger » a de moins en moins de sens, car leur implémentation inclut presque toujours une répartition des traitements entre le poste de travail et un système serveur. Cette répartition est d'ailleurs très flexible dans l'offre des constructeurs pour répondre au mieux aux besoins des établissements : souhait de distribuer largement ou non des ressources de traitement avancé dans les unités de soin, degré de finesse dans la définition des profils individuels des utilisateurs, niveau de performance des outils de traitement, coût de la solution, etc. Ainsi, selon les cas, il s'agit d'une application native s'installant sur un ordinateur alors que dans d'autres cas il s'agit d'une applet ou d'une active X s'exécutant dans un navigateur Web. Les fonctions disponibles sur un poste donné sont définies par paramétrage soit sur le poste lui-même, soit sur le PACS, parfois le paramétrage est attaché à un utilisateur particulier qui retrouve ensuite son environnement de travail quel que soit le poste utilisé. De plus en plus, les applications d'imagerie peuvent être activées au moyen d'un appel contextuel figurant sous forme d'un bouton dans l'interface de l'application du dossier médical.

De manière non exclusive, ce paramétrage permet d'utiliser des outils ou groupes d'outils différents ; trois niveaux peuvent être distingués :

- un premier groupe d'outils « d'analyse avancée », inclut les reformatages et visualisations complexes (MPR, MPI, 3D avancée) ; ce premier groupe d'outils est principalement utilisé dans le cadre de la production d'images

secondaires et l'interprétation initiale des images obtenues par acquisition ou traitement ;

- un second groupe « d'outils spécialisés » peut être distingué, rassemblant des outils très spécialisés réalisant des traitements tels que l'analyse dynamique ou fonctionnelle d'images de différentes modalités (CT, IRM, PET) pour différentes spécialités (par exemple cardiologie, oncologie, neuro-radiologie), suivi longitudinal de lésions, quantification de sténose, coloscopie virtuelle, analyse de la microarchitecture osseuse, etc. Ces outils sont naturellement réservés à l'interprétation primaire d'examen très spécialisés ;
- enfin, un troisième groupe « d'outils généraux » disponible très largement avec les principales fonctions de base : visualisation en mode planche ou ciné, fenêtrage, outils de mesure de longueur, de surface, ou et de volume, zoom/pan, flip, etc. Ces outils sont utilisables à la fois au cours de l'interprétation initiale, mais aussi lors de la relecture d'un dossier, d'une réunion pluridisciplinaire ou interne au service, ou même pendant une consultation.

Système de gestion et de stockage des images

Ce composant est véritablement le cœur du PACS, car il est responsable de la conservation des images, à court, moyen et long terme, et permet leur partage. De façon schématique, il remplit trois fonctions principales :

- la réception des images envoyées par les sources et les stations de traitement ;
- la conservation des images ;
- la distribution des images.

Réception des images

La réception des images est le plus souvent réalisée en tâche de fond, et s'appuie sur le standard DICOM. Les en-têtes des images sont analysés pour en extraire les caractéristiques patient/examen (*study*)/série. Ces éléments et les identificateurs uniques associés permettent une indexation des images au sein d'une base de données relationnelle.

Conservation des images

La notion de conservation des images doit ici être précisée. Elle recouvre deux fonctions distinctes dans leur finalité, mais pouvant au niveau matériel et logiciel être fournies selon les cas par les mêmes composants ou des composants distincts. La première correspond au « stockage » considéré comme l'une des composantes d'un système de distribution, décrit plus loin. La seconde correspond à la finalité d'« archivage » proprement dite (au sens où l'entendent par exemple en France les Archives de France) et répondant aux besoins fonctionnels évoqués précédemment. Cette dernière notion recouvre tout un ensemble de procédures, de normes et d'outils qui aujourd'hui intègrent parfaitement la problématique spécifique de l'archivage des informations numériques et les contraintes propres touchant notamment à la pérennité des formats des données.

Au niveau physique, les images et les comptes rendus ont longtemps été stockés sur différents types de supports : disques RAID (*Redundant Array of Inexpensive Disks*) pour le stockage à court et moyen terme, disques optiques numériques (cédérom ou DVD), voire bandes magnétiques (*digital linear*

tapes) pour le stockage à long terme. Cela supposait une gestion convenable de la migration des données entre les différents supports de stockage utilisant l'information sur la programmation de nouveaux examens pour faire migrer les images antérieures vers un support de stockage à accès rapide (*pre-fetching*). Les progrès technologiques des disques RAID ont conduit depuis plusieurs années à une forte augmentation de leur capacité et à une diminution de leur coût, rendant aujourd'hui possible la mise en place de fermes de stockage de données de très grande taille à des coûts très optimisés. Cette évolution est à l'origine de la tendance évoquée précédemment tendant à mutualiser au maximum ces ressources entre plusieurs établissements d'une ville ou d'une région [4]. Selon les auteurs de ce rapport, il s'avère aujourd'hui très clair que la fonctionnalité d'« archivage » (au sens où l'on vient de la définir) sera assurée à un niveau de mutualisation important (typiquement au niveau régional). Concernant le « stockage », différentes options sont possibles avec le maintien ou non sur chaque site d'une infrastructure de stockage et de distribution des données. L'un des avantages de la mutualisation du stockage réside dans la mise en œuvre plus facile de procédures de lecture et d'interprétation à distance entrant dans le champ général de la télémedecine et de la téléradiologie, considérées comme des sources d'économies importantes pour le système de santé (par exemple organisation des gardes et des astreintes, urgences neurochirurgicales).

Distribution des images

La distribution des images peut être réalisée par différents mécanismes :

- le « préchargement » automatique (ou *pre-loading*), par exemple vers des serveurs de traitement, où elles font l'objet de prétraitements ;
- la réponse à la sollicitation directe de la part des stations de travail ;
- la production de supports portables (cédéroms, DVD) grâce à des robots de gravure ;
- l'alimentation d'un serveur de résultats, accessible à partir de simples stations de revue.

Ces modes de distribution multiples répondent à des besoins différents. Le « préchargement » des images s'inscrit dans le fonctionnement protocolisé d'un plateau d'imagerie. En effet, le flux de travail (*workflow*) étant toujours le même, il est facile d'automatiser le transfert des images vers les équipements supportant les différentes activités. Outre cette activité, il existe des cas de figures nécessitant la récupération manuelle de résultats antérieurs ou de cas similaires, à la demande explicite d'un utilisateur. La production de supports physiques de type cédérom ou DVD occupe aujourd'hui une place importante, destinée à pallier l'absence de PACS dans certains services, comme par exemple des services de chirurgie, mais il ne faut pas oublier qu'en aucun cas ce support ne peut être considéré comme un support de travail ni une archive pérenne. En fait, ce n'est pas tant le support lui-même qui est en cause, que les inconvénients liés à sa manipulation (nécessité d'un lecteur, temps de chargement, problèmes de rapprochements d'identité en cas de document issu d'un autre établissement, quasi-impossibilité à manipuler plusieurs supports au cours d'une même session de travail).

Enfin, l'alimentation d'un serveur de résultats correspond à une fonction de diffusion large dans l'hôpital des résultats des examens d'imagerie. Le plus souvent, cela fonctionne en mode « push », ce qui signifie que le système de gestion des images du PACS sélectionne un sous-ensemble des données produites et les rend disponibles au niveau d'un serveur Web pendant une durée généralement courte (de l'ordre de quelques jours). Ces images peuvent ainsi être facilement consultées à partir d'une simple station de revue, soit en format Gif ou Jpeg (et donc sous forme compressée), soit en format DICOM (sous forme non compressée ou compressée, avec ou sans pertes d'information). Les fonctionnalités de ces serveurs de résultats sont variables, certains incluent des traitements d'images relativement riches.

Réseau informatique

Longtemps considéré comme un composant à part entière d'un PACS, le réseau informatique est de plus en plus considéré comme une infrastructure de base. De fait, la banalisation des technologies Ethernet à haut débit, avec des débits de 100Mbit/s ou même supérieurs à 1Gbits/s, en fait un composant à ce point évident qu'on l'oublierait presque. En outre, les communications sans fil (Wifi) se développent rapidement.

Problématique de l'intégration

Aspects fonctionnels

Comme cela vient d'être dit, l'essence du PACS réside avant tout dans sa capacité à fédérer les applications tournant autour de l'imagerie, selon deux axes principaux :

- un axe « vertical », correspondant au *workflow* que représentent les processus de production d'examens et d'interprétations que l'on trouve sur les plateaux techniques d'imagerie ;
- un axe « horizontal », permettant l'intégration de l'image dans le dossier médical du patient.

Historiquement, l'offre industrielle en matière de PACS s'est toujours positionnée à ces deux niveaux. Le premier répond avant tout à un souci d'optimisation des plateaux techniques d'imagerie, alors que le second vise au partage le plus large des données d'imagerie au sein de l'établissement hospitalier.

De façon très générale, l'intégration peut être réalisée, soit par le biais d'une offre « intégrée » proposée par un seul constructeur, soit par l'assemblage de composants fournis par des constructeurs différents. On parle dans le premier cas de système monoconstructeur, dans lequel les interactions sont régies par des protocoles « propriétaires » (de l'anglais *proprietary*), alors que, dans le second cas, on parle de solution multiconstructeur, fondée sur le respect de standards comme DICOM ou IHE. Les principaux industriels des PACS se sont progressivement ralliés à la seconde approche, comme en témoigne leur collaboration active aux travaux de standardisation DICOM et IHE.

Rôle clé des standards

L'émergence de PACS multiconstructeur n'a été possible que grâce au développement des standards. Il s'agit principalement du standard DICOM, développé à partir de 1983 par la NEMA, une association de constructeurs agréée par l'Institut américain des standards (ANSI) et l'ACR, et des spécifications conçues dans le cadre de l'initiative IHE. Savoir si les spécifications consignées dans le cadre technique IHE constituent ou non un « standard » est à notre avis un débat secondaire. Comme on va le voir, les différents cadres techniques IHE spécifient comment organiser les échanges pour permettre l'intégration cohérente de différents équipements et composants de systèmes d'information dans un domaine d'activité donné. Par là même, ils spécifient, parmi toutes les façons possibles, une façon particulière de s'organiser, ce qui constitue l'essence d'un standard.

Les paragraphes suivants décrivent dans les grandes lignes en quoi DICOM et IHE concourent à l'intégration dans les PACS. Étant donné l'importance de ces standards dans la mise en place d'une solution PACS fonctionnelle et pérenne, il nous paraît essentiel d'en donner ici une description suffisamment détaillée.

DICOM

Le standard DICOM est disponible depuis 1993. Sa publication initiale résulte d'une dizaine d'années de travail entre les principaux industriels de l'imagerie médicale, en collaboration avec des sociétés professionnelles médicales, représentant les utilisateurs. Il s'agit d'un standard réellement international, ayant fait l'objet d'une reconnaissance par le Comité européen de normalisation (TC 251 *Health Informatifs*) et par l'ISO (TC 215 *Health Informatics*).

La gestion des évolutions et la maintenance du standard sont assurées par le comité DICOM, dont le secrétariat est fourni par la MITA, une division de l'association NEMA, l'association des constructeurs d'équipements électriques et d'imagerie médicale. DICOM a fait l'objet depuis 1993 d'extensions constantes, au rythme d'une dizaine de suppléments par an environ. Le standard dans sa totalité est republié tous les ans.

Le domaine couvert est très large : initialement focalisé sur les échanges d'images (par réseau et par supports physiques), avec une structure modulaire permettant le traitement efficace des nombreuses modalités d'images, le standard s'est ensuite intéressé aux processus de gestion d'images et de *workflow*, ainsi qu'à l'échange de documents de types comptes rendus associant des observations (régions d'intérêt, mesures, etc.) et des images.

Le lecteur intéressé pourra se reporter au chapitre 3 [25].

Integrating the Healthcare Enterprise

Initiative IHE

L'initiative IHE a été lancée en 1998 par la RSNA et la HIMSS, pour promouvoir de nouvelles solutions pour l'intégration des systèmes d'information dans le domaine de la santé.

Le projet a pris, à partir de 2001, une dimension internationale avec notamment le lancement de IHE-Europe en 2001, projet soutenu par la Commission

européenne. L'initiative IHE résulte de la collaboration entre des sponsors issus des communautés d'utilisateurs, par exemple, en France, la Société française de radiologie et le Groupement pour la modernisation du système d'information hospitalier (aujourd'hui intégré pour partie dans le GIP ASIP Santé) et les acteurs industriels du domaine de la santé, aujourd'hui réunis dans le cadre de l'association Interop'Santé. Sur le plan technique, l'initiative IHE a conduit à la rédaction de documents appelés cadres techniques IHE qui spécifient les modalités d'implémentation de messages et de procédures standard pour assurer l'intégration d'équipements et de composants de systèmes dans des contextes cliniques bien définis. IHE utilise les standards existants comme DICOM et HL7. Il existe maintenant un cadre technique dédié à chacun des onze domaines d'intégration définis à ce jour (tableau 4.1).

Concepts clés d'IHE

Une des idées force d'IHE est que l'intégration ne peut se spécifier que dans des domaines d'activité bien définis, décrits par des *profils d'intégration*. Pour réaliser l'intégration dans ces domaines, il faut tout d'abord identifier les acteurs qui y jouent un rôle. Cette notion d'*acteur* ne recouvre pas toutes les fonctions d'un composant, mais seulement celles qui mettent en jeu des échanges avec les autres composants, toujours dans un domaine donné. Enfin, le rôle de ces acteurs s'exprime au travers de *transactions*, implémentées sous la forme de messages standards (empruntés à des standards comme DICOM ou HL7). Ces trois notions — de profils d'intégration, d'acteurs et de transactions — permettent de décrire de façon abstraite le mécanisme d'intégration proposé. Entre 1998 et 2012, une quarantaine de profils d'intégration environ ont été définis touchant au domaine des PACS et de l'intégration de l'image dans le dossier patient [26]. Les exemples de la radiologie, de l'infrastructure des technologies de l'information, de l'ophtalmologie et de l'anatomopathologie sont proposés tableau 4.2.

Tableau 4.1

Domaines d'intégration couverts par IHE en 2012

Intitulé du domaine	Description
<i>Anatomic pathology</i>	Anatomopathologie
<i>Cardiology</i>	Cardiologie
<i>Eye care</i>	Ophtalmologie
<i>IT infrastructure</i>	Infrastructure en termes de technologies de l'information
<i>Laboratory</i>	Laboratoires
<i>Patient care coordination</i>	Coordination des soins au patient
<i>Patient care device</i>	Équipements de soins au patient
<i>Pharmacy</i>	Pharmacie
<i>Quality, research and public health</i>	Qualité, recherche et santé publique
<i>Radiation oncology</i>	Radiothérapie
<i>Radiology</i>	Radiologie

Tableau 4.2
Principaux profils d'intégration IHE pour la radiologie, l'infrastructure des technologies de l'information, l'ophtalmologie et l'anatomopathologie [26]

Domaine	Nom du profil d'intégration	Description
Radiologie	<i>Radiology Scheduled Workflow (SWF)</i>	Prescription et réalisation d'exams de radiologie, notification des rendez-vous, mise à disposition des résultats et des images
	<i>Patient Information Reconciliation (PIR)</i>	Mise en cohérence des identités des patients entre les différents systèmes exploitant les examens de radiologie pour ces patients, notamment lors de corrections d'erreurs ou après traitement de doublons
	<i>Consistent Presentation of Images (CPI)</i>	Mécanismes assurant la cohérence du rendu des images sur écrans et sur films
	<i>Presentation of Grouped Procedures (PGP)</i>	Rattachement aux demandes concernées des images produites par une acquisition en procédure groupée
	<i>Access to Radiology Information (ARI)</i>	Accès aux comptes rendus et aux images de radiologie par des systèmes situés en dehors de la radiologie
	<i>Key Image Note (KIN)</i>	Désignation et annotation des images significatives
	<i>Simple Image and Numeric Report (SINR)</i>	Mécanismes de création, stockage, gestion et consultation de comptes rendus simples, c'est-à-dire dont le contenu se limite à du texte, des références à des images et des valeurs numériques
	<i>Charge Posting (CHG)</i>	Transmission d'éléments de facturation
	<i>Post-Processing Workflow (PWF)</i>	Planification, coordination et suivi des tâches de reconstruction ou de calcul consécutives à l'acquisition des images
	<i>Reporting Workflow (RWF)</i>	Planification, distribution et suivi d'avancement des tâches du flux de reporting telles que transcription, interprétation, vérification
	<i>Evidence Documents (ED)</i>	Collecte des données factuelles – observations, mesures, résultats, détails d'exécution – depuis les systèmes d'acquisition ou les stations de travail, vers les systèmes de stockage ou d'archivage
	<i>Nuclear Medicine Image (NMI)</i>	Procédures de stockage des images de médecine nucléaire par les systèmes d'acquisition ou les stations de travail, et procédures standardisées d'exploitation de ces images
	<i>Portable Data for Imaging (PDI)</i>	Mécanismes d'échange via un support physique tel que cédérom ou DVD, d'images ou de comptes rendus de procédures d'imagerie, permettant au récepteur d'importer, d'afficher ou d'imprimer ces images et comptes rendus

Tableau 4.2 Principaux profils d'intégration IHE pour la radiologie, l'infrastructure des technologies de l'information, l'ophtalmologie et l'anatomopathologie [26] (suite)

Domaine	Nom du profil d'intégration	Description
Infrastructure des technologies de l'information	<i>Cross-enterprise Document Sharing for Imaging (XDS-I)</i>	Processus de partage d'images et de documents relatifs à l'imagerie tels que des comptes rendus de radiologie, dans un environnement de partage interétablissements de documents
	<i>Mammography Image (MAMMO)</i>	Processus de création, de stockage, d'échange et d'utilisation d'images mammographiques
	<i>Import Reconciliation Workflow (IRWF)</i>	Importation d'informations telles que résultats, observations, mesures, et réconciliation de ces informations importées avec les données locales existantes
	<i>Teaching file and Clinical trial Export (TCE)</i>	Processus de sélection d'images et de documents, pour constituer des fichiers d'export dans le cadre de la préparation de dossiers d'enseignement ou d'essais cliniques
	<i>Enterprise User Authentication (EUA)</i>	Authentification centralisée d'un utilisateur dans l'établissement et passage de jeton entre applications (<i>single sign on</i>)
	<i>Patient Identifier Cross-referencing (PIX)</i>	Rapprochement d'identifiants patient intercommunautés
	<i>Consistent Time (CT)</i>	Synchronisation des horloges des systèmes impliqués dans les échanges
	<i>Audit Trail and Node Authentication (ATNA)</i>	Authentification forte des systèmes impliqués dans les échanges, centralisation des traces des échanges et des traces d'accès aux données de santé ou d'exportation de ces données
	<i>Patient Demographics Query (PDQ)</i>	« Requêtage » sur données démographiques et de venue du patient
	<i>Personnel White Pages (PWP)</i>	Accès à l'annuaire des personnels de l'établissement
	<i>Cross-enterprise Document Media interchange (XDM)</i>	Échange interétablissements de documents de santé et de métadonnées via un support physique (cédérom, clé USB) ou sous forme d'une pièce jointe à un courrier électronique
	<i>Cross-enterprise Document Reliable interchange (XDR)</i>	Échange interétablissements en point à point de documents de santé et de métadonnées
	<i>Cross-enterprise Document Sharing (XDS.b)</i>	Partage interétablissements de documents de santé et de métadonnées via des entrepôts communs pilotés par un registre d'index

Tableau 4.2
Principaux profils d'intégration IHE pour la radiologie, l'infrastructure des technologies de l'information, l'ophtalmologie et l'anatomopathologie [26] (suite)

Domaine	Nom du profil d'intégration	Description
Cardiologie	<i>Cross-enterprise Sharing of Scanned Documents</i> (XDS-SD)	Partage interétablissements de documents de santé scannés et de métadonnées
	<i>Cardiac Catheterization Workflow</i> (CATH)	Gestion du processus et de l'échange de données dans le contexte de la cathétérisation cardiaque
	<i>Echocardiography Workflow</i> (ECHO)	Gestion du processus et de l'échange de données dans le contexte de l'échocardiographie
	<i>Retrieve ECG for display</i> (ECG)	Récupération des électrocardiogrammes pour affichage
	<i>Evidence Documents</i> (ED)	Spécialisation pour la cardiologie du profil « Evidence documents » défini pour la radiologie
Ophtalmologie	<i>Displayable Report</i> (DRPT)	Transactions supportant la création, la révision, la distribution (intra- et interservices) et l'affichage de comptes rendus mis en forme selon le format PDF
	<i>Eye Care Workflow</i> (EYECARE)	Prescription et réalisation d'exams diagnostiques en ophtalmologie
	<i>Eye Care Evidence Documents</i> (ECED)	Enregistrement des observations, mesures et résultats en ophtalmologie
	<i>Eye Care Displayable Report</i> (ECDR)	Procédures coopératives de création, révision, vérification et consultation de comptes rendus d'actes diagnostiques en ophtalmologie
	<i>Anatomic Pathology Workflow</i> (APW)	Prescription et réalisation d'exams diagnostiques en anatomopathologie

Parallèlement à ce travail de définition, IHE organise chaque année des « marathons de connectivité » (ou *connect-a-thons*) qui donnent aux constructeurs l'occasion de tester l'implémentation dans leurs produits des nouveaux profils d'intégration. Ces tests d'interopérabilité permettent de vérifier l'interfonctionnement des différents produits des constructeurs, un travail qui, sans cela, serait réalisé sur les sites clients, dans des conditions matérielles et psychologiques beaucoup moins favorables. Ils permettent en outre, en cas de problème, de soulever les ambiguïtés contenues dans les cadres techniques IHE, et d'y remédier.

Contribution d'IHE à l'intégration dans les PACS

Les principaux industriels du domaine des PACS ont joué un rôle très actif dans l'initiative IHE. C'est précisément dans le domaine des PACS qu'IHE a été initié et a montré toute sa capacité à proposer des solutions efficaces pour l'intégration des systèmes. Depuis, IHE a étendu son champ d'application à d'autres domaines que la radiologie, comme la cardiologie, les laboratoires et plus récemment l'oncologie, l'anatomopathologie et l'ophtalmologie. Les extensions apportées au titre de l'infrastructure des technologies de l'information (*information technology infrastructure*), et touchant par exemple aux questions de sécurité ou d'identification de patients entre plusieurs domaines d'identification contribuent également à la bonne intégration des PACS dans l'informatique hospitalière et des données d'imagerie dans le cadre des réseaux de soins.

Profil d'intégration « flux de travail programmé » (*scheduled workflow*)

Le premier profil d'intégration défini par IHE est intitulé « flux de travail programmé » (*scheduled workflow*) et concerne l'acquisition d'images en radiologie. Nous en donnons ici une explication complète car ce profil est très largement utilisé dans les produits PACS disponibles sur le marché. En outre, de nombreux profils d'intégration touchant au « flux de travail » dans d'autres domaines sont organisés de façon similaire.

Ce profil d'intégration met en scène neuf acteurs :

- l'acteur « *ADT* » (pour *Admission/Discharge/Transfer*) est responsable de la création et de la mise à jour des informations sur les patients et leurs séjours dans l'établissement ;
- l'acteur « *Order Placer* » a pour fonction la génération de demandes d'exams et leur émission vers les services prestataires correspondants ;
- l'acteur « *Department System Scheduler/Order Filler* » assure la gestion des demandes et l'organisation des tâches dans le service d'imagerie ;
- l'acteur « *Performed Procedure Step Manager* » assure le suivi détaillé des tâches effectuées par les systèmes d'imagerie ;
- l'acteur « *Acquisition Modality* » assure l'acquisition des images ;
- les acteurs « *Image Manager* » et « *Image Archive* » assurent respectivement la gestion et le stockage des images et des différents documents associés ;

- l'acteur « *Image Display* » assure la récupération et la visualisation des images et des documents associés ;
- enfin, l'acteur « *Evidence Creator* » assure la création de documents associés aux images tels que des « états de présentation » (*DICOM presentation state*) ou des « notes associées à des images significatives » (*DICOM key object selection*).

Il définit en outre un certain nombre de transactions, qui correspondent aux opérations successives mises en jeu depuis l'enregistrement d'un patient jusqu'à la consultation des images au niveau d'une station de travail du PACS (figure 4.2). Les numéros des transactions sont ceux figurant dans le cadre technique IHE (tableau 4.3).

La première étape du processus est consécutive à l'enregistrement d'un patient au niveau d'un composant « gestion des patients et des séjours » du SIH. Elle correspond à l'envoi vers les acteurs « *Order Placer* » et « *Department System Scheduler/Order Filler* » des informations d'identification du patient (transaction #1). À tout moment, si nécessaire, ces informations peuvent être mises à jour grâce à la transaction #12 (*patient update*). Ces transactions permettent de garantir des identifications cohérentes des patients entre les sous-systèmes que sont le SIH, et le SIR.

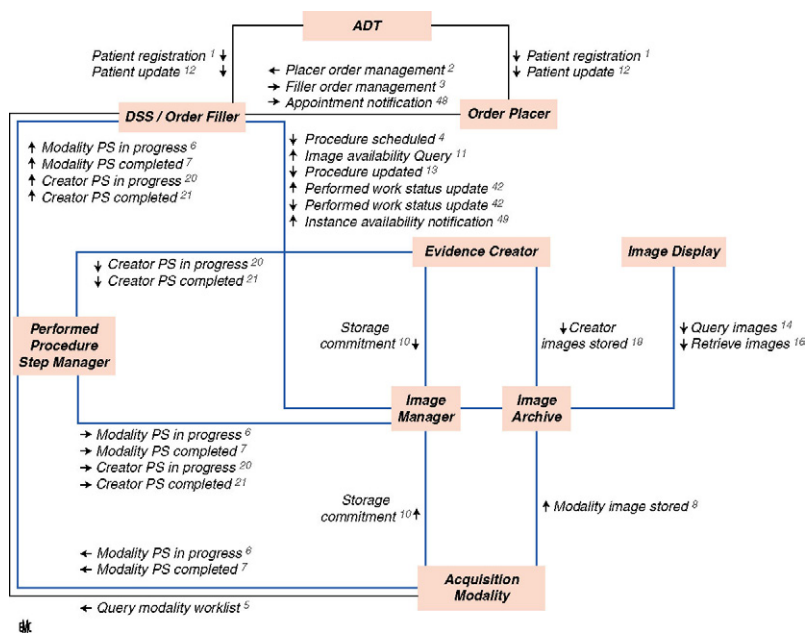


Figure 4.2

Profil d'intégration « flux de travail programmé » (*scheduled workflow*).

Les numéros des transactions sont ceux figurant dans le tableau 4.2. ADT : Admission/Discharge/Transfer ; DSS : Department System Scheduler.

Tableau 4.3

Détail des transactions du profil d'intégration IHE « flux de travail programmé » (la numérotation des transactions reprend celle utilisée dans le cadre technique de radiologie, i.e. RAD-1, RAD-2, ... RAD-49)

N°	Nom de la transaction	Description
1	<i>Patient registration</i>	Enregistrement du patient
2	<i>Placer order management</i>	Demande d'examen
3	<i>Filler order management</i>	Réponse à une demande d'examen
4	<i>Procedure scheduled</i>	Programmation d'un examen
5	<i>Query modality worklist</i>	Demande de liste de travail de modalité
6	<i>Modality PS in progress</i>	Notification par une modalité d'une étape d'examen en cours
7	<i>Modality PS completed</i>	Notification par une modalité d'une étape d'examen réalisée
8	<i>Modality image stored</i>	Stockage d'images par une modalité
10	<i>Storage commitment</i>	Demande d'accord de stockage
11	<i>Image availability query</i>	Demande concernant la disponibilité des images
12	<i>Patient update</i>	Mise à jour des informations sur le patient
13	<i>Procedure updated</i>	Mise à jour des informations sur l'examen
14	<i>Query images</i>	Recherche des images
16	<i>Retrieve images</i>	Récupération des images
18	<i>Creator images stored</i>	Stockage d'images par un créateur d'images
20	<i>Creator PS in progress</i>	Notification par créateur d'images d'une étape d'examen en cours
21	<i>Creator PS completed</i>	Notification par créateur d'images d'une étape d'examen réalisée
42	<i>Performed work status update</i>	Notification de l'état du travail réalisé
48	<i>Appointment notification</i>	Notification de la programmation d'un examen
49	<i>Instance availability notification</i>	Notification de la disponibilité des images

L'étape suivante du *workflow* correspond à l'émission par l'acteur « *Order Placer* » d'une demande d'examen en direction du « *Department System Scheduler/Order Filler* » (transactions #2 et #3). Cette demande fait ensuite l'objet d'un traitement interne au système de gestion de radiologie (acceptation de la demande, programmation des examens), puis le résultat de cette programmation est transmis à l'acteur « *Order Placer* » (transactions #48) et au PACS (transaction #4 à destination de l'acteur « *Image Manager* »). Cette dernière a pour but, notamment, de permettre le désarchivage et la

mise à disposition des images antérieures du patient, susceptibles d'être utilisées. L'étape suivante concerne l'acquisition des images au niveau de la source d'images. La transaction #5 permet à l'acteur « *Acquisition Modality* » d'obtenir auprès du « *Department System Scheduler/Order Filler* » une liste de travail qui détaille la liste des acquisitions à réaliser sur un équipement donné pendant un certain créneau temporel. La réponse obtenue contient notamment les éléments d'identification du patient et de l'examen, qui sont ensuite intégrés aux en-têtes des images. Cette transaction joue donc un rôle tout à fait fondamental en permettant de garantir l'identification correcte du patient au niveau de la source d'images. Les transactions #6 et #7 permettent d'informer le système de gestion de radiologie de l'état d'avancement des étapes d'acquisition (via l'acteur « *Performed Procedure Step Manager* »), par la notification des événements « début d'examen » et « fin d'examen ». Elles permettent en outre de transmettre vers ce même système des informations clés sur l'acquisition effectuée comme par exemple les consommables utilisés. Les images acquises sont ensuite transmises au système de stockage du PACS (transaction #8) et font l'objet de la part de l'acteur « *Acquisition Modality* » d'une « demande d'accord de stockage » auprès de l'acteur « *Image Manager* » (transaction #10). Cette transaction a pour but de s'assurer que l'ensemble des images acquises a bien été sauvegardé, de façon à ce que l'équipement d'acquisition puisse autoriser leur effacement, et libérer l'espace de stockage local.

Des transactions similaires existent pour la gestion des autres résultats produits par l'acteur « *Evidence Creator* ».

Le système de gestion de radiologie peut être informé de la disponibilité des images par l'acteur « *Image Manager* » (transaction #49). Cela peut permettre de n'activer les étapes ultérieures de traitement ou d'interprétation des images qu'une fois que celles-ci sont effectivement disponibles. Les transactions #14 et #16 permettent la recherche et la récupération des images par l'acteur « *Image Display* ».

Ce profil permet donc d'assurer l'intégration des nombreux composants mis en jeu dans les processus d'acquisition d'images. Il permet de garantir l'identification cohérente des patients et des examens au sein des différents sous-systèmes mis en jeu (SIH, SIR, PACS), ce qui est indispensable pour une gestion efficace des images et des comptes rendus.

Autres profils d'intégration pertinents pour l'intégration des PACS

Le profil « flux de travail programmé » traite le cas idéal où le patient a pu être convenablement identifié, et où toutes les demandes (demande d'examen, programmation de l'acquisition) ont pu être effectuées avant l'acquisition des images. Il existe bien sûr de nombreux cas de figure qui s'écartent de ce scénario idéal. Ce sont notamment les cas des examens réalisés en urgence sur des patients dont l'identité est inconnue au moment de l'examen. Le profil d'intégration PIR appelé « mise en cohérence *a posteriori* des

informations de patients et d'examens » est une extension du profil d'intégration précédent, qui permet de corriger *a posteriori* les identifications attribuées provisoirement dans ce type de situation. Sept cas de figure ont été décrits en détail et une procédure, définie pour chacun d'eux, permet de remettre en cohérence les identifications des patients et de toutes les entités et données images les concernant. Ce profil d'intégration permet donc d'automatiser des corrections qui, auparavant, devaient être réalisées manuellement par l'administrateur de chacun des sous-systèmes.

Le profil d'intégration CPI « cohérence du rendu des images sur écrans et sur films » porte sur la cohérence de l'affichage des images visualisées sur différents types de supports (écrans, films). Cela met en jeu une procédure de calibration en référence à une courbe appelée « *Grayscale Standard Display Function* ». Le profil d'intégration PGP « présentation d'examens groupés » explicite comment des images relevant d'examens différents, mais acquises au cours d'une seule et même étape d'acquisition doivent être gérées et affichées au cours des processus d'interprétation. Les profils PWF et RWF, respectivement « flux de travail relatif aux post-traitements » et « flux de travail relatif à l'interprétation » détaillent comment sont organisées les tâches de post-traitement (mettant par exemple en jeu des outils de « détection assistée par ordinateur »), et d'interprétation, grâce au mécanisme des « listes de travail ». Les profils ED, KIN, SINR, respectivement « documentation de l'interprétation », « désignation et annotation des images significatives » et « échange de comptes rendus simples avec des références explicites aux images » détaillent les processus de création et d'utilisation de différents types de documents mis en jeu lors de ces tâches. Enfin, le profil ARI ou « accès cohérent aux images et aux comptes rendus radiologiques » porte sur l'accès intégré aux comptes rendus de radiologie et aux images, lorsque ces documents sont encodés sous la forme d'objets DICOM.

Le profil PDI ou « données images sur supports physiques » traite de l'échange de documents (images, comptes rendus, etc.) au moyen de supports physiques tels que des cédéroms ou des DVD. Il spécifie en particulier les échanges nécessaires vis-à-vis de la création de ces supports, et des mécanismes de réidentification éventuellement nécessaires lors de l'importation des données présentes sur des supports physiques issus d'autres établissements.

L'obligation faite par la directive européenne Euratom 97/43 aux radiologues de l'Union européenne d'assurer un suivi de la dose délivrée de rayonnements ionisants et l'intérêt que ce suivi soulève dans d'autres régions du monde dont l'Amérique du Nord et l'Asie ont amené IHE à développer le profil REM ou *Radiation Exposure Monitoring*, basé sur des modèles de comptes rendus structurés DICOM (DICOM SR) *radiation dose report* et *CT radiation dose reporting*. Ces rapports de dose délivrée sont complets, générés en fin d'examen par les modalités et plus fiables que les enregistrements dans les en-têtes DICOM des images ou dans les messages « *Modality Performed Procedure Step* ». Ils sont archivés dans le PACS avec le reste de l'examen

et peuvent permettre aux SIR de réaliser tous types d'analyse et d'alimenter les registres nationaux en vue de l'élaboration des NRD (niveaux de référence diagnostiques).

Tous ces profils (ainsi que d'autres, non décrits ici) sont documentés en détail dans les volumes I, II et III du cadre technique de radiologie). D'autres profils touchant à l'imagerie existent, notamment dans les cadres techniques d'ophtalmologie et d'anatomopathologie. Enfin, plusieurs profils touchant à l'infrastructure « technologies de l'information » sont évoqués dans la section « Vers une intégration du dossier patient à l'hôpital », à propos de l'intégration des images dans les dossiers patients. Nous rappelons que toute cette documentation riche est accessible librement sur le site Web de l'initiative IHE (www.ihe.net/Technical_Framework/).

Utilisation d'IHE par les communautés d'utilisateurs

Les spécifications IHE nous paraissent présenter un double intérêt pour toute personne intéressée par les PACS. D'abord, sur un plan *conceptuel*, IHE clarifie les éléments d'architecture de systèmes, en associant une signification précise aux différents composants mis en jeu. En outre, le langage que constitue IHE a aussi un intérêt *pratique*. En effet, les constructeurs souhaitant revendiquer la conformité de leur produit à IHE doivent rédiger une « déclaration de conformité à IHE ». Ce court document a pour but d'établir la liste des profils d'intégration supportés, ainsi que les acteurs IHE au titre desquels le produit intervient, dans chacun des profils mentionnés. Cela constitue, pour les utilisateurs, les concepteurs de systèmes et les intégrateurs un outil de travail précieux, puisqu'il permet de déterminer *a priori* si deux produits seront capables d'interfonctionner de façon « native », c'est-à-dire sans nécessité de développements complémentaires spécifiques. Ainsi, IHE tend à devenir une référence clé lors de la rédaction des cahiers des clauses techniques particulières (CCTP), lors des appels d'offres relatifs à l'achat de composants de PACS.

Il faut néanmoins préciser que la rédaction des « déclarations de conformité à IHE » est faite sous la responsabilité des constructeurs. En effet, il n'existe pas aujourd'hui d'organisme de certification qui vérifierait la conformité des produits. L'utilisateur peut vérifier par lui-même si le constructeur a participé avec succès aux différents *connect-a-thons*, via le site Web de IHE. Cela garantit que le constructeur possède la maîtrise technique correspondant à un acteur donné pour un profil d'intégration donné, mais ne saurait garantir la quelconque conformité d'un produit particulier.

De façon complémentaire, IHE fournit sur son site Web la possibilité d'interroger une base de données de produits qui revendiquent la conformité à IHE. Cette base de données est alimentée directement par les constructeurs qui transmettent à IHE un document structuré contenant les éléments constitutifs d'une déclaration de conformité à IHE : profil d'intégration, acteur(s) joué(s) dans le cadre de ce profil, option(s) éventuelle(s), et bien entendu : nom du système, fabricant, date de publication.

Vers une intégration de l'image dans les dossiers patients

Problématique

De façon très générale, la mise en place de dossiers patients informatisés dans les établissements et les réseaux de soins vise à améliorer l'accès aux données médicales, quels que soient leur contenu, leur forme (messages, documents, images, etc.), leur origine et leur usage [27]. Le but recherché est d'en donner une vision adaptée à chaque usage (délivrance et continuité des soins, recherche, évaluation, etc.) en respectant, naturellement, les règles de confidentialité en vigueur. L'outil informatique facilite la recherche et la transmission des informations dans le temps et l'espace, et cela constitue un facteur d'efficacité pour la délivrance et la continuité des soins, en permettant une meilleure coopération des acteurs, conduisant à des décisions plus rapides et plus sûres. De façon concrète, il s'agit aussi, pour l'établissement de soins, de s'ouvrir davantage à ses partenaires extrahospitaliers (par exemple médecins généralistes, spécialistes, autres hôpitaux) comme dans le cadre des réseaux de santé spécialisés par pathologie (diabète, cancer, santé mentale, etc.), ainsi qu'aux patients eux-mêmes, aujourd'hui acteurs à part entière de leur prise en charge [28].

En termes de modélisation de l'information, l'organisation des dossiers patients peut être envisagée sous deux points de vue, également valides et complémentaires. Le premier se focalise sur l'organisation de *bases de données* de données cliniques, avec toute l'organisation complexe nécessaire pour représenter des points de vue ou interprétations de ces données exprimées par différents observateurs, ainsi que les rôles que jouent les données vis-à-vis de ces interprétations. Le second point de vue considère avant tout une notion de *document* exprimant une description de l'état du patient comme une note de synthèse d'une consultation, un compte rendu de biologie, un compte rendu radiologique, ou un compte rendu opératoire. Un point de convergence entre ces deux visions est par exemple la notion de document clinique au sens du standard HL7 CDA qui met en avant à la fois la vision de documents attestables, et leur organisation interne potentiellement structurée (avec CDA niveaux 2 et 3) [5, 6].

La gestion des données de l'imagerie médicale se situe tout à fait dans cette dualité. Les images, de même que les données quantitatives que l'on peut en extraire par traitement sont des données médicales objectives, qui peuvent être interprétées, et donc éventuellement référencées dans des documents, structurés ou non, comme des comptes rendus radiologiques.

En pratique, l'organisation de ces données et de ces documents et leur intégration dans le dossier médical informatisé du patient résulte de l'interfonctionnement entre trois composants principaux :

- un composant de type questionnaire de dossier médical d'établissement, assurant notamment le stockage et la consultation des données cliniques ;

- un ou plusieurs gestionnaires de flux de travail, dédiés aux différents domaines médicotéchniques (radiologie, radiothérapie, anatomopathologie etc.) ;
- les équipements supports du stockage des images, aujourd'hui le plus souvent assuré par des serveurs d'images DICOM, mais de plus en plus supportés par des serveurs de stockage non-spécifiques offrant des accès aux images en mode streaming plutôt que le service Query & Retrieve DICOM.

Le PACS dans le système d'information de l'établissement et les principaux flux de données est schématisé [figure 4.3](#).

De nombreux aspects de l'interfonctionnement entre ces composants relèvent de processus d'intégration aujourd'hui couverts par différents profils d'intégration IHE, comme SWF, PWF et RWF, respectivement « flux de travail programmé », « flux de travail relatif aux post-traitements » et « flux de travail relatif à l'interprétation », pour ne citer que ceux du domaine de la radiologie.

Un second enjeu est de pouvoir référencer des documents DICOM dans des documents cliniques représentés avec HL7 CDA, et réciproquement, de pouvoir référencer des documents HL7 CDA dans le cadre des échanges mis en jeu dans les différents « flux de travail » (qui utilisent les protocoles du standard DICOM). Il faut ensuite disposer de mécanismes d'accès commun pour récupérer et visualiser des documents HL7 CDA et DICOM. L'adoption par le comité DICOM du standard « *Web-Access to DICOM persistent Objects* » (WADO) (accès Web à des objets persistants DICOM), et son utilisation dans le cadre par exemple du profil d'intégration IHE « *RID Retrieve Information for Display* » (récupération des informations pour affichage), sont des éléments décisifs dans ce sens.

Partage interétablissements de documents cliniques dans le cadre d'IHE

On a souligné l'importance pour l'hôpital de pouvoir s'ouvrir à ses partenaires extrahospitaliers, par exemple pour partager le résultat de procédures d'imagerie réalisées chez des médecins spécialistes du secteur libéral, ou plus largement dans le cadre de réseaux de soins. Une avancée significative dans ce domaine a été la définition d'un profil d'intégration IHE appelé XDS-b pour « *cross-enterprise document sharing* » (partage de documents interétablissements). Le domaine couvert est celui des échanges de données médicales dans un certain domaine d'affinité (*affinity domain*), ce qui peut recouvrir aussi bien des organisations locales, régionales ou nationales, dans le cadre de réseaux de soins, thématiques ou non.

Ce profil met en scène cinq acteurs ([figure 4.4](#)) :

- l'acteur « *Document Source* » (pour fournisseur de documents) est responsable de la soumission de documents destinés à être partagés ;
- l'acteur « *Document Registry* » (pour répertoire de documents) est responsable du référencement des documents partagés, et du traitement des requêtes portant sur ces documents ;

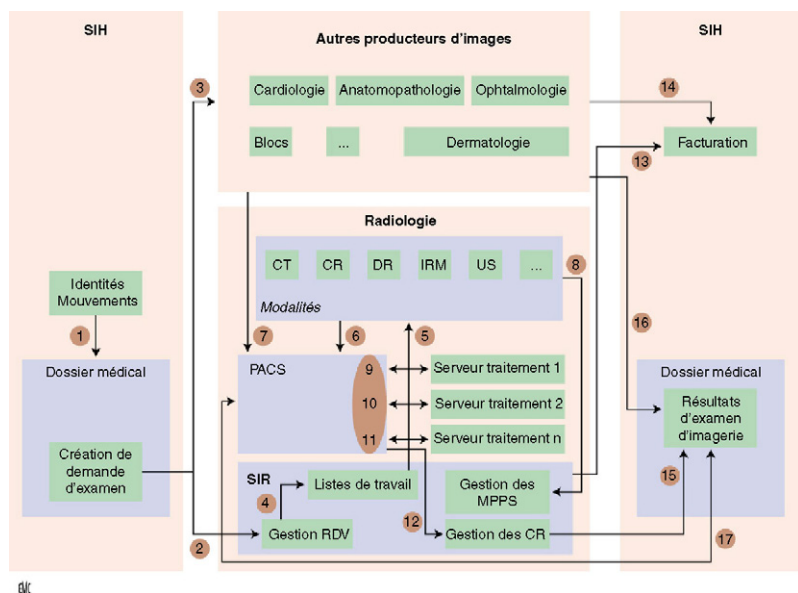


Figure 4.3
Flux de données.

CT : *Computed Tomography* ; CR : *Computed Radiography* ; DR : *Digital Radiography* ; IRM : imagerie par résonance magnétique ; US : ultrasonore ; PACS : *Picture Archiving and Communication Systems* ; CR : comptes rendus.

1. Les identifiants du patient sont gérés exclusivement au niveau du module « Identités et mouvements du système d'information hospitalier ». Les identifiants sont transmis au gestionnaire de dossier médical et, selon l'architecture locale, ils peuvent être aussi transmis directement au SIR. Les patients ne doivent jamais avoir leurs identifiants créés au niveau du SIR. En cas de situation dégradée, il doit exister une procédure locale de gestion d'identifiants provisoires et une procédure de restauration de l'intégrité à appliquer systématiquement lors du rétablissement du fonctionnement normal.
2. La demande d'examen d'imagerie est rédigée dans le système gestionnaire du dossier médical soit en utilisant un module de ce gestionnaire, soit par un module déporté du SIR, pouvant faire l'objet d'un « appel contextuel ». Dans les deux cas, la demande est transmise au module de gestion des rendez-vous du SIR.
3. Pour les autres services pouvant produire des images, une demande équivalente est transmise à ces services.
4. Le gestionnaire de rendez-vous alimente le gestionnaire de listes de travail du SIR.
5. Les listes de travail sont transmises aux modalités et permettent le remplissage automatique de tous les champs d'identification des patients et des examens sur la modalité sans ressaisie manuelle. Une procédure d'identification provisoire doit exister, à appliquer en cas de panne du serveur de listes de travail. Il doit également exister une procédure de restauration de l'intégrité sur les modalités et le PACS après rétablissement du fonctionnement normal.

- l'acteur « *Document Repository* » (pour entrepôt de documents) a pour fonction la conservation des documents ;
- l'acteur « *Document Consumer* » (pour consommateur de documents) a pour fonction la recherche et la récupération des documents ;
- l'acteur « *Patient Identity Source* » (pour fournisseur d'identité patient) est responsable de la gestion des identités des patients.

Les quelques idées clés sous-jacentes sont les suivantes. La notion même de document partagé est extrêmement large (documents HL7 CDA niveau 1 ou niveau 2, images DICOM, comptes rendus structurés DICOM, etc). Il s'agit de documents persistants, identifiés, attestables, la seule contrainte concernant le contenu étant qu'un document porte sur un patient, et puisse être décrit à partir d'un ensemble de métadonnées qui sont utilisées pour le rechercher (caractérisant l'auteur, le statut, la date de création, le type d'événement ayant donné lieu à la création du document, etc.). Lors de leur référencement, les documents peuvent être classés dans des dossiers (ou *folders*), déjà existants ou à créer.

Les transactions du profil XDS-b consistent (tableau 4.4) :

- pour un acteur « fournisseur de documents », à fournir et enregistrer un ensemble de documents auprès d'un acteur « entrepôt de documents »

6, 7. Une fois l'examen terminé, les modalités du service d'imagerie ou des autres services créateurs d'images envoient tous les éléments des examens au PACS. En retour, le PACS leur envoie un « *Storage Commitment* » attestant du stockage correct de l'examen (ce flux ne figure pas sur le schéma pour ne pas l'alourdir).

8. Dans le même temps, les modalités envoient un message signifiant la fin de la procédure et apportant au SIR toutes les informations administratives et/ou techniques concernant cet examen, les DICOM MPPS (*Modality Performed Procedure Steps*).

9 à 11. Dans les phases d'interprétation ou de simple visualisation d'examens, les postes de visualisation connectés au PACS peuvent faire des appels contextuels à un ou plusieurs serveurs de post-traitement.

12. Les examens sont en général interprétés sur des postes de travail connectés au PACS et au SIR, intégrant souvent un dispositif de dictée numérique et de plus en plus souvent un système de reconnaissance vocale. Le compte rendu est géré au niveau du module compte rendu du SIR qui peut également recevoir les liens vers les images de l'examen.

13, 14. Le SIR et les systèmes d'information des autres producteurs d'images envoient toutes les informations nécessaires au module de facturation du SIH.

15, 16. Le SIR et les systèmes d'information des autres producteurs d'images envoient au module résultats d'examen d'imagerie du gestionnaire de dossier médical les comptes rendus des examens. En pratique, il peut s'agir soit d'un module du gestionnaire du dossier médical, soit d'un module déporté du SIR faisant l'objet d'un appel contextuel par le gestionnaire du dossier médical. Cette dernière solution est la plus souvent plus intéressante, car, en général, ces modules déportés du SIR gèrent les liens vers les images des examens stockées dans le PACS.

17. Dans le cas de modules de consultation, des résultats gérant les liens des comptes rendus avec leurs images stockées dans le PACS, un échange de données se fait entre ces deux systèmes pendant toute la phase de consultation.

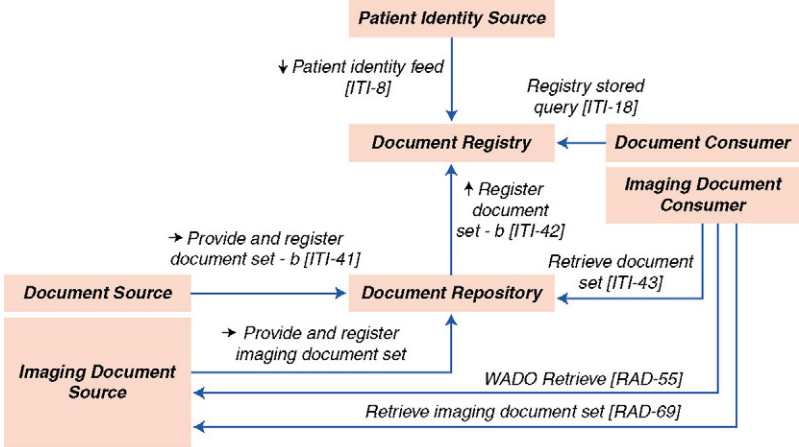


Figure 4.4

Profil d'intégration « Partage de documents interétablissements » (*cross-enterprise document sharing*).

Tableau 4.4

Détail des transactions du profil d'intégration IHE XDS.b « Partage de documents interétablissements »

N°	Nom de la transaction	Description
1	<i>Patient identity feed [ITI-8]</i>	Enregistrement du patient
2	<i>Provide & register document set – b [ITI-41]</i>	Soumission et enregistrement d'un ensemble de documents
3	<i>Register document set – b [ITI-42]</i>	Enregistrement d'un ensemble de documents
4	<i>Registry stored query [ITI-18]</i>	Interrogation du registre
5	<i>Retrieve document set [ITI-43]</i>	Récupération d'un ensemble de documents

[#ITI-41] ; cette transaction est à l'origine d'une autre transaction entre l'acteur « entrepôt de documents » et un acteur « répertoire de documents » ;

- pour un acteur « entrepôt de documents », à réaliser l'enregistrement d'un ensemble de documents auprès d'un acteur « répertoire de documents » [#ITI-42] ;
- pour un acteur « consommateur de documents », à interroger un acteur « répertoire de documents », pour retrouver des documents, en utilisant les métadonnées et les informations d'identification et de localisation des documents [#ITI-18] ;

- pour un acteur « consommateur de documents », à récupérer des documents auprès d'un acteur « entrepôt de documents » [#ITI-43] ;
- pour un acteur « fournisseur d'identité patient », à transmettre à un acteur « répertoire de documents » les informations d'identification d'un patient ; cette transaction provient d'un autre profil d'intégration IHE, le profil PIX ou *Patient Identifier cross-referencing* ou identification des patients dans plusieurs domaines [#ITI-8].

Les mécanismes d'échange utilisés s'appuient sur ebXML, un standard développé pour les besoins du commerce électronique.

Ce profil a été complété par un autre profil pour mieux couvrir certaines spécificités des documents d'imagerie et de leurs modalités de partage, notamment la possibilité pour les systèmes de stockage ou d'archivage des PACS de mettre à disposition des images dans un entrepôt partagé, mais tout en conservant les copies physiques des données. Ce profil appelé XDS-I.b complète le profil précédent en introduisant deux nouvelles transactions (tableau 4.5). Celles-ci consistent :

- pour un acteur « fournisseur de documents d'imagerie » (une spécialisation de l'acteur « fournisseur de documents » du profil XDS-b), à fournir et enregistrer un ensemble de documents d'imagerie auprès d'un acteur « entrepôt de documents » [#RAD-68] ; cette transaction inclut l'envoi d'un « manifeste » qui référence toutes les images (i.e. les objets DICOM) à partager ;
- pour un acteur « consommateur de documents d'imagerie » (une spécialisation de l'acteur consommateur de documents du profil XDS-b), à récupérer des documents d'imagerie auprès d'un acteur « fournisseur de documents d'imagerie » [#RAD-69 et #RAD-55].

Ce profil est de plus en plus utilisé, à la fois pour le partage de données médicales entre différents établissements (ce qui a motivé sa création), et pour le partage de données à l'intérieur d'un établissement, dans le cas où il existe plusieurs composants fournissant des services de gestion de dossiers patients. C'est un profil amené à jouer un rôle clé dans le déploiement de solutions pour la téléradiologie, et plus généralement l'interprétation d'images à distance, ainsi que pour l'accès à l'antériorité du patient, accessible notamment au travers du DMP.

Tableau 4.5

Détail des transactions complémentaires apportées par le profil d'intégration XDS-I.b IHE « Partage de documents interétablissements pour l'imagerie »

N°	Nom de la transaction	Description
RAD-68	<i>Provide & register imaging document set – b</i>	Soumission et enregistrement d'un ensemble de documents d'imagerie
RAD-55	<i>WADO Retrieve</i>	Récupération d'une image WADO
RAD-69	<i>Retrieve imaging document set</i>	Récupération d'un ensemble de documents d'imagerie

Effet et valeur ajoutée apportés par les PACS

Mutations organisationnelles induites

L'introduction d'un PACS ne se conçoit que dans le cadre d'une réforme organisationnelle des structures : un PACS est un projet d'établissement et son introduction doit être préparée avec tous les acteurs concernés (cliniciens, infirmières, secrétaires, informaticiens, biomédicaux, etc.) et pas seulement par quelques personnes du service de radiologie. La gestion du fonctionnement du PACS au quotidien doit être prévue dès le départ du projet et « l'équipe du PACS » constituée.

L'organisation des différents services doit être revue depuis l'émission de la demande d'examen jusqu'à la réception et la visualisation des résultats, le but étant d'optimiser les actions de chacun à chaque étape du processus. En ce qui concerne les cliniciens, l'étude préalable doit bien analyser les situations dans lesquelles un clinicien peut être amené à visualiser les images (lit du malade, consultation, réunion de revue de dossier, etc.) de façon à bien définir les besoins matériels et logiciels propres à chaque situation. Dans cette phase, il est fondamental d'oublier les *a priori* du genre « DICOM pour les radiologues, Web pour les cliniciens » :

- *le PACS et le clinicien* : avec le PACS, le clinicien n'est plus confronté au problème des dossiers d'imagerie égarés. Il a la possibilité de s'informer en permanence sur l'état d'avancement d'un examen. Un même dossier est consultable de plusieurs endroits simultanément et la comparaison entre examens successifs est facilitée. Si la gestion des processus est effectuée correctement, on constate un raccourcissement des délais d'obtention des résultats ;
- *le PACS et les soignants* : les infirmières peuvent connaître en permanence le niveau d'avancement d'un examen demandé, ce qui facilite ainsi la tenue et la mise à jour du plan de soin ;
- *le PACS et les secrétaires* : la gestion du dossier patient leur est facilitée, notamment en évitant les pertes de temps occasionnées par des examens égarés.

Le bon fonctionnement du PACS suppose une contractualisation entre le service d'imagerie et chaque service clinique. Ces contrats définissent les rôles et engagements de chacun : ainsi les services cliniques s'engagent à n'envoyer des demandes d'examen que sous forme électronique, le service d'imagerie s'engage sur un délai de réponse pour le rendez-vous et sur un délai de mise à disposition des résultats.

L'introduction d'un PACS conduit à des modifications significatives des méthodes de travail des personnels de radiologie :

- *le PACS et le manipulateur* : les listes de travail (listes de travail de modalité, listes de travail de post-traitement, gestion de l'archivage) conduisent à une rationalisation du travail des manipulateurs. En effet, ces listes permettent en permanence de suivre ce qui a été fait, ce qui est en cours et ce qui reste à faire. Une autre amélioration notable est la suppression des saisies multiples, qui a en outre un effet sur l'amélioration de la qualité.

En outre, du fait de la modification de l'organisation du travail du radiologue, le manipulateur n'a plus un médecin spécifique attaché à sa modalité pour une vacation, ce qui l'amène à travailler de façon plus autonome, avec naturellement l'aide d'un radiologue lorsque cela est nécessaire ;

- *le PACS et le radiologue* : le plus souvent, il y a un changement fondamental de méthode de travail. Ces changements concernent principalement trois aspects :

- l'interprétation : le radiologue passe de l'interprétation sur film et négatoscope à l'interprétation sur stations de travail. En outre, il bénéficie aussi des listes de travail d'interprétation, qui facilitent l'organisation du travail. Dans le même temps, le PACS facilite la comparaison aux examens antérieurs. Au final, malgré quelques contraintes initiales, son travail est mieux organisé et facilité,

- l'organisation du service d'imagerie : le radiologue est amené à gérer la réalisation des examens depuis la salle de lecture et non plus directement depuis la console d'acquisition. Dans le même temps, cela facilite l'organisation par spécialité médicale, aujourd'hui, un radiologue ne pouvant plus exceller dans toutes les disciplines radiologiques,

- les réunions multidisciplinaires : la gestion des réunions multidisciplinaires est facilitée par la possibilité de préparer les dossiers d'imagerie et de les précharger dans la station de la salle de réunion. Si cette station est équipée d'un vidéoprojecteur, tous les participants peuvent voir les images dans les conditions optimales et mieux participer aux discussions.

Vivre avec un PACS

Procédures

Un PACS peut donc être d'un grand apport dans la pratique quotidienne de tous les professionnels de l'établissement, mais l'ensemble des éléments de son système d'information doivent être parfaitement intégrés. Des procédures détaillées doivent être établies concernant :

- le fonctionnement quotidien ;
- le fonctionnement en cas de situation dégradée ;
- le rétablissement de l'intégrité après rétablissement du fonctionnement nominal.

Des procédures doivent également spécifier les modalités d'importation de documents venant de l'extérieur (que ce soit sur film, cédérom, DVD ou par réseau) en détaillant les procédures de réconciliation des identifiants.

Formation initiale de tous les utilisateurs

Tous les utilisateurs doivent recevoir une formation initiale couvrant l'utilisation de l'ensemble du système. Ils doivent bien évidemment être informés :

- des limites du système installé ;
- de l'importance du respect des procédures, notamment en ce qui concerne l'identification : ainsi, en fonctionnement nominal du système, un patient ne doit jamais être identifié directement au niveau du SIR ou des modalités.

Les divers identifiants à manipuler doivent être expliqués : identifiant national (INS-C puis INS-A), identifiant permanent du SIH, identifiant du séjour, identifiant de la demande, etc. Il faut aussi expliquer pourquoi ceux-ci ne doivent pas être intervertis, des erreurs d'identification pouvant être catastrophiques dans la gestion des dossiers et perturber le bon fonctionnement du PACS.

Cette formation doit donc expliquer toutes les procédures couvrant l'utilisation et le fonctionnement du PACS.

Gestion du système

Un PACS et le SIR qui le pilote doivent être administrés par un ou deux référents appartenant au service d'imagerie médicale ayant un correspondant clairement identifié dans l'équipe informatique de l'établissement : c'est « l'équipe du PACS ». Ces référents sont chargés de :

- veiller au bon fonctionnement de l'ensemble en liaison avec le service gestionnaire du système d'information de l'établissement et avec les fournisseurs ;
- veiller au respect des procédures que ce soit en fonctionnement normal, en fonctionnement dégradé ou lors de la reprise après résolution des incidents ;
- gérer les dysfonctionnements et les erreurs.

Connexion de sources d'images hors imagerie médicale

Ces référents sont également chargés d'étudier la possibilité de connecter au PACS les sources d'images provenant de services autres que les services d'imagerie médicale (ou de radiologie). Ces services, souvent, n'ont pas la même culture de rigueur vis-à-vis de la gestion des identifiants que les services d'imagerie, notamment du fait de l'absence de système d'information adéquat pour gérer les listes de travail. Pourtant, dès lors que les images doivent être gérées au sein du PACS, les mêmes règles et la même rigueur dans l'identification doivent s'appliquer. La solution la plus efficace est d'établir, dès la phase de projet du PACS, une liste de prérequis indispensables à respecter avant d'envisager la connexion d'une source d'images au PACS. Ces prérequis doivent décrire :

- la source qui doit être numérique ou numérisable ;
- les procédures de liste de travail et d'identification des patients ;
- les éléments en sortie de la source : objets DICOM, ou, si ce n'est pas le cas, une solution de « DICOMisation » doit être intercalée entre la source et le PACS ;
- le support par le PACS des objets envoyés par la source d'images, l'idéal étant de recenser tous les types d'objets DICOM que le PACS aura à gérer et faire figurer cette liste dans les spécifications de l'appel d'offres.

Les référents ne donneront leur aval au raccordement de la source en question qu'une fois tous les prérequis vérifiés et validés.

Support fourni par l'industriel

Compte tenu de son importance dans le fonctionnement de l'établissement et la continuité des soins, un PACS doit avoir un fonctionnement garanti 365/7/24 et le service de support de l'industriel doit donc satisfaire à ce critère : par exemple, il n'est pas admissible d'envisager des interruptions de service pendant le week-end parce que le contrat du support s'arrête

du vendredi 17h au lundi 8h. Ce support doit donc être continu avec un temps de réaction très court. Ce point doit figurer explicitement dans le cahier des charges pour l'appel d'offres.

Principaux apports

Difficultés méthodologiques de l'évaluation dans ce domaine

Face au foisonnement des innovations technologiques, une démarche rigoureuse d'évaluation de la valeur ajoutée est nécessaire. En effet, ces innovations ont un coût, pour l'établissement et pour la société, et il est donc légitime que l'on puisse en mesurer les bénéfices, notamment au regard de ce coût.

Les technologies de communication et de gestion des images n'échappent pas à cette règle, même si les travaux menés dans ce domaine depuis le début des années 1990 ont bien mis en lumière les difficultés d'une telle évaluation. On peut notamment citer ceux menés par le groupe de Martin Buxton et Gwyn Weatherburn de l'*University Brunel* (UK), qui font référence [29]. La difficulté tient à différents facteurs : il est d'abord très difficile de démontrer scientifiquement l'apport spécifique de telle ou telle fonctionnalité ou composant d'un PACS. On a introduit à ce propos le terme de « technologies diffuses », dont l'évaluation pose des problèmes particuliers [30] ; ainsi il est difficile, voire impossible, de reproduire le même type d'expérimentation dans plusieurs établissements, et il est difficile d'effectuer des comparaisons avec un état de référence, étant donné les multiples biais expérimentaux existants : mutations organisationnelles notables, différences dans les populations de patients, motivation des acteurs impliqués, multiplicité des éléments technologiques mis en jeu, etc. Des approches d'évaluation rigoureuses ne peuvent être mises en œuvre que sur des aspects très particuliers, et la généralisation est toujours hasardeuse. Ces problèmes méthodologiques ont également été soulignés par l'Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (Anaes), qui a réalisé une étude en 1997 sur ce sujet, sur la base des publications de la période 1990-1996.

Les éléments qui suivent doivent donc être pris avec précaution. Si certains émanent d'études scientifiques apportant un certain degré de preuve, d'autres se limitent à des impressions issues du vécu collectif de personnes ayant l'expérience de l'introduction des PACS.

Apports généralement reconnus

L'introduction d'un PACS a un impact à tous les niveaux des processus de soins. Certaines études menées après l'installation d'un PACS montrent que l'introduction du système a eu pour conséquence : une consultation plus fréquente des antécédents, une augmentation de l'utilisation des outils de post-traitement, une diminution très nette du délai entre l'enregistrement du patient à son arrivée en radiologie et la validation du compte rendu par son auteur (la diminution des délais peut atteindre 50 %). La réforme de l'organisation est une étape fondamentale, car d'importantes variations sont observées selon les institutions, les services et les modalités.

Pour l'établissement, l'introduction d'un PACS a également un retentissement :

- une meilleure gestion de l'activité, grâce à la gestion automatisée du *workflow* ; le pilotage des services est plus facile, car des tableaux de bord sont facilement disponibles et actualisés ;
- un renforcement de la productivité (impact sur la tarification à l'acte) et de la qualité des soins, pouvant conduire à une diminution de la durée moyenne de séjour ; cet élément a été très souvent mentionné, mais ne peut être considéré comme scientifiquement démontré [29], même si plusieurs études mettent en évidence des réductions significatives dans certains domaines de la pathologie [31, 32] ;
- une gestion de l'archivage facilitée, avec une réduction considérable du nombre d'examens perdus ou indisponibles.

Enfin, il nous faut considérer l'impact du PACS sur la qualité de l'accueil du patient : libéré de tâches stériles et consommatrices de temps, le personnel soignant est plus disponible et moins stressé, ce qui améliore la qualité de la relation avec le patient et la perception de celui-ci des conditions de séjour.

Aspects économiques

Au plan économique, la mise en place d'un PACS correspond à un investissement significatif, au plan matériel, organisationnel et humain. Les études menées à la fin des années 1990 faisaient ressortir que les économies générées du fait de l'abandon du film (coût du film, des processus de développement, du stockage) ne suffisaient pas à justifier l'investissement [29]. La technologie a considérablement évolué depuis ces études, et la question du film ne se pose plus, ni en tant que support d'acquisition des images ni en tant que support d'archivage. Pour autant, l'acquisition de la technologie des PACS reste chère et il demeure difficile de justifier économiquement l'achat d'un PACS à partir des seuls gains de productivité ou de qualité du service offert au patient. C'est précisément cela qui a conduit à envisager des modes de mutualisation des ressources de stockage et d'archivage, pour optimiser la rentabilité de ces investissements.

Conclusion

Quelques éléments sur le déploiement des PACS en France

Le niveau de déploiement des PACS en France demeure modeste [4], en deçà de celui existant dans les pays scandinaves, le Royaume-Uni ou le Canada, mais finalement assez comparable à ce que l'on rencontre dans des pays européens comme l'Allemagne, l'Espagne ou l'Italie. Les raisons en sont certainement multiples, mais la principale nous paraît être les faibles capacités d'investissement de l'hôpital, secteur public et secteur privé confondus. La difficile maîtrise des dépenses de santé conduit les directions hospitalières à une attitude très prudente vis-à-vis de ces technologies, dont elles mesurent avant tout le coût (matériel, organisationnel et humain), sans mesurer à leur niveau réel les gains de qualité

et d'efficacité qui peuvent en résulter. En effet, mettre en place un PACS fournit l'occasion d'améliorer l'organisation. Il ne fait pas de doute, que bien mené, c'est-à-dire avec le degré voulu d'implication et d'adhésion des personnels, un projet PACS est un traitement de jouvence pour un établissement de santé.

Quelques perspectives

Plus de 30ans après les expériences pionnières, on mesure le chemin parcouru grâce notamment aux évolutions technologiques extraordinaires qui sont intervenues (augmentation considérable de la puissance des processeurs, capacité et facilité de mise en œuvre des réseaux, capacité des supports de stockage numérique). Des progrès très significatifs ont été obtenus en termes de partage des ressources de traitement d'images et d'intégration entre les différents sous-systèmes mis en jeu (SIR/PACS/SIH), notamment grâce aux avancées de la standardisation (DICOM et IHE). La technologie des PACS est aujourd'hui à maturité, même si son coût demeure élevé. Pour autant, des évolutions notables sont prévisibles dans les toutes prochaines années dans le sens d'une mutualisation accrue des ressources, notamment de stockage et d'archivage des images. Cela peut constituer une solution pour, au moindre coût, rattraper le retard que la France accuse dans ce domaine, en apportant une solution cohérente aux questions, encore largement ouvertes, du support à la téléradiologie, aux réseaux de soins, et à la gestion des images au sein du dossier médical personnel. Un autre domaine dans lequel on peut s'attendre à des mutations profondes est celui de l'aide à la décision — diagnostique ou thérapeutique — avec une prise en compte de plus en plus quantitative des informations recueillies, qu'il s'agisse des données de l'imagerie ou d'autres données (biologiques, anatomopathologiques, génomiques, etc.), prise en compte aujourd'hui possible grâce à l'intégration des différents sous-systèmes au sein du SIH.

Références

- [1] Daniel C, Rojo MG, Klossa J, Della Mea V, Booker D, Beckwith BA, et al. Standardizing the use of whole slide images in digital pathology. *Comput Med Imaging Graph* 2011;35:496–505.
- [2] Gell G. History and status of PACS in Austria. *EuroPACS-MIR in the Enlarged Europe*, Trieste, September 16th-18th; 2004.
- [3] Pohjonen H, Kauppinen T, Ahovuo J. ASP archiving solution of regional HUSpacs. *Eur Radiol* 2004;14:1702–6.
- [4] Berny V, Caille P, Celhabe JF, Couralt M, David F, Delahousse A, et al. Étude pour des propositions sur une politique publique de généralisation des PACS en France métropolitaine. V2.2. 29 novembre 2010, p. 293.
- [5] Health Level Seven (ANSI/HL7). Clinical document architecture release 1, 2000. www.hl7.org.
- [6] Health Level Seven (ANSI/HL7). Clinical document architecture release 2, 2003. www.hl7.org
- [7] Arenson RL, Morton DE, London JW. Fiber optic communication system for medical images. *PACS I Proc SPIE* 1982;318:74–9.
- [8] Blaine GJ, Hill RL, Cox JR, Jost RG. PACS workbench at Mallinckrodt Institute of Radiology (MIR). *PACS II Proc SPIE* 1983;418:80–6.

- [9] Dwyer 3rd SJ, Templeton AW, Anderson WH, Tarlton MA, Hensley KS, Lee KR, et al. Salient characteristics of a distributed diagnostic imaging management system for a radiology department. *PACS I Proc SPIE* 1982;318:194–204.
- [10] Renoulin R, Scarabin JM, Coatrieux JL, Launay JC, Babonneau G, Gibaud B, et al. The SIRENE Project, CAR 87. Berlin: Springer-Verlag; 1987, p. 525–31.
- [11] Maguire Jr GQ. Looking back at PACS attempts: what has happened since PACS I? *NATO ASI Series, Vol. F19 Pictorial information systems in medicine*. Berlin: Springer-Verlag; 1986, p. 391–9.
- [12] Herbst AJ, Retter K. The Marburg model. *Lect Notes Med Informatics* 1988;37:25–38.
- [13] Greinacher CF, Herbst AJ, Ihringer M, List E, Offemuller W, Prior F, et al. A detailed RIS/PACS interface specification based on the Marburg model. *Lect Notes Med Informatics* 1988;37:39–88.
- [14] Liu Sheng OR, Chen Garcia HM, Wei CP, Ozeki T, McNulty P. Distributed database design and modelling for PACS. *Medical Imaging IV. Proc SPIE* 1990;1234:256–69.
- [15] Smith DV, Smith S, Sauls F, Cawthon MA, Telepak RJ. Design strategy and implementation of the Medical Diagnostic Image Support system at two large military medical centers. *Medical Imaging VI. Proc SPIE* 1992;1654:148–57.
- [16] Wong AW, Huang HK, Arenson RL, Yin L. Automated prefetch mechanism: design and implementation for a radiology PACS. *Medical Imaging VIII. Proc SPIE* 1994;2165:102–11.
- [17] Huang HK, Ratib O, Bakker AR, Witte G. Picture archiving and communication systems (PACS) in Medicine. *NATO ASI Series, Vol. F74*. Berlin: Springer-Verlag; 1991.
- [18] de Valk JP. Integrated diagnostic imaging: digital PACS in medicine. Amsterdam: Elsevier; 1992.
- [19] Martens FJ, Van den Broeck R, Dicke P, List-Hellwig E, Ottens FP, Rechid R, et al. HIPIN: a generic HIS-RIS/PACS interface based on clinical radiodiagnostic procedures. *Eur J Radiol* 1993;17:38–42.
- [20] Garfagni H, Gibaud B, Stut W, Aubry F, Bizais Y. A functional model of the management of medical images. *Med Inform* 1994;19:95–108.
- [21] Bauman R. Large picture archiving and communication systems of the world: Part 1. *J Digit Imaging* 1996;3:99–103.
- [22] Huang HK. *PACS and imaging informatics*. New York: Wiley-Blackwell; 2010.
- [23] Marcus DS, Archie KA, Olsen TR, Ramaratnam M. The open-source neuroimaging research enterprise. *J Digit Imaging* 2007;20(suppl1):130–8.
- [24] Lahaye JF, Robert Y. Les réseaux d'images. *ITBM-RBM* 2001;22:346–61.
- [25] Chabriaux J, Gibaud B. DICOM: le standard pour l'imagerie médicale. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiologie et imagerie médicale – principe et technique – radioprotection, 35-120-A-10, 2010.
- [26] GMSIH. Aide à la rédaction du volet interopérabilité des cahiers des charges des établissements de santé: point de situation IHE et HL7 2008, p. 37.
- [27] Fieschi M. Les données du patient partagées: la culture du partage et de la qualité des informations pour améliorer la qualité des soins. Rapport au ministre de la Santé; 2003.
- [28] Bourret C. Les réseaux de santé ou la rencontre de la santé et des TIC pour décloisonner le système de santé français Tic et société 2008;2(1). <http://ticetso-ciete.revues.org/396>.
- [29] Bryan S, Weatherburn G, Buxton M, Watkins J, Keen J, Muris N. Evaluation of a hospital picture archiving and communication system. *J Health Serv Res Policy* 1999;4:204–9.
- [30] Keen J, Bryan S, Muris N, Weatherburn G, Buxton M. Evaluation of diffuse technologies: the case of digital imaging networks. *Health Policy* 1995;34:153–66.
- [31] Nitrosi A, Borasi G, Nicoli F, Modigliani G, Botti A, Bertolini M, Notari P. A filmless radiology department in a full digital regional hospital: quantitative evaluation of the increased quality and efficiency. *J Digit Imaging* 2007;20:140–8.

- [32] Hurlen P, Østbye T, Borthne AS, Gulbrandsen P. Does improved access to diagnostic imaging results reduce hospital length of stay? A retrospective study. BMC Health Serv Res 2010;10:262.

Autoévaluation

1. Qu'est-ce qu'un profil d'intégration IHE ?
 - A. Une déclaration faite par un constructeur résumant les fonctionnalités d'échange de son produit
 - B. La liste des standards pouvant être utilisés indifféremment pour implémenter une transaction entre deux acteurs
 - C. La spécification d'un domaine d'activité pour lequel on spécifie les acteurs mis en jeu et les transactions entre ces acteurs
2. Certains des échanges mis en évidence sur la figure 4.3 peuvent être réalisés dans le cadre du profil d'intégration IHE *Scheduled workflow*. Identifier à quelles transactions précises de ce profil (figure 4.2 et tableau 4.3) correspondent les flux suivants du schéma de la figure 4.3 :
 - A. Flux 1
 - B. Flux 2 et 3
 - C. Flux 5
 - D. Flux 6 et 7
 - E. Flux 8

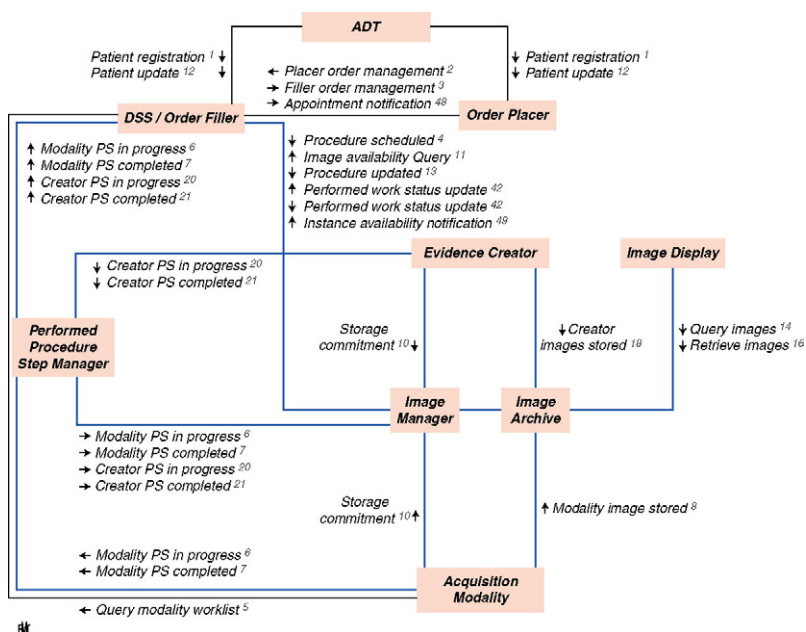


Figure 4.2

Tableau 4.3

Détail des transactions du profil d'intégration IHE « flux de travail programmé » (la numérotation des transactions reprend celle utilisée dans le cadre technique de radiologie, i.e. RAD-1, RAD-2, ... RAD-49)

N°	Nom de la transaction	Description
1	<i>Patient registration</i>	Enregistrement du patient
2	<i>Placer order management</i>	Demande d'examen
3	<i>Filler order management</i>	Réponse à une demande d'examen
4	<i>Procedure scheduled</i>	Programmation d'un examen
5	<i>Query modality worklist</i>	Demande de liste de travail de modalité
6	<i>Modality PS in progress</i>	Notification par une modalité d'une étape d'examen en cours
7	<i>Modality PS completed</i>	Notification par une modalité d'une étape d'examen réalisée
8	<i>Modality image stored</i>	Stockage d'images par une modalité
10	<i>Storage commitment</i>	Demande d'accord de stockage
11	<i>Image availability query</i>	Demande concernant la disponibilité des images
12	<i>Patient update</i>	Mise à jour des informations sur le patient
13	<i>Procedure updated</i>	Mise à jour des informations sur l'examen
14	<i>Query images</i>	Recherche des images
16	<i>Retrieve images</i>	Récupération des images
18	<i>Creator images stored</i>	Stockage d'images par un créateur d'images
20	<i>Creator PS in progress</i>	Notification par créateur d'images d'une étape d'examen en cours
21	<i>Creator PS completed</i>	Notification par créateur d'images d'une étape d'examen réalisée
42	<i>Performed work status update</i>	Notification de l'état du travail réalisé
48	<i>Appointment notification</i>	Notification de la programmation d'un examen
49	<i>Instance availability notification</i>	Notification de la disponibilité des images

- C. Une possibilité d'accès à n'importe quel type de document dans le cadre du profil d'intégration XDS-b
6. La *DICOMisation* est un traitement :
- A. Permettant d'installer sur une machine un logiciel assurant la communication au moyen des services Query & Retrieve DICOM
 - B. Permettant d'attribuer à une application un identificateur DICOM (AE-Title)
 - C. Transformant une image non-DICOM en objet DICOM

Autoévaluations : corrigés

Chapitre 1

1. La transformée de Fourier discrète d'une image :
 - A. Est un signal complexe (contenant une partie réelle et une partie imaginaire)
 - B. Représente l'intensité relative de chaque fréquence spatiale
 - C. Peut être calculée rapidement au moyen d'algorithmes de type FFT
 - D. D'un point de vue qualitatif, caractérise la rapidité de changement de valeurs de pixels au sein de l'image
2. La réponse impulsionnelle d'un appareil d'imagerie :
 - A. Permet de prédire l'image produite si l'on connaît parfaitement l'objet enregistré
 - B. N'a d'intérêt que dans le cadre d'appareils d'imagerie linéaires et invariants dans le décalage
 - D. A une largeur à mi-hauteur qui doit être le double de la taille des pixels utilisés pour échantillonner sans perte l'image
 - E. Permet de déterminer la façon dont l'appareil d'imagerie atténue certaines fréquences spatiales
3. Un filtre linéaire :
 - A. Agit en opérant une convolution, c'est-à-dire une moyenne pondérée des valeurs de pixels au sein d'un voisinage
 - C. Agit en amplifiant ou en atténuant certaines fréquences spatiales
 - E. Est réversible si sa réponse en fréquence ne s'annule pas
4. Un filtre non linéaire :
 - A. Peut agir par moyenne pondérée des valeurs de pixels au sein d'un voisinage de forme variable
 - B. Peut utiliser des opérateurs recherchant des valeurs de pixels extrêmes au sein d'un voisinage
 - D. Est irréversible
5. Un filtre d'image peut servir :
 - A. À supprimer une composante de bruit aléatoire dans l'image
 - B. À renforcer les contrastes d'une image
 - C. À segmenter une image
 - D. À améliorer la résolution au sein d'une image

Chapitre 2

1. La reconstruction tomographique :
 - A. Consiste à reconstruire une distribution volumique d'un paramètre à partir de mesures de la somme de ce paramètre le long des lignes
 - B. Revient à résoudre un grand système d'équations linéaires
 - C. A pour effet d'amplifier, dans le volume reconstruit, les bruits d'acquisition et artefacts de modélisation, du fait d'un mauvais conditionnement du problème tomographique
2. L'acquisition de données de projection en 3D :
 - A. Permet de disposer de données de projection redondantes, donc d'une meilleure statistique d'acquisition
 - C. Permet d'utiliser des algorithmes de *rebinning* pour se ramener à un problème de reconstruction 2D
 - D. Permet de reconstruire un volume par rétroprojection filtrée 3D à condition de disposer de projections complètes satisfaisant les conditions d'Orlov
3. L'algorithme de rétroprojection filtrée 2D :
 - B. Accumule en chaque pixel de la coupe les projections filtrées auxquelles ce pixel a contribué
 - C. Est une façon d'utiliser le théorème de Radon à des fins de reconstruction
4. Les algorithmes itératifs de reconstruction tomographique 2D :
 - B. Peuvent être accélérés en choisissant l'ordre dans lequel sont traitées les projections
 - C. Ne permettent pas de connaître précisément la résolution des coupes lorsqu'un nombre déterminé d'itérations est calculé
5. La régularisation en reconstruction tomographique :
 - A. Est nécessaire du fait du mauvais conditionnement du problème tomographique
 - B. Peut être réalisée en imposant *a priori* des caractéristiques sur la coupe à reconstruire

Chapitre 3

1. Combien existe-t-il de standard pour l'imagerie médicale ?
 - A. 1
2. Par quels organismes le standard DICOM est-il validé ?
 - C. CEN
 - E. ISO

3. Quels sont les modules que l'on retrouve dans les en-têtes DICOM ?
 - B. Le module patient
 - D. Le module study
 - G. Le module série
 - H. Le module image
4. Sur quel(s) modèle(s) se base le standard DICOM ?
 - C. Le modèle du monde réel et le modèle d'information
5. Quel élément du standard DICOM est retenu par le profil REM (*Radiation Exposure Management*) d'IHE pour véhiculer les informations de dosimétrie pour assurer le suivi de la dosimétrie patient ?
 - C. Les templates dosimétriques du DICOM SR
6. Indiquez la (les) proposition(s) exacte(s) concernant DICOM et les technologies web :
 - C. DICOM n'est pas incompatible avec le web et introduit prudemment ses technologies
7. Sur un réseau et pour une *SOP class* donnée, pour pouvoir échanger des données, je dois avoir :
 - C. Au moins une de chaque
8. Les objets DICOM enrichis (*enhanced IOD*) permettent en théorie d'alléger la charge réseau jusqu'à :
 - F. 30 %
9. Quelle procédure est utilisée par DICOM en ce qui concerne l'affichage de la conformité au standard d'un système ?
 - C. Autodéclaration par le fabricant de la conformité
10. Quels sont les types génériques de DICOM SR ?
 - A. *Basic text SR*
 - D. *Comprehensive SR*
 - E. *Enhanced SR*

Chapitre 4

1. Qu'est-ce qu'un profil d'intégration IHE ?
 - C. La spécification d'un domaine d'activité pour lequel on spécifie les acteurs mis en jeu et les transactions entre ces acteurs
2. Certains des échanges mis en évidence sur la figure 4.3 peuvent être réalisés dans le cadre du profil d'intégration IHE *Scheduled workflow*.

Identifier à quelles transactions précises de ce profil (figure 4.2 et [tableau 4.3](#)) correspondent les flux suivants du schéma de la figure 4.3 :

- A. Flux 1 : transaction #1 (Enregistrement du patient)
 - B. Flux 2 et 3 : transaction #2 (Demande d'examen)
 - C. Flux 5 : transaction #5 (Demande de liste de travail de modalité)
 - D. Flux 6 et 7 : transaction #8 (Stockage d'images par une modalité) puis transaction #10 (Demande d'accord de stockage)
 - E. Flux 8 : transaction #7 (Notification par une modalité d'une étape d'examen réalisée)
3. Concernant la compréhension des références faites au standard DICOM, une *presentation state* est :
- B. Un objet décrivant des traitements simples à appliquer à une image lors de sa présentation
4. Un *key object selection* est :
- B. Un document structuré spécifiant les images présentant un intérêt particulier
5. WADO désigne :
- A. Une possibilité d'échange d'objets DICOM persistants en utilisant un format d'URL/URI et le standard HTTP
6. La *DICOMisation* est un traitement :
- C. Transformant une image non-DICOM en objet DICOM

Index

A

Adapté (filtre morphologique), 50
Algébrique (reconstruction), 68, 94
Analogique (image), 5
ART (algorithme), 68

C

Comptes rendus structurés, 130, 136, 137, 139, 140
Conditionnement (nombre de), 62, 72
Convolution, 19
Coupe centrale (théorème de la), 63, 83, 93

D

DICOM
– (comité), 100
– (objets conventionnels), 119
– (objets enrichis), 119
– et dosimétrie, 141
– et intégration des systèmes, 144
– et systèmes d'information de santé, 143
– et technologies du web, 145
Dilatation, 40, 44
Dirac
– (impulsion de), 15
– (peigne de), 15

E

Échantillonnage, 24
Entités d'application, 127
Érosion, 40, 44

F

Fermeture, 42, 44
Filtrage linéaire, 28
FOREX, 89
Fourier slice theorem, 63, 83, 93
Fréquence-distance (principe), 77

G

Galerkine (matrice de), 72
Géodésique (filtre), 47
Gradient conjugué, 71

I

Imagerie
– diagnostique, 157
– thérapeutique, 159
IOD
– (composite), 109
– (*Normalized*), 113
IRM, 119, 122, 137, 153

L

Lanczos (méthode de), 72
Lissage sur masque adapté, 36
Loi HPST, 155

M

MAP-EM-OSL (algorithme), 75
Médian (filtre), 36, 38
Michelogramme, 90
ML-EM (algorithme), 71
Morphologique (centre), 49
Morphologique (filtre), 41

N

Numérique (image), 5

O

Orlov (condition d'), 85
OSEM (algorithme), 71
Ouverture, 42, 44

P

PACS, 121, 144, 154, 155
– de deuxième génération, 156
– et flux de données, 181
– et téléradiologie, 159
Passe-bas (filtre), 30
Passe-haut (filtre), 31
Projection, 54

R

Radon
– (matrice de), 59
– (transformée de), 57
Rebinning, 87, 92
Régularisation, 74

Réponse

- en fréquence, 21
- impulsionnelle, 19

Résolution, 19

Rétroprojection, 57

- filtrée, 65, 93

S

Scanner, 122, 159

Shannon (théorème d'échantillonnage de), 24

Systèmes d'information

- de santé, 140
- radiologique (SIR), 141, 156, 177, 179

T

Tikhonov (régularisation de), 75

Tomographie

- 2D, 54

- 3D, 78

Transformation de Fourier, 8

V

Volume partiel
(effet de), 21

W

Workflow, 121

473685 – (I) – (0,9) – C1/2M 115° - TD

Elsevier Masson S.A.S - 62, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux Cedex
Dépôt légal : avril 2013

Achevé d'imprimer sur les presses de Printer Trento
mars 2013

Imprimé en Italie