

Figure 21.31 Principe de l'acquisition hélicoïdale.

On obtient l'acquisition d'un volume par le déplacement du lit du patient pendant la rotation (mode hélicoïdal ou spiralé) ou en utilisant un détecteur multilinéaire (cf. fig. 21.31). Les scanners multicoupes, utilisés en mode hélicoïdal, constituent le standard actuel, et la tendance pour le futur est l'utilisation d'un détecteur plan qui permettra l'acquisition d'un volume en une seule rotation.

De curieux détours, qui en valaient la peine

Le premier tomodensitomètre a été l'EMI-scan, produit par la firme EMI qui cherchait alors à réinvestir les bénéfices des Beatles; elle a ainsi financé les travaux de Godfrey N. Hounsfield qui y travaillait depuis 1951. Il avait pris connaissance des travaux d'un certain Allan M. Cormack, rejoignant ceux d'astrophysiciens qui travaillaient à la localisation de radiosources stellaires en reconstruisant les signaux venant d'un espace immobile et détectés sur une Terre en rotation continue... En 1972, Hounsfield publiait ses résultats sur la tomographie par ordinateur (CT, *computerised tomography*).

Le prix Nobel a été attribué inhabituellement tôt à Hounsfield, dès 1979. Il l'obtenait conjointement avec Cormack qui, à partir des travaux de Johann Radon en 1917, avait élaboré dès 1964 le principe de la reconstruction tomographique sur ordinateur appliquée à la tomographie d'émission de positons (TEP).

Trente ans après sa mise au point, la tomodensitométrie représentait 40% de la radiologie (en 2004).

► Paragraphe 22.2



Figure 21.32 Coroscanner : cas particulier d'une endoprothèse (stent) de l'interventriculaire antérieure, dont on vérifie l'imperméabilité. © CNEBMN.

b) Les applications courantes du scanner X

Le scanner X est particulièrement bien adapté à l'imagerie des tissus mous et des os. Selon une enquête de 2002 (*Biomedical Science*), les applications les plus courantes sont l'imagerie de l'abdomen (26%), le cerveau (22%) et la moelle épinière (26%). L'augmentation de la vitesse de rotation (inférieure à 0,5 s/tr) et des acquisitions, ainsi que la multiplication des barrettes de détecteurs, permet d'accéder à l'imagerie cardiaque et à l'imagerie 4D (acquisitions synchronisées sur l'ECG) (cf. fig. 21.32).

L'informatique permet également des représentations tridimensionnelles utiles aux chirurgiens (cf. fig. 21.1), des simulations d'endoscopie, des ajustements de prothèse. Le scanner X est utilisé non seulement en diagnostic radiologique, mais aussi pour le planning de radiothérapie, et plus récemment, couplé à l'équipement TEP (tomographie à émission de positons), pour le calcul de l'atténuation, ainsi que pour le re-

péragé morphologique des fixations du produit radiopharmaceutique (cf. fig. 22.20).

► Paragraphe 26.5.3

c) Les éléments constitutifs du scanner X

► Paragraphe 22.2.3

Le scanner X utilise un générateur X de forte puissance permettant de maintenir un tir continu à forte intensité (de l'ordre de 500 mA) pendant une acquisition complète (généralement 30 s). La haute tension du tube RX (140 kV) est associée à une filtration de cuivre, ce qui conduit à une énergie moyenne du faisceau incident au détecteur d'environ 80 keV. Cette énergie élevée réduit en particulier le phénomène de durcissement de spectre, préjudiciable à la précision de la mesure (dans la mesure où les coefficients d'atténuation varient avec l'énergie des photons). La taille du foyer est de l'ordre du millimètre, cohérente avec le pas des éléments détecteurs.

Un collimateur primaire (à la sortie du tube RX, avant le sujet) définit la largeur de la coupe. Un collimateur spécifique, à l'entrée du détecteur, réduit le rayonnement diffusé, préjudiciable à la précision du calcul de l'atténuation.

Les détecteurs des scanners X

Les détecteurs utilisés sur les scanners doivent répondre à des caractéristiques particulières, parmi lesquelles :

- une dynamique élevée, de l'ordre de 10^5 - 10^6 , soit 18 à 20 bits ;
- une très grande rapidité, le détecteur devant suivre une décroissance de la fluence photonique d'un facteur 10^4 à 10^5 en 1 ms.

Le pas des éléments détecteurs est d'environ 1 mm, et conduit à une résolution spatiale de l'ordre 0,5 mm, compte tenu du rapport de grandissement proche de 2. Grâce à des barrettes de détecteurs, les scanners permettent l'acquisition de 16 à 64 coupes simultanées.

Les scanners X ont utilisé pendant longtemps des détecteurs à base de xénon sous haute pression, sur le principe de la chambre d'ionisation (cf. § 16.1.1). Aujourd'hui, la plupart des détecteurs utilisent des ensembles scintillateur-photodiodes, sur la base d'un scintillateur céramique spécifique étudié pour être suffisamment rapide. Les scintillateurs les plus utilisés sont le $Gd_2O_2S:Pr,Ce,F$, le $Gd_2O_2S:Pr$ et le $YGdO:Eu,Pr$. L'arrangement géométrique des détecteurs multicoupes est tel que la largeur des tranches acquises soit modulable : par exemple, coupe fine 0,5 mm ou 1 mm, coupe large 2,5 mm, voire 5 mm. On peut ainsi faire varier la taille des détecteurs, le groupement de ces détecteurs à la lecture, et la collimation du faisceau. Les arrangements de détecteurs peuvent être symétriques, asymétriques ou hybrides (cf. fig. 21.33).

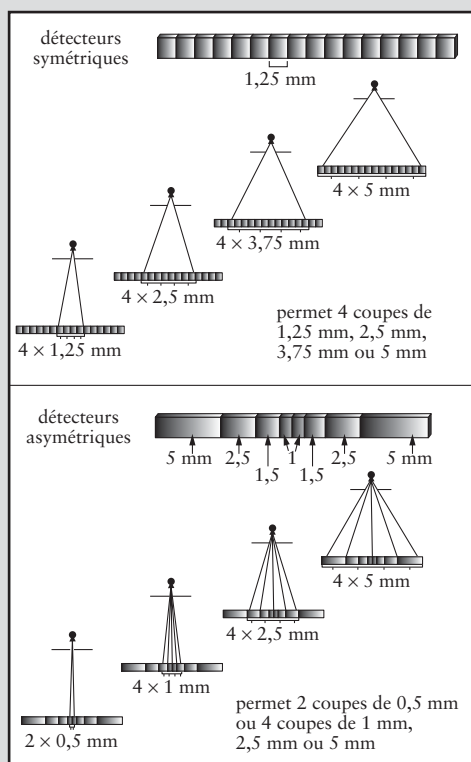


Figure 21.33 Schéma des principaux arrangements géométriques de détecteurs multilinéaires pour scanner X.

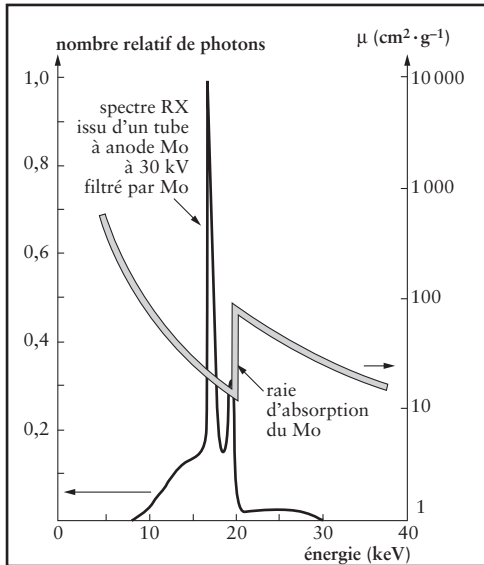


Figure 21.34 Spectre typique d'un tube RX pour la mammographie. (D'après J.-L. Lamarque et coll., Mammographie, Pradel, 1991.)

21-4-4 La mammographie

La mammographie (radiographie des seins) connaît un développement important compte tenu de l'incidence croissante des cancers du sein chez la femme, cette technique d'imagerie restant à ce jour la plus fiable pour assurer une détection précoce. On cherche à détecter des opacités tumorales de faible contraste associées ou non à des foyers de microcalcifications (dimensions typiques : quelques centaines de μm).

La mammographie est réalisée avec un équipement dédié, utilisant un tube à rayons X le plus souvent à anode de molybdène et une filtration de molybdène, délivrant un spectre d'énergie moyenne 17 keV bien adaptée (cf. fig. 21.34).

Le sein est comprimé pour diminuer le rayonnement diffusé, important à basse énergie. Un détecteur à haute résolution spatiale est requis pour cette application. On utilise une cassette film-écran spécifique, de dimensions typiques 18×24 cm ou 24×30 cm, composée d'une émulsion

photographique monocouche associée à un seul écran mince permettant d'atteindre une résolution supérieure à 15 pl/mm. La mammographie numérique utilise de plus en plus des détecteurs plats mis au point spécifiquement pour cette application : détecteur plat à base de

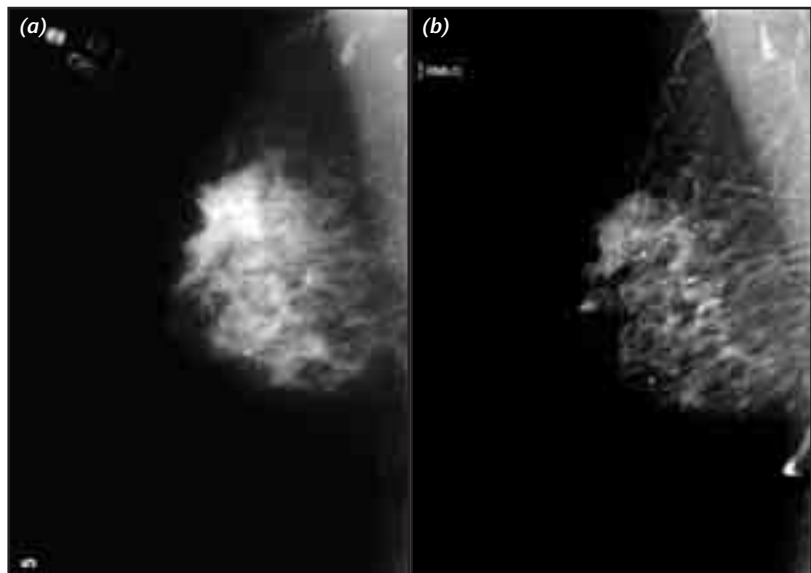


Figure 21.35 Mammographie : (a) image analogique et (b) image numérique d'une lésion mammaire (incidence oblique); on recherche en particulier les microcalcifications. © Dr E. Poncelet, CHU de Lille.

CsI(Tl) au pas de 100 μm ou détecteur plat à base de a-Se au pas de 70 μm , particulièrement bien adapté pour sa haute résolution spatiale.

On utilise en général deux incidences : craniocaudale et médio-latérale pour éliminer les problèmes de superposition de structures qui perturbent la lisibilité des clichés (*cf.* fig. 21.35). On utilise ce type d'appareil pour :

- le dépistage (patients asymptomatiques);
- le diagnostic (patients symptomatiques);
- la ponction mammaire assistée par radiographie stéréotaxique, utilisant le plus souvent deux clichés sous des incidences de $+30^\circ$ et -30° permettant de déterminer la position en 3D de l'aiguille et de guider ainsi la ponction.

21-4-5 La radiologie dentaire

La radiologie dentaire a ses propres équipements utilisés dans les cabinets dentaires. Le volume d'examens est particulièrement important. On distingue deux types d'équipements.

a) La radiographie intraorale

L'équipement utilise un tube à rayons X à anode fixe de faible puissance fonctionnant à une haute tension typique de 50 kV. Le cliché radiographique était, jusqu'à une époque récente, réalisé exclusivement à l'aide de films sans écran permettant d'atteindre une très haute résolution spatiale. La disponibilité de capteurs numériques permet aujourd'hui de réduire sensiblement les doses de rayonnement (d'un facteur 5 à 10). Le capteur intraoral, de dimension 2×3 cm, est généralement constitué d'un capteur CCD (*charge coupled device*) recouvert d'un écran luminescent à base de terres rares ou en CsI(Tl). Des solutions à base de capteurs CMOS apparaissent pour remplacer le capteur CCD. Il existe aussi des solutions de détecteurs à base d'écran radioluminescent à mémoire photostimulable (ERLM).

b) Le panoramique dentaire

Cet équipement spécifique permet de réaliser la vue panoramique de la mâchoire entière; il utilise, par le déplacement relatif du tube et du détecteur, le principe de la tomographie longitudinale, afin que seul le plan de la mâchoire soit net, les autres structures du crâne étant rendues floues par le mouvement. Des capteurs numé-

Radiographie et synchrotron : un domaine de recherche très particulier

Les électrons accélérés dans un synchrotron sont hautement monoénergétiques et, comme toute charge accélérée, ils émettent un rayonnement électromagnétique; la lumière synchrotron est intense, très localisée, de spectre très monochromatique, réglable sur une gamme d'énergie de 10 à 100 keV. Ce haut flux de rayons X permet de réaliser des explorations radiographiques particulières.

Par exemple, après injection par voie veineuse d'iode ou de gadolinium, deux images sont simultanément acquises à deux énergies de photons différant d'environ 250 eV, mais situées de part et d'autre de la discontinuité K de l'élément (33 keV pour l'iode). La soustraction des deux images donne un résultat nul là où il n'existe pas de produit de contraste, et un résultat proportionnel à sa concentration là où il est présent, par exemple dans les artères coronaires. Étant donné l'absence de rayonnement diffusé, l'irradiation reçue par le patient est finalement plus faible qu'en radiographie classique.

Il est également possible de réaliser une tomodensitométrie en faisant tourner le patient devant le faisceau de rayons X : sa monochromaticité, sa focalisation et l'absence de diffusé fournissent des images de haute résolution et permettent une quantification très précise.

riques sont proposés pour cette application. Ils sont généralement constitués d'une barrette CCD multilinéaire, de dimensions typiques 15×1 cm, associée à un scintillateur. Une lecture de type TDI (*time delay integration*) permet de synchroniser le déplacement du capteur en translation circulaire autour du crâne et le déplacement des charges lues par le capteur CCD.

21-5 L'absorptiométrie

L'absorptiométrie a pour but de quantifier l'atténuation d'un faisceau de photons X ou γ après traversée des tissus biologiques *in vivo*, et de mesurer la masse de tissu responsable de cette atténuation. L'os est le principal tissu concerné par ces techniques car il contient une forte proportion d'éléments de numéro atomique élevé (calcium et phosphore), qui vont atténuer les photons de façon importante et produire un bon contraste avec les tissus mous.

On emploie souvent aussi le terme d'*ostéodensitométrie*, qui peut recouvrir un grand nombre de méthodes, depuis la mesure de la densité optique sur film radiographique jusqu'à la tomодensitométrie quantitative sur scanner X. Nous n'aborderons ici que les méthodes d'absorptiométrie *stricto sensu*.

21-5-1 L'absorptiométrie monophotonique

Les premiers appareils de densitométrie disponibles sur le marché utilisaient la technique de l'*absorptiométrie monophotonique* (ou SPA, *single photon absorptiometry*), introduite par Cameron et Sorensen en 1963, restée longtemps la plus largement utilisée pour mesurer l'avant-bras. D'autres auteurs ont mesuré aussi le fémur et le calcaneum.

On utilise une source radioactive monoénergétique telle que l'iode 125 (27,3 keV) ou l'américium 241 (60 keV), très collimatée, couplée à un monodétecteur. L'ensemble fait un balayage perpendiculairement à la diaphyse de l'os (cf. fig. 21.36).

Il est nécessaire de faire une égalisation des parties molles, soit en comprimant légèrement la cuisse (mesure sur la diaphyse fémorale), soit en immergeant l'avant-bras ou la main dans un bac d'eau, dans le cas du radius ou des phalanges. La distance parcourue par les rayons est

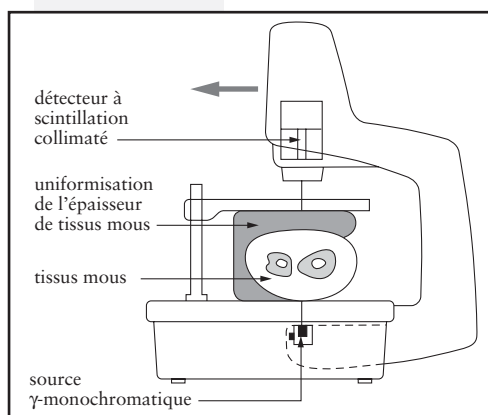


Figure 21.36 Schéma de l'appareil de Norland-Cameron.

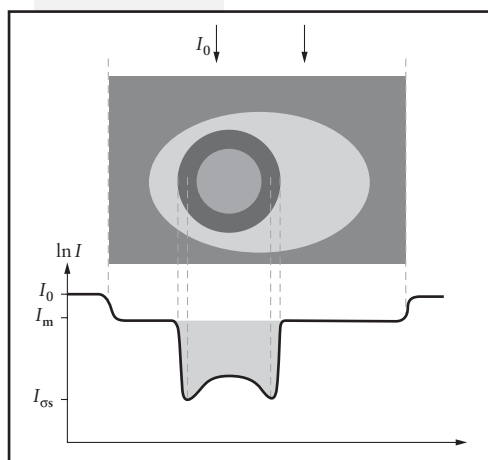


Figure 21.37 Principe de la mesure par SPA.

alors connue et est identique en tous les points de la zone de mesure (cf. fig. 21.37).

Calcul fondamental de l'absorptiométrie

On considère qu'il n'y a que deux matériaux : l'os, traversé sur une épaisseur x_{os} et le tissu mou, traversé sur une épaisseur x_m . L'os est assimilé à un cylindre (cf. fig. 21.37). On pose $L = x_{os} + x_m$, avec L : hauteur en cm, x_{os} : épaisseur d'os traversée et x_m : épaisseur de tissu mou traversée en cm.

En chaque point de mesure des flux émergents I , on a :

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \mu_{os} x_{os} + \mu_m x_m$$

Au niveau du tissu mou seul :

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_m}\right) = \mu_m L \quad \text{et} \quad \mu_m = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I_m}\right)}{L}$$

Au niveau de l'os :

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_{os}}\right) = \mu_{os} x_{os} + \mu_m (L - x_{os})$$

d'où :

$$x_{os} = \frac{\ln I_m - \ln I_{os}}{\mu_{os} - \mu_m}$$

On multiplie x_{os} par la densité ρ ($\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$) et on intègre sur l'ensemble de la zone de mesure (en grisé sur le profil de la figure 21.37).

Le résultat est la masse de tissu osseux en $\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$.

21-5-2 L'absorptiométrie biphotonique

La technique d'*absorptiométrie biphotonique* utilise deux rayonnements pour s'affranchir des limitations des techniques monophotoniques qui nécessitent une égalisation des parties molles.

Elle est utilisée pour les sites sensibles à la fracture ostéoporotique : le rachis et le col du fémur, inaccessibles avec les techniques monophotoniques en raison de la grande épaisseur et de la composition variable des tissus mous à ce niveau. Elle est devenue la méthode de référence en ostéodensitométrie (mesure de la masse minérale osseuse). Des tubes à rayons X ont maintenant remplacé les sources isotopiques initialement utilisées (principalement le gadolinium 153). Cette technique est couramment appelée DEXA (*dual energy X-ray absorptiometry*).

a) Le principe de la mesure

Le corps humain est considéré comme étant à deux compartiments seulement : le minéral osseux et le tissu mou. En réalité, la composition du corps humain peut, du point de vue de l'atténuation des rayons X, se ramener à trois compartiments : l'os, les tissus maigres et la graisse, qui ont chacun des coefficients d'absorption assez différents. En théorie, il faudrait donc utiliser trois rayonnements monochromatiques d'énergies différentes pour les séparer et résoudre un système de trois équations à trois inconnues. Un tel système se trouve être mathématiquement instable, c'est pourquoi l'on n'emploie que deux énergies, en regroupant la graisse et les tissus maigres dans les tissus mous.