

Chapitre 5

Tomodensitométrie (imagerie scanner)

3.1 Introduction

Depuis l'apparition de la radiographie conventionnelle, consécutive à la découverte des rayons X par Wilhelm C. Röntgen en 1895, d'autres techniques d'imagerie permettant de visualiser plus de structures anatomiques de manière volumique ont été développées. En effet, la principale limitation de la radiographie conventionnelle est liée au principe même de cette technique qui repose sur la projection en deux dimensions d'un ensemble tridimensionnel de structures traversées par le faisceau de rayons X incident. Par conséquent, une partie des informations contenues dans l'image formée demeure inexploitable, masquée par les superpositions. De plus, la position des différentes structures les unes par rapport aux autres peut être ambiguë.

La tomodensitométrie, appelée aussi scanographie ou CT-scan (computerized tomography en anglais), résout ce problème en réalisant, pour la zone étudiée des images de coupes fines sous différents angles. Le scanner permet ainsi une visualisation en profondeur.

- Il revient à Godfrey Hounsfield d'avoir décrit et réalisé en 1972 la première TDM alors qu'Allan Cormack avait bâti 15 ans plus tôt le corpus mathématique nécessaire à son développement ; ils se partagèrent le prix Nobel de médecine de 1979.
- Depuis les premières images TDM acquises en 1972, cette technique a connu un important et rapide essor technologique permettant d'abord une diminution du temps d'acquisition (de 6 coupes de 13 mm chacune en 35 minutes initialement à 384 coupes contiguës de 0,6 mm en 66 ms en 2016). Les principales innovations se sont efforcées récemment d'apporter une diminution notable de la dose d'exposition délivrée au patient tout en améliorant la qualité de l'image.

4.2 Terminologie

Une multitude de noms désigne le matériel et le procédé de production de l'image. La terminologie utilisée par Hounsfield était : computerised axial tomography ou computerized transverse axial scanning. En français, le procédé est dénommé « tomodensitométrie » (TDM) ou « scanographie », et l'appareil est dénommé « tomodensitomètre » ou « scanner ». En anglais «CT» (abréviation de computed tomography) désigne la technique d'imagerie et « CT-scan » ou «

scanner » le matériel.

4.3 Principes de base

En tomodensitométrie, plusieurs faisceaux de rayons X (photons) en kilovoltage (kV) traversent un volume souhaité du corps sous plusieurs angles (généralement plus de 180 degrés). Un dosimètre est placé du côté opposé du volume et mesure la quantité de rayons X qui l'atteignent. Cela permet de déterminer l'atténuation des faisceaux individuels lorsqu'ils traversent le volume. Il convient de noter que lorsque des rayons X de haute énergie traversent un tissu ou un matériau, une atténuation (absorption – diffusion) du faisceau se produit. Cependant, aux basses énergies (kV), la diffusion est négligeable ; par conséquent, seule l'absorption des rayons X est prise en compte en tomodensitométrie où un faisceau kV est utilisé. Chaque partie du volume peut être considérée comme un « voxel » (un pixel tridimensionnel) avec une largeur, une hauteur et une profondeur. Chaque faisceau traversera un certain nombre de voxels lorsqu'il traversera le volume. L'absorption du faisceau lors de son passage à travers le volume peut être considérée comme la somme des absorptions dans chaque voxel traversé. Cela peut aller jusqu'à 512 voxels pour les scanners modernes. Le passage des faisceaux de rayons X provenant de différentes directions, passant et absorbés par une tranche du corps et détectés par des détecteurs, est donné sur la figure 4.1.

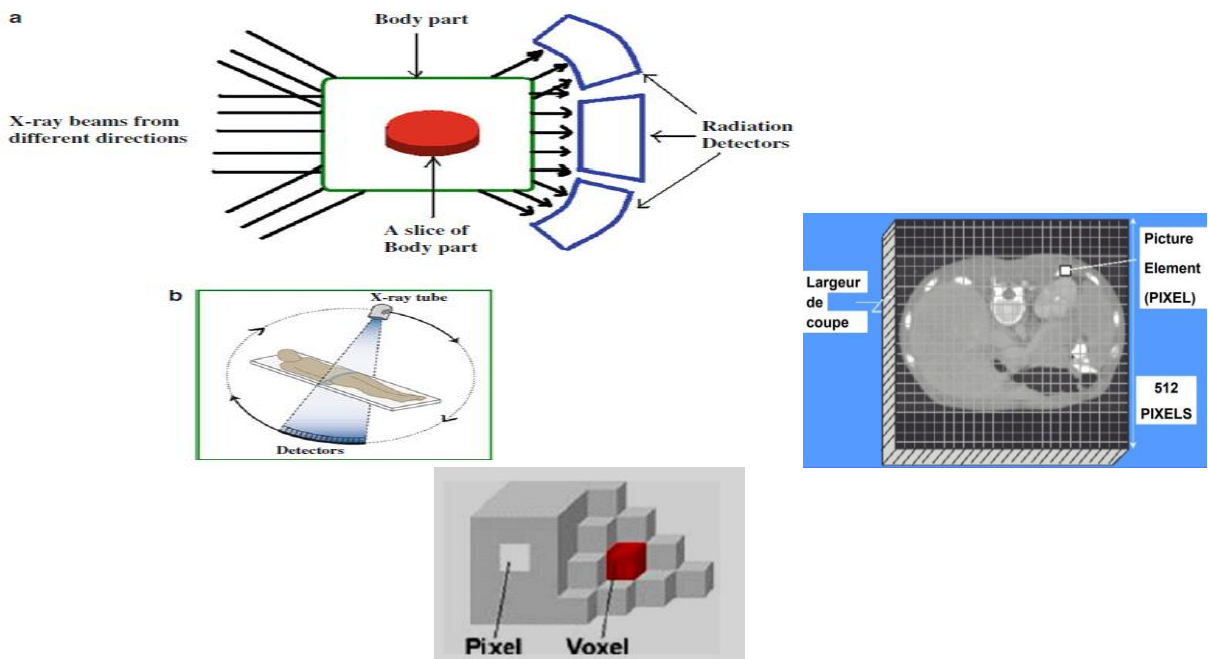


Figure 4.1 : (a) Absorption de faisceaux de rayons X multidirectionnels par une tranche de corps ;

(b) des détecteurs enregistrent les rayons X traversant la section du corps.

Un ordinateur est ensuite utilisé pour résoudre une équation simultanée comportant jusqu'à 512 variables, en utilisant les informations d'absorption de chaque faisceau sous la forme de coefficients d'absorption « μ ». Il s'agit d'un processus que les ordinateurs sont capables d'effectuer rapidement et précisément, à condition qu'ils disposent de bonnes informations revenant de l'absorption des photons. Une fois l'absorption de chaque voxel déterminée, le système informatique attribue une unité Hounsfield à chaque partie du volume. Les unités Hounsfield (unités spéciales en CT) vont de 1000 (air) à 0 (eau) et à +1000 (os cortical). Le tableau 4.1 montre les coefficients d'absorption (μ) de diverses parties du corps par rapport aux coefficients d'absorption de l'air et de l'eau.

Tableau 4.1 : Coefficients d'absorption de divers tissus corporels

Tissu	Coefficient d'absorption μ (cm^{-1})
Air	0,0004
Graisse	0,185
Eau	0,206
Sang	0,208
Matière grise	0,212
Matière blanche	0,213
Os	0,528

4.4 Constitution et caractéristiques de l'installation

Le scanner (fig. 4.1) se compose d'un statif, ou gantry, renfermant le tube à rayons X et les filtres, le générateur à haute tension, le détecteur ainsi que le système d'acquisition (DAS, Data Acquisition System), de l'électronique de contrôle et la climatisation de l'ensemble. La table sur laquelle s'allonge le patient rentre dans un tunnel très court afin d'atteindre le plan d'acquisition. Les données sont traitées par un ordinateur spécialisé dans la reconstruction d'images. Une console permet de planifier l'acquisition et de lire les images. Des armoires annexes contiennent une partie de la climatisation et de la distribution électrique.

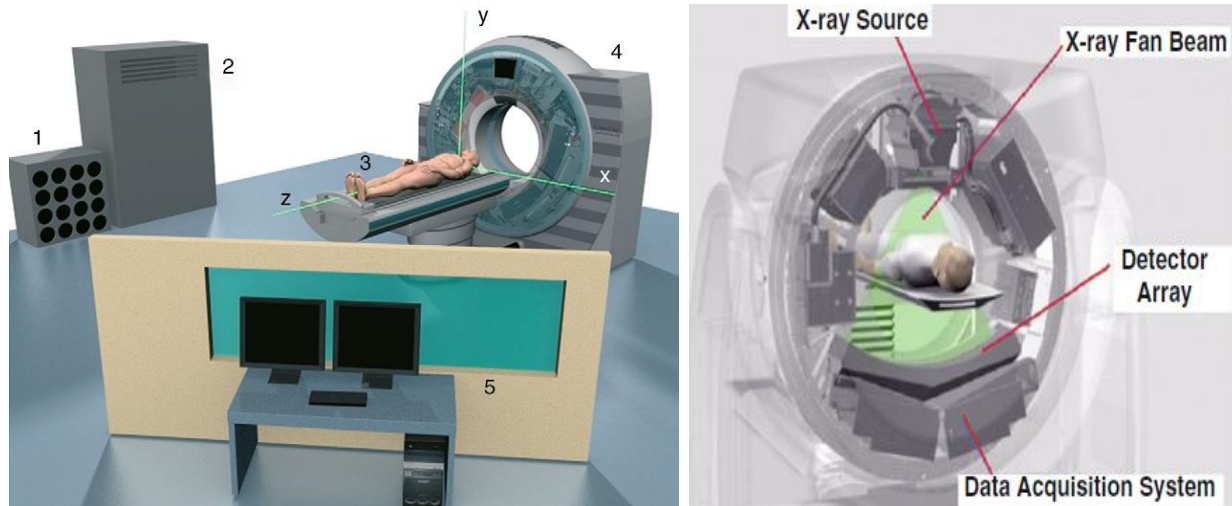


Figure 4.2 : Constitution d'une installation de tomodensitométrie.

1. Reconstructeur d'image. 2. Armoire de distribution électrique. 3. Table d'examen. 4. Statif.
5. Pupitre de commande.

L'examen commence toujours par une acquisition en mode radio nommé topogramme, scoutview, sureview selon les constructeurs, avec le tube en position haute ou latérale, la table se déplaçant lors de l'émission de rayons X. Une image de type radiologique est ainsi générée sur laquelle la zone d'acquisition est positionnée par le manipulateur.

Le scanner dispose d'un plan d'acquisition privilégié. Celui-ci est perpendiculaire au plateau de table et coupe le patient selon un plan transverse défini par les axes x et y. La table se déplace selon un axe tête-pieds repéré z. Le plan (x, y) est qualifié d'axial ou transverse, celui (x, z) de coronal ou frontal, et celui (y, z) de sagittal.

Tableau 4.1 :Caractéristiques techniques du modèle de scanner Definition AS + , Siemens
(2008)

Géométrie	
Distance foyer-isocentre	565 mm
Distance foyer-détecteurs	1 040 mm
Ouverture du faisceau	54,4°
Diamètre tunnel	78 cm
Caractéristiques mécaniques	
Inclinaison du statif	± 30°
Poids du statif	2 250 kg
Longueur d'acquisition	2 m
Charge maximale sur la table	220 kg
Tube-générateur	
Haute tension	80 kV, 100 kV, 120 kV et 140 kV
Puissance maximale	100 kW (140 kV et 714 mA)
Foyer	Petit foyer : 0,6 × 0,6 mm
	Grand foyer : 0,9 × 1,1 mm
Acquisition	
Pitch	De 0,1 à 1,5
Vitesse de rotation	De 300 ms à 1 000 ms
Collimation	128 × 0,6 mm avec foyer flottant
	12 × 0,3 mm avec grille zUHR
Reconstruction	0,4 mm
Détecteurs - Reconstruction	
Champ d'acquisition	50 cm (extensible à 78 cm)
Nombre de canaux (plan <i>x, y</i>)	736
Nombre de barrettes (axe <i>z</i>)	64
Nombre de projections sur 360°	1 152, 2 304, 4 608 selon foyer flottant (<i>x, y, z</i>)
Vitesse de reconstruction	40 images/s
Matrice de reconstruction	Carrée (256 ² ou 512 ²) et rectangulaire (de 512 à 2 048)
Stockage images	520 000 images
Stockage données brutes	750 Go

4.5 Différentes générations

Le principe de base consiste à effectuer une rotation autour du patient à l'aide d'un ensemble tube-détecteurs, afin d'obtenir des valeurs d'atténuation selon différents angles. Du côté tube, un collimateur permet de calibrer l'épaisseur et la largeur du faisceau de rayons X afin de n'exposer que le volume nécessaire à la production de l'image et ainsi ne pas sur-irradier le patient. La tranche obtenue, traitée informatiquement, se compose de parallélépipèdes rectangles appelés « voxel ». S'il dispose d'arêtes de même dimension, il se nomme voxel isotrope. L'image reconstruite se compose de pixels, éléments à deux dimensions.

4.4.1 Première génération : translation-rotation mono-détecteur

1971 : Le scanner développé par Hounsfield repose sur deux mouvements successifs : une translation de l'ensemble tube-détecteur, ce dernier étant composé de deux détecteurs juxtaposés dans l'axe z, d'un côté à l'autre du patient, produisant 160 lectures, suivie d'une rotation de 1° de l'ensemble, puis de nouveau une translation et ainsi de suite (fig. 4.2). Le faisceau de rayons X a la forme d'un fin pinceau. Le processus s'arrête après une demi-révolution. Les temps d'acquisition variaient de cinq à vingt minutes pour l'obtention de deux tranches, soit une durée d'examen de trente-cinq minutes pour six images. La matrice de reconstruction était de 80×80 pixels de 3 mm de côté pour une épaisseur de 13 mm avec un temps de reconstruction de sept minutes par image. Ce modèle explorait exclusivement le crâne. L'appellation « mono-détecteur » provient de la présence d'un seul détecteur dans le plan axial.

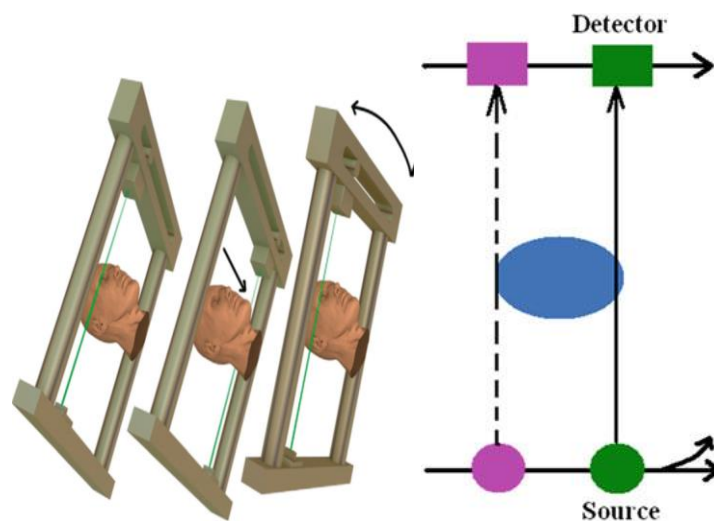


Figure 4.2 : Principe d'un scanner de première génération à translation-rotation.

4.4.2 Deuxième génération : translation-rotation multi-détecteurs

1973 : Cette génération ne se distingue de la précédente que par l'augmentation du nombre de détecteurs (de huit à trente) dans le plan (x, y), fournissant ainsi un angle d'ouverture du faisceau de 10° environ. Cela permettait de diminuer le temps d'acquisition à moins de vingt secondes et ainsi d'obtenir une coupe sur le thorax ou l'abdomen en une apnée. Les deux premières générations disposent d'une géométrie parallèle du faisceau de rayons X.

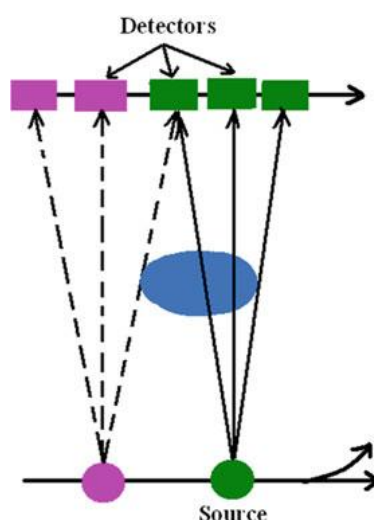


Figure 4.3 : Scanner de deuxième génération.

4.4.3 Troisième génération : faisceau en éventail (fan beam)

1976 : Suppression de l'étape de translation : l'ensemble effectue un mouvement de rotation alternée autour du patient. L'angle du faisceau de rayon X s'élargit et peut atteindre 60° (fig. 4.3). Sur les derniers scanners de ce type, le temps de balayage pour une rotation pouvait atteindre deux secondes. Le faisceau de rayons X en forme d'éventail est dirigé vers une rangée de détecteurs en forme d'arc. Le tube à rayons X et le réseau de détecteurs tournent autour du patient et des projections sont obtenues lors de cette rotation. Le faisceau en éventail rotatif construit spatialement une matrice de cellules de données sur la tranche du patient lors de sa rotation de 360° ;

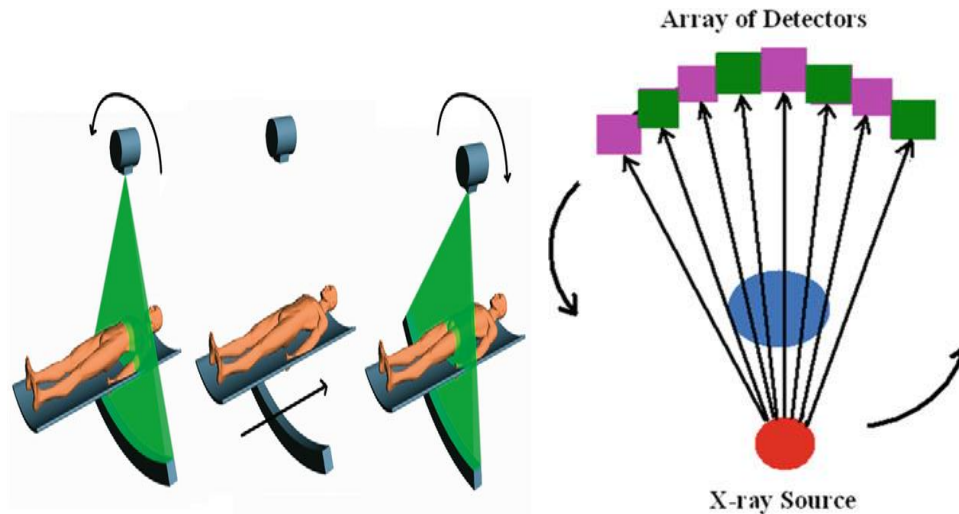


Figure 4.4 : Scanner de troisième génération fan beam.

4.4.4 Quatrième génération : couronne circulaire de détecteurs

La quatrième génération de CT est différente des trois générations précédentes car dans cette génération, seule la source tourne dans un anneau stationnaire de détecteurs. Les détecteurs sont disposés à 360° autour du patient (ou d'une partie du corps du patient), il n'est donc pas nécessaire de faire pivoter ces détecteurs. Seule la source tourne, et peu importe où se trouve la source, un ou plusieurs détecteurs recevront et enregistreront les rayons X après avoir traversé la partie du corps du patient. La figure 4.5 montre une source de rayons X rotative et un réseau de détecteurs à 360° autour de la coupe du corps du patient. Cette génération dispose d'un faisceau en éventail encore plus grand avec un FOV (field of view -champ de vision) complet, ce qui réduit considérablement le temps de numérisation. Les premières versions comptaient environ 600 détecteurs, mais les dernières machines en utilisent jusqu'à 4 800.

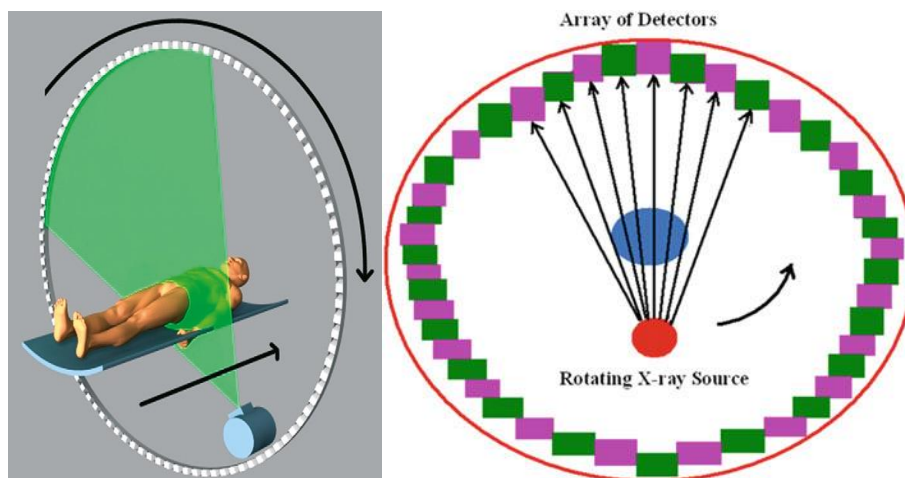


Figure 4.4 : Scanner de quatrième génération à couronne fixe de détecteurs.

4.4.5 Cinquième génération

Dans cette génération, le tube à rayons X est un grand anneau (un grand arc de tungstène /210°) qui entoure le patient, se trouve directement en face de l'anneau détecteur, contrairement à l'anneau détecteur. Cette génération de scanner est principalement utilisée pour l'imagerie tomographique cardiaque dite ciné ou cinématographe. Aucune partie du portique (parties rotatives du scanner) ne bouge. La machine de numérisation est capable de réduire le temps de numérisation à 50 ms. En conséquence, 17 coupes CT peuvent être numérisées par seconde. La figure 4.5 fournit une description du CT de cinquième génération. Dans cette génération, le détecteur de rayons X et l'anode du tube sont fixes et aucun mouvement de balayage mécanique ne se produit donc pour acquérir des données. L'anode (où les rayons X sont générés) est un très grand anneau semi-circulaire qui forme un arc autour du cercle de numérisation du patient. Les rayons X sont émis à partir du point où les électrons frappent l'anode cible. Les rayons X sont transmis à travers la tranche du corps et sont mesurés par un réseau fixe de détecteurs.

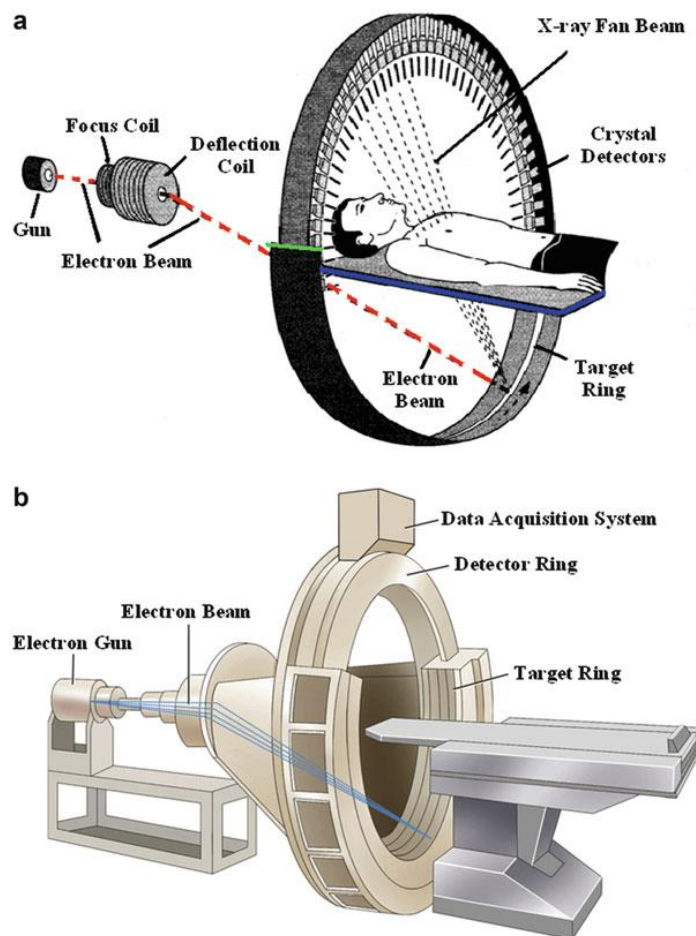


Figure 4.5 : Scanner de cinquième génération

4.4.6 Sixième génération

La tomographie de sixième génération, également appelée tomographie spirale ou hélicoïdale, a été introduite en 1990. Cette génération permettait l'acquisition d'images 3D en une seule apnée. En tomographie hélicoïdale, le tube à rayons X tourne et le patient est déplacé avec sa table lentement et en douceur dans le champ de numérisation à rayons X. En règle générale, un 360° complet est couvert pour collecter un ensemble complet de données. L'image est ensuite reconstruite et la table du patient est déplacée sur une petite distance à travers le statif (gantry) pour la section ou tranche transversale suivante. Cette procédure est répétée tranche par tranche. Étant donné que l'alimentation et les données sont transmises par câble, le tube/détecteurs tournent à 360° dans un sens, s'arrêtent, puis tournent à 360° dans le sens opposé. Ceci est nécessaire pour permettre la connexion de l'alimentation et câble de données pour le dérouler. L'acquisition de données est également effectuée en même temps et un ensemble continu de données pour l'ensemble du volume de la région est pris. Le taux d'acquisition des données est de 1 s par tranche. L'ensemble de la poitrine ou de l'abdomen peut être scanné et imagé en 30 s. La figure 8.12 montre le fonctionnement du scanner spirale ou hélicoïdal. Le CT en spirale présente les avantages et les inconvénients énumérés ci-dessous. Une vitesse élevée, une détection améliorée et un meilleur contraste sont tous les avantages de cette génération. Un autre avantage du scanner spirale est l'imagerie simultanée dans l'espace et dans le temps. Cela donne la possibilité d'examiner chaque partie du corps en 3D.

L'un des inconvénients de la CT spirale est la séquence scan-déplacement-scan (connue sous le nom de CT axial step-and-shoot) est encore quelque peu inefficace. Par exemple, si le balayage et le déplacement de la table prennent chacun 1s, seulement 50 % du temps est consacré à l'acquisition des données. De plus, les mouvements rapides de la table peuvent introduire des artefacts de mouvement de « tremblement des tissus » dans les images.

Une autre stratégie consiste à effectuer une rotation continue et à acquérir continuellement des données à mesure que la table (patient) se déplace en douceur à travers le statif ; la trajectoire résultante du tube et des détecteurs par rapport au patient trace un chemin hélicoïdal ou en spirale comme le montre la Fig. 4.6. Ce concept puissant permet des analyses rapides de l'ensemble des régions d'intérêt de l'axe z, dans certains cas en une seule apnée.

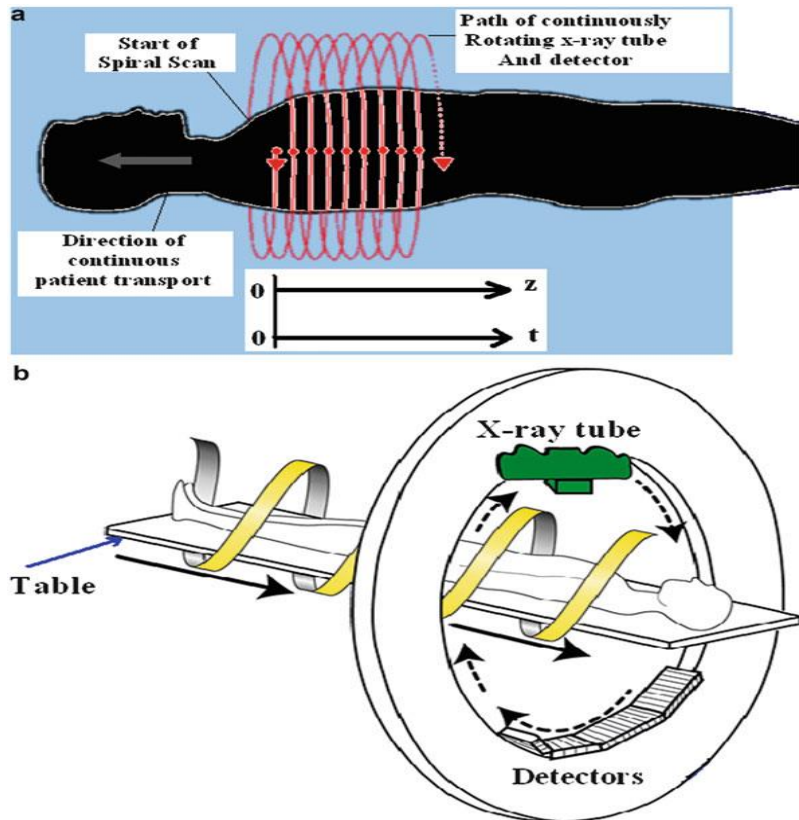


Figure 4.6 : Scanner de sixième génération

Certains concepts associés au scanner hélicoïdal sont fondamentalement différents de ceux du balayage axial. L'un de ces concepts est la vitesse à laquelle la table glisse à travers le statif par rapport au temps de rotation et aux épaisseurs de tranche acquises. Cet aspect est appelé *pitch* (pas) hélicoïdal et est défini comme le mouvement de la table par rotation. (généralement en millimètres) divisé par l'épaisseur de la tranche.

Mathématiquement, le *pitch* « P » est donné par :

$$P = \text{Déplacement de la table par rotation} / \text{largeur de tranche}$$

Quelques exemples sont les suivants : si la largeur ou l'épaisseur de la coupe est de 5 mm et que la table se déplace de 10 mm au cours d'une rotation du tube, alors le *pitch* = $\frac{10}{5} = 2$; si l'épaisseur de la coupe est de 6 mm et que la table bouge de 9 mm lors d'une rotation du tube, alors le *pitch* = $\frac{9}{6} = 1.5$; et si l'épaisseur de la tranche est de 10 mm et que la table bouge de 7 mm

lors d'une rotation du tube, le *pitch* est alors = $\frac{7}{10} = 0.7$.

Habituellement, un faible *pitch* entraîne une meilleure qualité d'image. Cependant, le choix de la hauteur dépend de l'examen, impliquant un compromis entre couverture et précision.

Étant donné que le *pitch* joue un rôle important dans la construction et la qualité de l'image et qu'il dépend de la vitesse de la table par rotation, la vitesse par rotation contrôle donc le *pitch* pour une

largeur de coupe fixe. La vitesse de table souhaitée T_s est donnée par :

$$T_s = (P \times M \times S) / \text{temps de rotation}$$

Où S est la largeur de la coupe et M est le nombre de coupes par rotation. T_s est généralement mesuré en millimètres par seconde.

4.4.7 Septième génération

La septième génération utilise un réseau multi-détecteurs (MDA), l'espacement des collimateurs est plus large et davantage de rayons X sont utilisés pour produire des données d'image. L'ouverture du collimateur dans un scanner à réseau unique augmente l'épaisseur de la tranche, mais réduit la résolution spatiale dans la dimension de l'épaisseur de la tranche. Par conséquent, l'épaisseur de la tranche est contrôlée par la taille du détecteur et non par le collimateur.

Un réseau de 4 détecteurs contigus de 5 mm donne un espacement des collimateurs de 20 mm. Le nombre de rayons X détectés est 4 fois supérieur à celui d'un simple réseau de 5 mm. De plus, des tranches de 10 mm, 15 mm, 20 mm peuvent être obtenues à partir de la même acquisition.

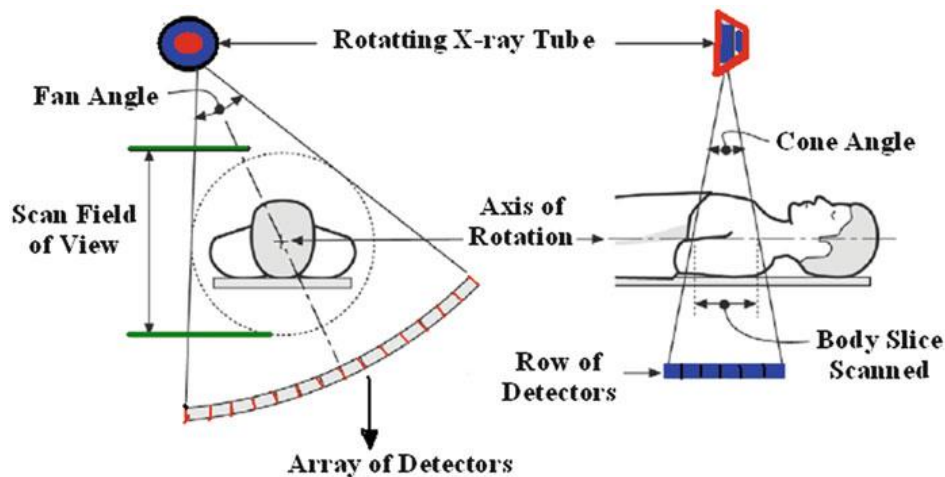


Figure 4.6 : Scanner de septième génération

Le faisceau de rayons X et le réseau de détecteurs (dans la direction z) acquièrent plusieurs coupes (4 à 64) simultanément. La figure 4.7 compare une analyse mono-coupe (single-slice) et multi-coupe (multi-slice).

La tomographie spirale multi-coupes et l'acquisition simultanée de quatre coupes ont été introduites par tous les grands fabricants. Plus tard, la tomographie à 8 coupes a été introduite en 2000, suivie de 16 coupes en 2001.

La génération la plus moderne de tomographie multi-coupes comprend 64 coupes par rotation, permettant une acquisition tomographique du corps entier avec une plage de balayage de 1500 mm en 22 à 25 s. Le développement des logiciels et des capacités informatiques

conduit au traitement et à la reconstruction en peu de temps.

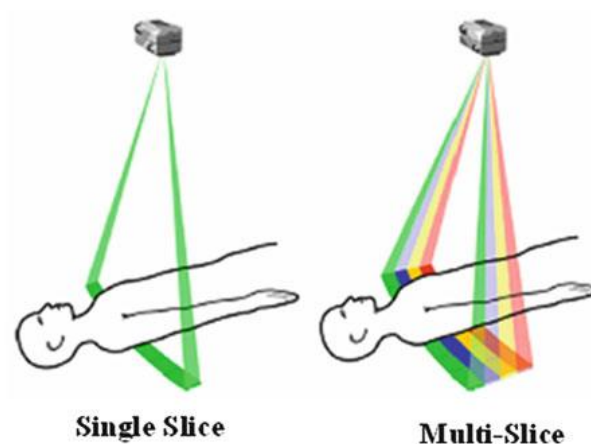


Figure 4.7 : Scanner de septième génération

Toutes les générations de CT sont comparées dans le tableau 4.2. La comparaison fournit une différence fondamentale entre les sept générations de CT.

Tableau 4.2 : Les générations du Scanner

Génération	Source	Source Collimation	Détecteur
Premier	tube à rayons X simple	Faisceau crayon (Pencil beam)	simple
Deuxième	tube à rayons X unique	Faisceau en éventail (Fan beam)	Plusieurs
Troisième	tube à rayons X unique	Faisceau en éventail	Beaucoup
Quatrième	tube à rayons X unique	Faisceau en éventail	Anneau fixe de détecteurs
Cinquième	De nombreuses anodes en tungstène dans un seul grand tube	Faisceau en éventail	Anneau fixe de détecteurs
Sixième	Tube à rayons X unique	Faisceau en éventail	Réseau unique de détecteurs
Septième	tube à rayons X unique	Faisceau conique (Cone beam)	Réseaux multiples de détecteurs

4.5 Constitution du détecteur

Les détecteurs traduisent les rayons X en signaux électriques. Leur architecture comprend un scintillateur, composé de terres rares convertissant les rayons X en lumière, collé sur une photodiode assurant la conversion en courant électrique. Le signal recueilli est de l'ordre du picoampère (10^{-12} A). Un traitement électronique intervient dans le DAS afin d'amplifier et de numériser les signaux (fig. 4.7). Le nombre d'éléments de détection peut atteindre 286 720 avec un scanner 320 coupes. Les caractéristiques principales du scintillateur portent sur son efficacité à convertir les rayons X en lumière et sa faible rémanence (disparition du signal lumineux lorsque l'émission de rayons X s'arrête). La dynamique de la chaîne de détection est de 1:250 000, c'est-à-dire qu'une valeur est obtenue pour une variation du signal traversant le patient s'étalant entre 1 et 250 000. Pour mémoire, l'atténuation apportée par 50 cm d'eau atteint 10 000.

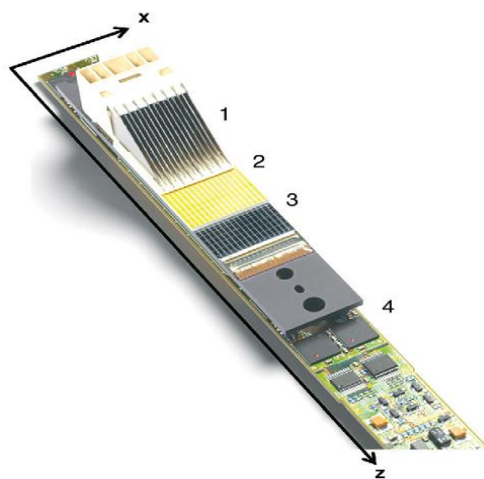


Figure 4.8 : Module de base d'un détecteur de scanner 16 coupes qui en compte 46 au total. Ce module regroupe 16 éléments de détection dans le plan (x, y) répartis sur 16 barrettes.

1. Lamelles antidiffusées. 2. Scintillateurs. 3. Photodiodes. 4. Électronique du Data Acquisition System (DAS).

4.6 Loi d'atténuation et matrice de reconstruction

Dans un milieu homogène et pour une énergie donnée, le signal est atténué selon la loi de Beer-Lambert :

$$I = I_0 \times e^{-\mu d}$$

Avec : I : signal mesuré au niveau des détecteurs ; I_0 : signal incident relevé à la sortie du tube ;
 d : épaisseur de matière traversée ce qui correspond à la dimension d'un voxel de la matrice de reconstruction ; μ : coefficient linéique d'atténuation du voxel considéré. On en déduit que :

$$\mu = -\frac{1}{d} \ln \left(\frac{I}{I_0} \right)$$

En pratique, le problème est complexe car l'image à reconstruire est composée d'une matrice importante (512×512), donc chaque pixel correspond à un μ différent. De plus, le spectre des rayons X n'étant pas monochromatique, les valeurs de μ sont faussées et des méthodes de correction doivent être mises en œuvre.

Le problème se pose donc de la façon suivante (fig. 4.6). La formule s'écrit pour la première rangée :

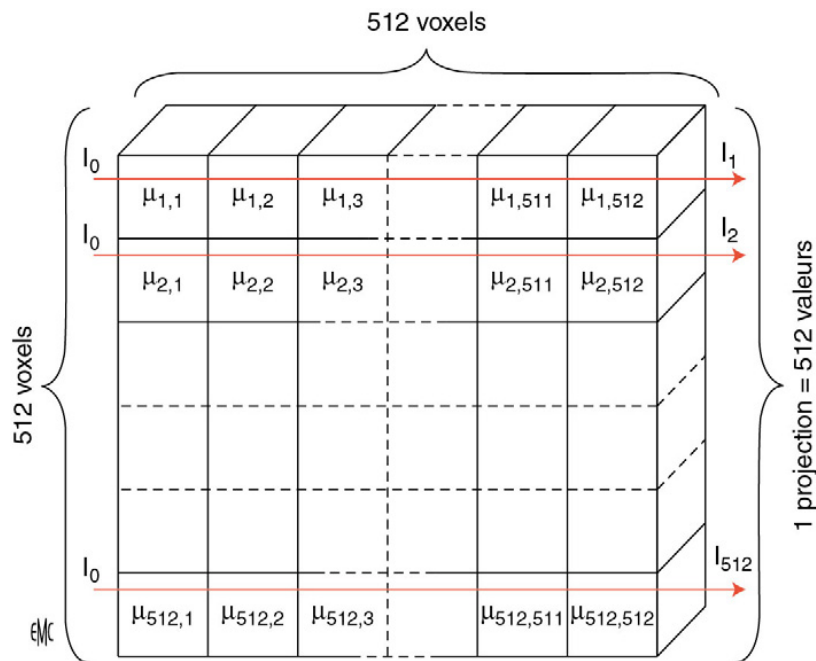


Figure 4.9: Chaque signal recueilli provient de l'atténuation d'une rangée de voxels.

$$\mu_{1,1} + \mu_{1,2} + \dots + \mu_{1,511} + \mu_{1,512} = -\frac{1}{d} \ln \left(\frac{I_1}{I_0} \right)$$

4.6 Numéros CT, unité Hounsfield et échelle de gris

Les coefficients d'atténuation linéique μ sont variables selon le spectre de rayons X qui dépend lui-même des kV et des filtrations positionnées en sortie de tube. Au lieu d'utiliser directement ces coefficients, Cependant, si le coefficient d'absorption tissulaire est lié à celui du coefficient d'absorption d'eau au même kV, un nombre de référence indépendant du changement de kV peut être obtenu. Hounsfield a normalisé ces valeurs par rapport au coefficient d'atténuation linéique

de l'eau selon la formule :

$$ValeurCT = \frac{\mu_{eau} - \mu}{\mu_{eau}} \times 1000$$

La valeur obtenue s'exprime en unités Hounsfield (UH ou HU selon la terminologie française ou anglo-saxonne). On peut remarquer qu'en considérant l'atténuation de l'air comme nulle, on obtient - 1 000 UH pour l'air (moins mille unités) et 0 UH pour l'eau, ce qui représente deux points caractéristiques.

L'exemple suivant aidera à calculer le nombre CT ou les HU pour les muscles et les os.

Exemple 4.1 : Calculez le numéro CT du muscle avec les données disponibles suivantes :

μ	80 keV	100 keV	150 keV
μ_{water}	0.1835	0.1707	0.1504
μ_{muscle}	0.1892	0.1760	0.1550

Solution $(CT)_{muscle}$.

$$\text{At 80 keV} = [(0.1892 - 0.1835) / (0.1835)] \times 1000 = 31$$

$$\text{At 100 keV} = [(0.1760 - 0.1707) / (0.1707)] \times 1000 = 31$$

$$\text{At 150 keV} = [(0.1550 - 0.1504) / (0.1504)] \times 1000 = 31$$

L'échelle de gris est une mesure ou une échelle sur laquelle HU est représenté. En tomographie assistée par ordinateur (TDM) régulière ou en éventail, l'HU est proportionnelle au degré d'atténuation des rayons X et est attribuée à chaque pixel pour afficher l'image qui représente la densité du tissu. En tomographie assistée par ordinateur à faisceau conique (CBCT), le degré d'atténuation des rayons X est indiqué par une échelle de gris (valeur de voxel). En général, les fabricants de CBCT et les fournisseurs de logiciels présentent des échelles de gris comme HU. L'échelle de gris est utilisée dans des cas tels que la détermination du type d'os lors de la pose d'implants dentaires, les lésions pathologiques, l'évaluation des voies respiratoires et la détermination de la stabilité de l'implant. En revanche, HU est principalement utilisé en CT. Le tableau 4.2 donne les numéros CT de divers tissus dans les HU.

Tableau 4.2 : Exemples de valeurs Hounsfield

Tissue	Range of CT Numbers (HU)
Bone	500 to 3000
Liver	40 to 60
Grey Matter (Brain)	35 to 45
WhiteMatter(Brain)	20 to 30
Blood	30 to 45
Muscle	10 to 40
Water	0
Fat	- 60 to - 150
Lung	- 500
Air	- 1000

La codification en échelle de gris reprend celle utilisée pour les films radiologiques, le noir correspondant à une absence d'atténuation (air) et le blanc à une forte atténuation (os, métal).

4.6.1 Plage dynamique

Lors de la formation d'images numériques, le convertisseur analogique-numérique (analogue-to-digital converter ADC) doit être capable de répondre à une large variation d'atténuation dans la partie du corps du patient sous irradiation. La plage dynamique montre le rapport entre le signal le plus important (en l'absence de toute absorption) et le signal le plus petit (avec une absorption maximale) pouvant être détecté. Cela permet aux patients obèses et minces d'être photographiés avec le même standard et la même définition, y compris les os (haute densité) et les tissus mous (faible densité). La plage dynamique dépend de l'exactitude et de la précision de l'ADC du signal de tension.

4.6.2 Numéros CT et fenêtrage

Si on considère que l'oeil est sensible à seize niveaux de gris, sur une échelle partant de - 1 024 UH à + 3 071 UH (le codage des μ porte sur 12 bits soit 4 096 valeurs), un niveau de gris englobe 250 UH soit l'ensemble des tissus mous. Afin d'augmenter le contraste, une sélection permet de n'afficher que les pixels contenus dans une fourchette d'unités Hounsfield. La largeur de cette

fourchette s'appelle la fenêtre, notée WW windows width (largeur de fenêtre), dont le centre, noté WL window level (niveau du centre de la fenêtre) ou, Pour Siemens, WC window center, permet de déplacer la fenêtre le long de l'échelle.

La fenêtre CT décrit la différence entre les limites supérieure et inférieure de la fenêtre. Les voxels avec des numéros CT au-dessus de la limite apparaissent en blanc, tandis que ceux en dessous de la limite inférieure apparaissent en noir. Une fenêtre étroite répartit une large gamme de valeurs d'échelle de gris sur une petite plage de nombres CT, permettant la détection de très petites différences dans les densités des tissus. Par exemple, afin d'évaluer et de trouver des masses subtiles dans le foie, on peut utiliser des fenêtres hépatiques. En choisissant 60 HU comme valeur HU moyenne pour le foie, les nuances de l'échelle de gris peuvent être réparties sur une plage de fenêtre étroite. On pourrait utiliser 160 HU comme fenêtre étroite, avec 80 HU au-dessus de la valeur moyenne de 60 HU et 80 HU en dessous. La fenêtre hépatique s'étendrait donc de -20 HU à +140 HU. Toutes les nuances de gris de l'image seraient réparties dans cette plage des valeurs de Hounsfield. Toute valeur HU inférieure à -20 serait du noir pur, et toute valeur HU supérieure à +140 HU serait du blanc pur dans cet exemple. En utilisant la même logique, les fenêtres osseuses utiliseraient une « fenêtre large » pour évaluer tout, depuis l'os médullaire contenant de la graisse qui contient la moelle jusqu'à l'os cortical dense, et le centre ou le niveau serait une valeur de plusieurs centaines d'unités Hounsfield. Les paramètres de fenêtre typiques pour diverses parties du corps en imagerie CT sont indiqués dans le tableau 8.4. La figure 8.16 montre le fenêtrage de l'image du foie.

Tableau 4.3 Paramètres de la fenêtre en tomodensitométrie

Tissue	Window level (HU)	Window width (HU)
Lungs	-500	1500
Brain	40	80
Chest	50	350
Abdomen	60	400
Bone	300	1500

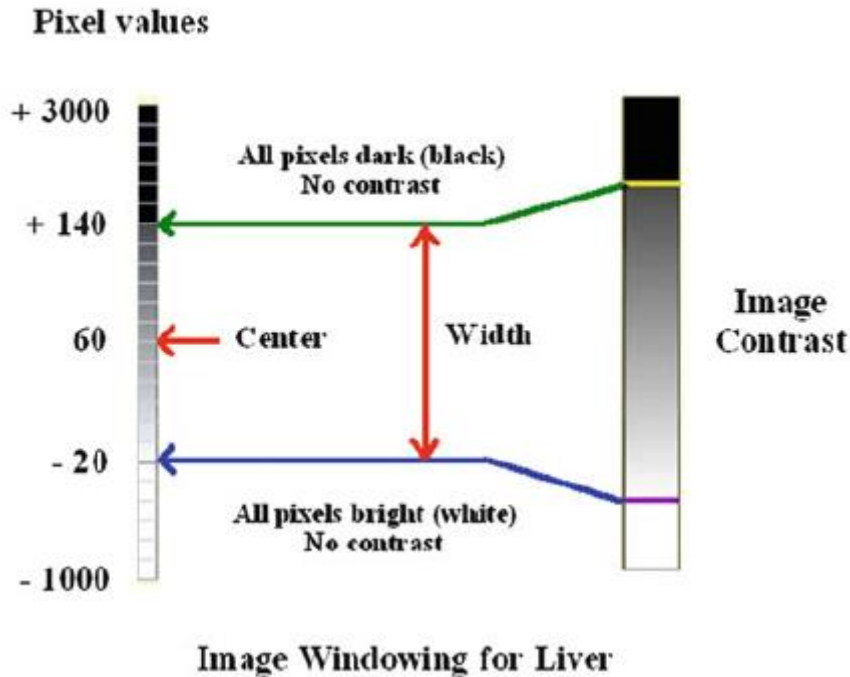


Figure 4.10: Chaque signal recueilli provient de l'atténuation

4.6.3 Matrices de données

Après avoir calculé les nombres CT, ils sont stockés dans la mémoire de l'ordinateur et représentent un élément de tranche de volume appelé voxel. Un voxel ainsi qu'une tranche de tissu sont présentés sur la figure 8.17. Ces voxels forment une matrice. La matrice des numéros CT doit être capable de contenir une plage de valeurs de voxels supérieure à 4 000 pour gérer les valeurs de numéros CT de -1 000 à 3 000. Une mémoire de voxels de 512 x 512 avec 16 bits de profondeur représente un stockage total de 500 Ko. Une collection d'images transversales représente un volume tridimensionnel de valeurs de voxels.

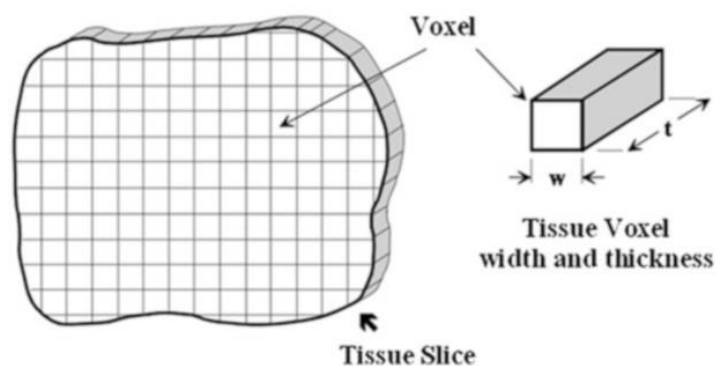


Figure 4.11 : Un voxel unique et tranche de tissu

4.7 Formation d'image et rétroprojection

Les images TDM sont formées à l'aide des données relatives aux coefficients d'atténuation des rayons X de la tranche du corps qui la traversent. Plusieurs approches sont adaptées pour construire une image. Une approche très efficace est la rétroprojection et la reconstruction pour obtenir une image claire de la partie numérisée du corps. Il s'agit d'une méthode standard de reconstruction d'images en tomodynamométrie.

Dans cette méthode, toute atténuation du faisceau de rayons X est supposée s'être produite uniformément sur tout le trajet du rayon.

4.7.1 Rétroprojection

La rétroprojection est un processus mathématique (algorithme), basé sur la trigonométrie, conçu pour émuler le processus d'acquisition en sens inverse. Dans cette méthode, les projections requises d'un objet sont obtenues par plusieurs scans. Ensuite, les projections sont rétro-projetées pour produire l'image de cet objet.

Pour comprendre le processus de rétroprojection, prenons un exemple de matrice 2 x 2 où les éléments de la matrice représentent les coefficients d'atténuation (ou d'absorption).

Exemple 1 : Considérons la matrice 2x 2 suivante avec les éléments μ_1, μ_2, μ_3 et μ_4 . Partons de $\mu_1 = 3, \mu_2 = 2, \mu_3 = 5$ et $\mu_4 = 7$:

μ_1	μ_2
μ_3	μ_4

(a)

3	2
5	7

(b)

Un processus de projets en arrière est effectué, et la matrice d'origine est ensuite dérivée en

- (1) soustrayant une valeur d'arrière-plan (bg) ou de décalage de chaque élément et
- (2) divisant par un nombre « n » appelé facteur de normalisation ou renormalisation ou rationalisation.

Pour travailler sur la matrice donnée, effectuez les étapes suivantes :

(1) Prenez la matrice originale donnée en (b).

(2) Additionnez dans le sens horizontal placé dans les pixels correspondants pour obtenir la matrice.

5	5
12	12

(c)

Dans ce processus, si nous ajoutons les éléments horizontalement, nous obtenons

$$3 + 2 = 5 \text{ et } 5 + 7 = 12$$

(3) Additionnez les éléments de la matrice d'origine (b) à 45° (diagonale) pour obtenir la matrice (d) ci-dessous.

10	2
5	10

(d)

(4) Additionnez les éléments de la matrice d'origine (b) à 90° (vers le bas) pour obtenir la matrice (e).

8	9
8	9

(e)

(5) Additionnez les éléments de la matrice originale (b) à 135° (diagonale arrière) pour obtenir la matrice (f).

3	7
7	7

(f)

(6) Additionnez tous les éléments de la ligne pour chaque pixel pour obtenir un nouvel élément.

Pour l'élément de la première ligne de la première colonne, $5 + 10 + 8 + 3 = 26$.

Pour l'élément de la première deuxième colonne, $5 + 2 + 9 + 7 = 23$.

Pour l'élément de la deuxième ligne de la première colonne, $12 + 5 + 8 + 7 = 32$.

Pour l'élément de la deuxième ligne de la deuxième colonne, $12 + 10 + 9 + 7 = 38$.

On obtient ainsi la matrice suivante :

26	23
32	38

(g)

(7) Soustrayez un arrière-plan (bg) de 17 du pixel pour obtenir la matrice (h).

9	6
15	21

(h)

(8) Divisez chaque élément par $n = 3$ pour le normaliser ou le rationaliser. Cela nous donnera la matrice originale (b).

3	2
5	7

(i)

La question est de savoir comment calculer le fond (bg) et le facteur de normalisation (n) ? Afin de calculer bg et n, nous savons que puisque (g) est la somme de tous les scanners, elle est équivalente à la matrice originale (b). Prenez chaque pixel de la rangée supérieure de (g). Nous savons que si nous soustrayons l'arrière-plan de chaque pixel et divisons par le facteur de normalisation n, cela nous donnera les magnitudes des pixels d'origine.

On peut donc développer les équations suivantes :

$$(26 - bg)/n + (23 - bg)/n = 5$$

$$(32 - bg)/n + (38 - bg)/n = 12$$

En résolvant ce système d'équations, nous obtenons $bg = 17$ et $n = 3$.

Exemple 2 : Considérons la matrice 3 x 3 suivante avec les éléments $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4, \mu_5, \mu_6, \mu_7, \mu_8$ et μ_9 avec leurs valeurs données dans la matrice (a) :

1	1	1
1	2	1
1	1	1

(a)

Sum in the horizontal direction gives

3	3	3
4	4	4
3	3	3

(b)

Sum along the back diagonal (135°) gives

1	2	4
2	4	2
4	2	1

(e)

Sum along the diagonal (45°) provides

4	2	1
2	4	2
1	2	4

(c)

Sum of all the ray elements for each pixel gives

11	11	11
11	16	11
11	11	11

(f)

Sum in the (vertical) downward direction gives

3	4	3
3	4	3
3	4	3

(d)

$$(11 - bg)/n + (11 - bg)/n + (11 - bg)/n = 3 \quad (8.7)$$

$$(11 - bg)/n + (16 - bg)/n + (11 - bg)/n = 4 \quad (8.8)$$

Solving the two equations, we get $bg = 6$ and $n = 5$, thus subtracting 6 from f) and dividing by 3 to get the original matrix:

1	1	1
1	2	1
1	1	1

4.7.2 Rétroprojection filtrée et convolution

La rétroprojection filtrée est utilisée pour résoudre le problème de flou créé par la rétroprojection. Dans ce processus, les données de projection obtenues par rétroprojection sont modifiées pour supprimer l'effet de flou lors de la reconstruction de l'image.

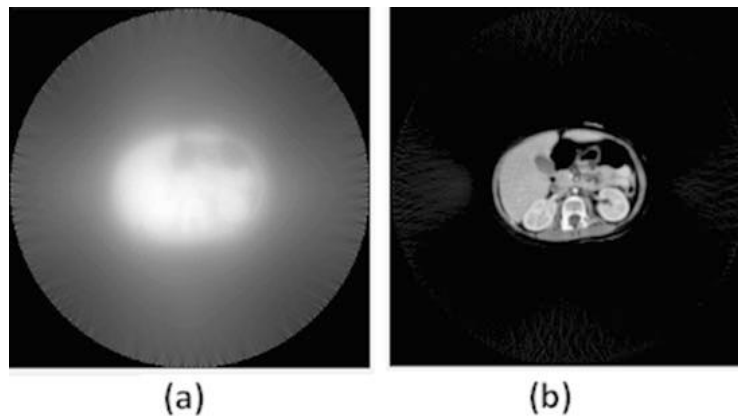


Figure 4.12 : (a) Rétroprojection. (b) Rétroprojection filtrée

Exemple : Considérez la matrice (a) et le filtre suivants pour obtenir une image filtrée :

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

Filter

1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	8	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1

(a)

Tout d'abord, nous effectuons une rétroprojection selon les étapes suivantes :

(i) Ajoutez les éléments de pixel de la matrice (a) dans le sens horizontal pour obtenir la matrice (b).

5	5	5	5	5
5	5	5	5	5
12	12	12	12	12
5	5	5	5	5
5	5	5	5	5

(b)

(ii) Ajoutez les éléments de la matrice (a) en diagonale (à 45° en dessous de l'horizontale) pour obtenir la matrice (a1) et ajoutez-les à la matrice (b). Cela donnera la matrice (c).

12	4	3	2	1
4	12	4	3	2
3	4	12	4	3
2	3	4	12	4
5	5	5	5	5

(a₁)

17	9	8	7	6
9	17	9	8	7
14	15	24	15	14
7	8	9	17	9
6	7	8	9	17

(c)

(iii) Ajoutez les éléments de la matrice (a) verticalement pour obtenir la matrice (a2) et ajoutez-les à la matrice (c). Cela donnera la matrice (d).

5	5	12	5	5
5	5	12	5	5
5	5	12	5	5
5	5	12	5	5
5	5	12	5	5

(a₂)

22	14	20	12	11
14	22	21	13	12
19	20	36	20	19
12	13	21	22	14
11	12	20	14	22

(d)

Ajoutez les éléments de la matrice (a) en diagonale (à 45° au-dessus de l'horizontale) pour obtenir la matrice (a3) et ajoutez-les à la matrice (d). Cela donnera la matrice (e).

1	2	3	4	12
2	3	4	12	4
3	4	12	4	3
4	12	4	3	2
12	4	3	2	1

(a₃)

23	16	23	16	23
16	25	25	25	16
22	24	48	24	22
16	25	25	25	16
23	16	23	16	23

(e)

Appliquez le filtre à chaque sous-matrice 3x3 en (e) en multipliant les éléments du filtre puis en les ajoutant. Cela nous donnera une valeur filtrée pour l'élément central ou le pixel de cette sous-matrice. Dans ce processus, on part de la sous-matrice « 1 » de la matrice (e) comme suit :

23	16	23
16	25	25
22	24	48

(1)

Multipliez chaque élément du filtre par l'élément respectif de la matrice « 1 ». Cela donnera

-23	-16	-23
-16	200	-25
-22	-24	-48

La somme de tous ces éléments donnera 3. Le chiffre 3 prendra la place centrale de la sous-matrice 3x3 dans (e). Ceci est illustré ci-dessous.

	3			

(vi) Répétez le même processus en utilisant la sous-matrice 3 x 3 suivante « 2 » donnée ci-dessous.

16	23	16
25	25	25
24	48	24

(2)

La somme de tous les éléments donne -1. Ce nombre occupe la place centrale de la sous-matrice « 2 ». Les éléments filtrés de (e) ressemblent maintenant à

	3	-1		

Répéter ce processus pour toutes les sous-matrices 3x3 dans (e) nous donne la matrice filtrée (e). Cette matrice représente la rétroprojection filtrée donnée en (f).

	3	-1	3	
	-10	186	-10	
	3	-1	3	

(f)

4.8 La Qualité d'image

4.8.1 Contraste

En général, une image présente un bon contraste si les parties les plus sombres sont plus sombres et les parties plus claires sont plus claires. En CT, le contraste de l'image est mesuré comme les différences entre la densité de l'objet (en nombres CT) et son arrière-plan. Les images de haute qualité ont la capacité de rendre visible la plus petite taille d'objet à un niveau de contraste donné appelé détectabilité à faible contraste. Mathématiquement, le contraste est exprimé en termes de pourcentage de différence entre les nombres CT « ΔCT (%) », comme indiqué dans l'équation (5). Une grande différence dans les nombres CT correspond à un bon contraste :

$$\Delta CT(\%) = \left[\frac{|CT_2 - CT_1|}{1000} \right] \times 100$$

Étant donné que les nombres CT dépendent de l'atténuation des tissus, le contraste de l'objet dépend de la propriété d'atténuation des tissus.

Exemple : Trouvez le contraste entre le muscle et le foie et entre le muscle et la graisse. Les numéros CT pour ces parties du corps dans l'unité HU sont le foie = 60, le muscle = 40 et la graisse = - 150.

Solution : Contraste entre le muscle et le foie

$$\Delta CT(\%) = \left[\frac{|60 - 40|}{1000} \right] \times 100 = 2\%$$

Contraste entre le muscle et la graisse :

$$\Delta CT(\%) = \left[\frac{|40 - (-150)|}{1000} \right] \times 100 = 19\%$$

Les résultats montrent que le contraste entre le muscle et la graisse est élevé par rapport au contraste entre le muscle et le foie. Ainsi, il sera facile de différencier le muscle et la graisse dans une image par rapport à la différenciation entre le muscle et le foie.

4.8.2 Épaisseur de tranche

L'épaisseur de la tranche affecte la qualité de l'image en raison de la variation du bruit due à l'épaisseur de la tranche. Les tranches fines sont plus bruyantes et le contraste des tissus mous est perdu si la tranche est trop fine. Le contraste osseux n'est pas affecté par l'épaisseur de la coupe en raison de l'existence d'un contraste d'image plus important.