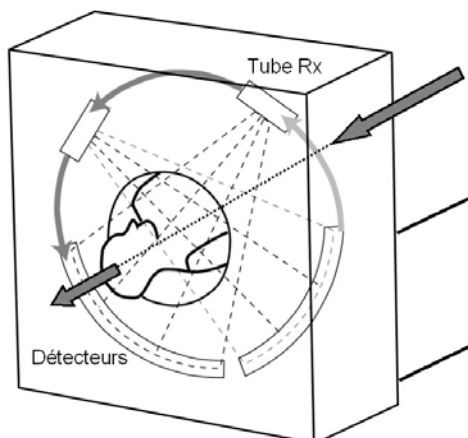


SCANNER A RAYONS X

1 HISTORIQUE

- 1971 : premier examen tomodynamométrique cérébral
- 1974 : premier appareil corps entier
- 1979 : Prix Nobel de médecine décerné à Allan MacLeod et Godfrey N.Hounsfield pour la mise au point du premier scanner
- 1989 : acquisition hélicoïdale
- 1992 : acquisition de deux coupes simultanées par rotation
- 1998 : acquisition multicoupes

2 FORMATION DE L'IMAGE



Le scanner est une chaîne radiologique avec un tube à rayons X et un ensemble de détecteurs disposés en couronne. Le principe repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse un segment du corps. Le tube et les détecteurs tournent autour de l'objet à examiner. De multiples profils d'atténuation sont obtenus à des angles de rotation différents. Ils sont échantillonnés et numérisés. Les données sont rétro projetées sur une matrice de reconstruction puis transformées en image analogique.

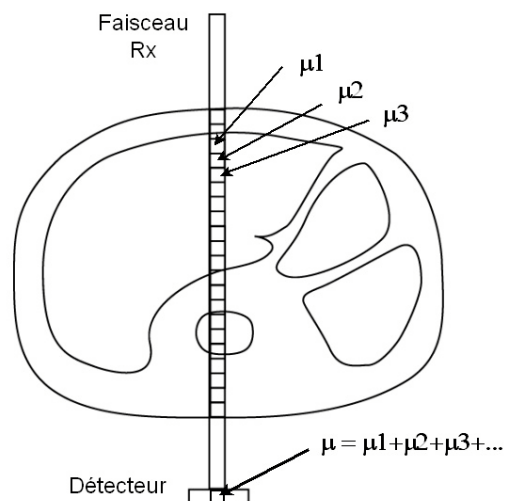
Le tube et les détecteurs tournent autour du patient. De multiples mesures d'atténuations sont effectuées selon différents angles de rotation du tube

2-1 Atténuations

Un faisceau de rayons X traversant un objet homogène d'épaisseur x subit une atténuation, fonction de la densité électronique de l'objet. La valeur de l'atténuation est obtenue par soustraction entre l'intensité du faisceau de rayons X avant et après traversée de l'objet. Elle est définie par la relation :

$$\text{Log } I_0/I = \mu x$$

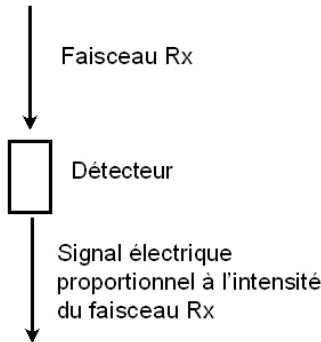
- avec
- I_0 : intensité incidente du faisceau
 - I : intensité émergente
 - μ : coefficient d'atténuation de l'objet traversé
 - x : épaisseur de l'objet



L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les structures traversées et la valeur de μ est une valeur moyenne

Le faisceau rencontre des structures de densité et d'épaisseur différentes. L'atténuation dépend donc de plusieurs inconnues $\mu_1 X_1, \mu_2 X_2, \dots, \mu_n X_n$.

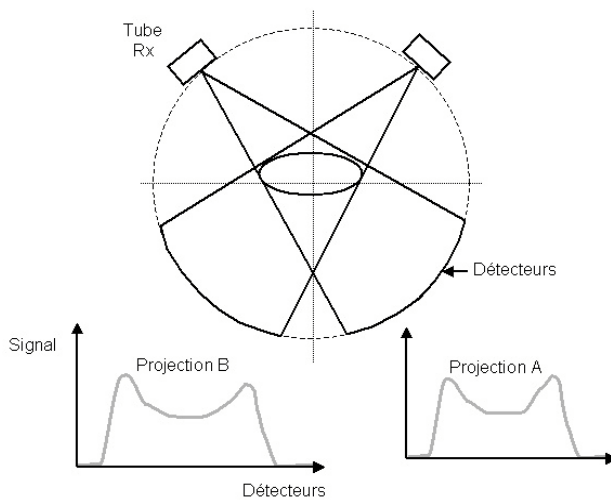
2-2 Projections



Le détecteur transforme les photons X en signal électrique. Ce signal est directement proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons.

Le profil d'atténuation ou projection correspond à l'ensemble des signaux électriques fournis par la totalité des détecteurs pour un angle de rotation donné. Un mouvement de rotation autour du grand axe de l'objet à examiner permet d'enregistrer une série de profils d'atténuation résultants de la traversée de la même coupe selon différents angles de rotation (de l'ordre de 1000 mesures par rotation).

Le détecteur transforme le faisceau de RX en signal électrique



Principe de mesure : A chaque rotation, de multiples profils d'atténuation sont obtenus selon différents angles de rotation

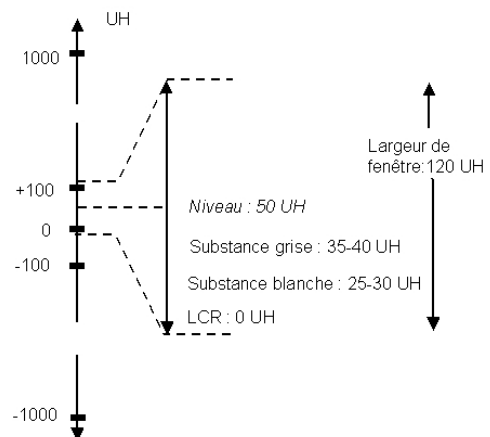
l'ordinateur calcule la densité de chaque pixel de la matrice.

Ces calculs complexes reposent sur un principe simple : connaissant la somme des chiffres d'une matrice selon tous ses axes (rangées, colonnes et diagonales), on peut en déduire tous les chiffres contenus dans la matrice.

2-3 Rétroprojections

Les projections sont échantillonnées et numérisées. Ces données converties ou données brutes sont des valeurs numériques avec une adresse spatiale

Avec n projections obtenues selon des angles différents, il est possible de reconstruire une image du plan de coupe étudié. Ces projections sont rétro-projetées sur une matrice de reconstruction. Chaque profil d'atténuation est projeté selon le même angle qu'à l'acquisition. A partir des valeurs d'atténuation mesurées par chaque détecteur,



Exemple de niveau et de largeur de fenêtre pour l'étude du parenchyme cérébral

2-4 De la matrice à l'image

La matrice est un tableau composé de n lignes et n colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires ou pixels. Les matrices actuelles sont le plus souvent en 512^2 . A chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation ou de densité. En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris.

Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield UH. L'éventail varie de -1000 à $+4000$, avec le choix d'une valeur de zéro pour l'eau, -1000 pour l'air et $+1000$ pour le calcium. L'œil humain ne distinguant que 16 niveaux de gris, les 2000 paliers de densité ne peuvent être vus simultanément sur l'écran. La fenêtre correspond aux densités qui seront effectivement traduites en niveaux de gris à l'écran. Deux paramètres modulables définissent la fenêtre utile de densités.

- le niveau (level) : valeur centrale des densités visualisées

- la largeur de la fenêtre (window) détermine le nombre de niveaux de densité. En augmentant la fenêtre l'image s'enrichit de niveaux de gris mais le contraste diminue entre les structures de l'image. En diminuant la fenêtre, le contraste augmente.

3 CONSTITUTION D'UN SCANOGRAPHE

3-1 Statif

Plusieurs générations de scanners se sont succédées.

3-1-1 Troisième génération

La quasi totalité des appareils en service sont du type 3^{ème} génération. Le tube et les détecteurs effectuent un mouvement de rotation autour du patient. Une série de détecteurs (de 500 à 1000) couvre la largeur du sujet (50 cm pour l'abdomen).

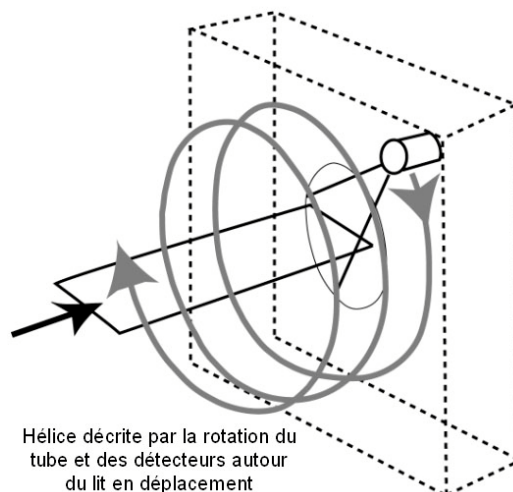
3-1-2 Quatrième génération

La tomodynamométrie à faisceau d'électrons est le seul appareil commercialisé de type 4^{ème} génération. Plusieurs milliers de détecteurs fixes forment une couronne complète autour de l'anneau. Il n'existe plus d'installation en France de ce type.

3-1-3-Rotation continue et acquisition hélicoïdale

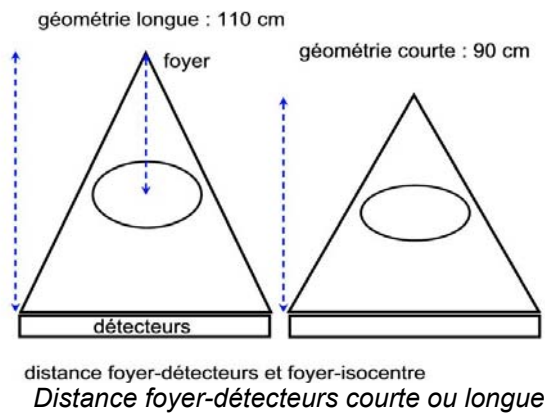
Jusqu'en 1989 seul le mode d'acquisition séquentiel est utilisé. Une coupe est acquise à chaque rotation de 360° , dans un plan de coupe fixe, puis le lit avance pour réaliser la coupe suivante. Cette procédure est répétée coupe après coupe

En 1989 apparaît l'acquisition spiralée ou hélicoïdale. Le principe repose sur la rotation continue du tube autour du lit en déplacement pendant l'acquisition des données brutes. Le tube décrit autour du patient une figure géométrique à type d'hélice. Le terme hélicoïdal est plus adéquat que celui de spiralé employé initialement, mais l'usage a consacré les deux termes. Le développement de cette technologie a été rendu possible grâce à des progrès techniques, notamment les contacteurs ou "slip ring" qui permettent sans câblage, le transfert de l'énergie électrique nécessaire à l'alimentation du tube pendant sa rotation. Actuellement la plupart des appareils actuels sont à rotation continue. La vitesse de rotation sur les scanners les plus récents est de $0,5$ seconde/ 360° . Cette vitesse soumet le tube à une force centrifuge élevée de l'ordre de 12G.



Principe de l'acquisition hélicoïdale

3-1-4 Géométrie



On distingue des scanners à géométrie courte et à géométrie longue selon la valeur, fixée par le constructeur (110 cm en géométrie longue, 90 cm en géométrie courte), de la distance foyer-détecteurs.

Il faut plus de mA en géométrie longue qu'en géométrie courte et la dose est inversement proportionnelle au carré de la distance tube-récepteur ; mais la dose délivrée ne varie pas dans les mêmes proportions car d'autres facteurs interviennent. La tendance actuelle avec les scanners multicoupes est de diminuer la distance foyer-

détecteurs pour limiter les contraintes mécaniques et préserver une réserve de puissance du tube. L'entraînement s'effectue par moteur linéaire à champ magnétique ou par courroie.

3-2 Chaîne radiologique

3-2-1 Générateur de rayons X

Le générateur alimente le tube à rayons X. Il délivre une haute tension continue (80 à 140 kV) ainsi qu'un milliampérage constant (de 10 à 500 mA). Il a une puissance totale disponible de 50 à 60 kW. Il est le plus souvent placé (« embarqué ») dans le statif.

3-2-2 Tube

Les tubes doivent être extrêmement performants. En effet ils doivent être capables

- d'absorber de fortes contraintes thermiques d'où la nécessité d'une capacité calorifique élevée (exprimée en unités chaleur UC).

- d'évacuer la chaleur grâce à une dissipation thermique importante (permettant de réaliser une deuxième hélice si la première a porté le tube à sa charge thermique maximale).

Ils sont à anode tournante, à foyer fin de l'ordre du mm, avec émission continue. Ils doivent en outre supporter les contraintes mécaniques de la force centrifuge des statifs de dernière génération dont la vitesse de rotation est de 0,5 seconde pour 360°.

3-2-3 Filtrage et collimation

Le filtrage et la collimation permettent la mise en forme du faisceau de rayons X.

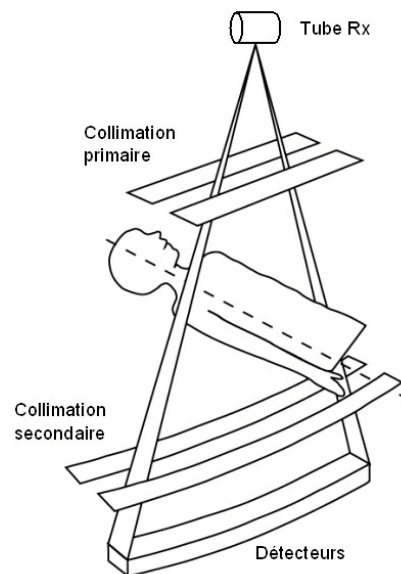
3-2-3-1 Filtrage

Il est effectué par une lame métallique de faible épaisseur.

Il permet d'obtenir un spectre de rayonnement étroit, d'approcher le monochromatisme.

3-2-3-2 Collimations primaires et secondaires

La collimation primaire est située en aval du filtrage. Elle calibre le faisceau de rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe désirée. Elle limite l'irradiation inutile. La collimation secondaire est placée avant le détecteur. Elle doit être parfaitement alignée avec le foyer et la collimation primaire. Elle limite le rayonnement diffusé par le patient.



Collimation primaire et secondaire

3-2-4 Système de détection

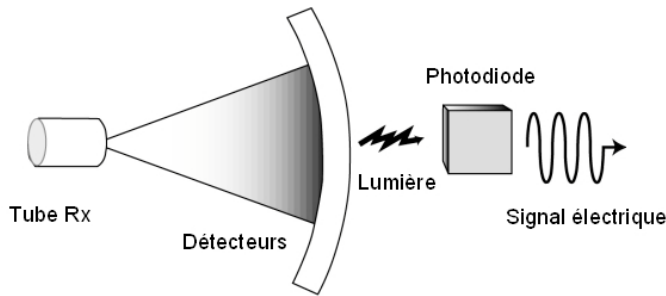
3-2-4-1 Détecteurs

Ils transforment les photons X en signal électrique et l'on distingue deux types de détecteurs :

3-2-4-1-1 Chambres d'ionisation au xénon

Les photons X sont directement transformés en signal électrique. Leur efficacité (rendement) est faible (60 à 70% de l'énergie est absorbée).

3-2-4-1-2 Détecteurs solides



Principe du détecteur solide

Ils sont utilisés par la plupart des scanners actuels et sont parfois nommés incorrectement semi-conducteurs. Les photons X sont absorbés par un scintillateur (céramique) et convertis en photons lumineux, eux mêmes convertis en signal électrique par une photodiode. Leur efficacité est excellente. Ils offrent des temps de réponse rapides et une faible rémanence.

3-2-4-2 Scanner monocoupe et multicoupes

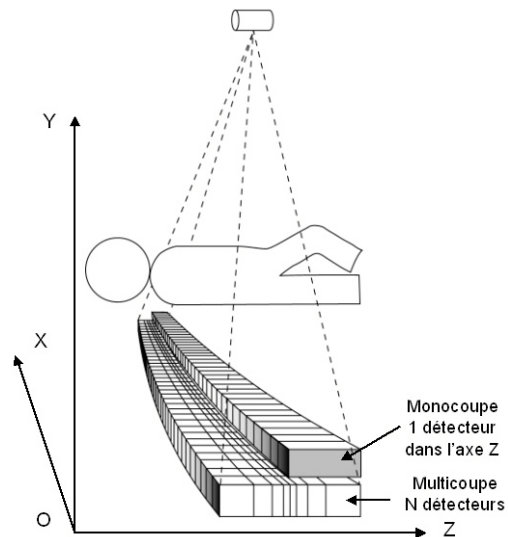
3-2-4-2-1 Scanner monocoupe

Le scanner monocoupe comporte dans l'axe Z une seule couronne de détecteurs. De 500 à 900 éléments sont disposés dans l'axe x sur environ 50 ° en éventail. Une seule coupe est acquise par rotation.

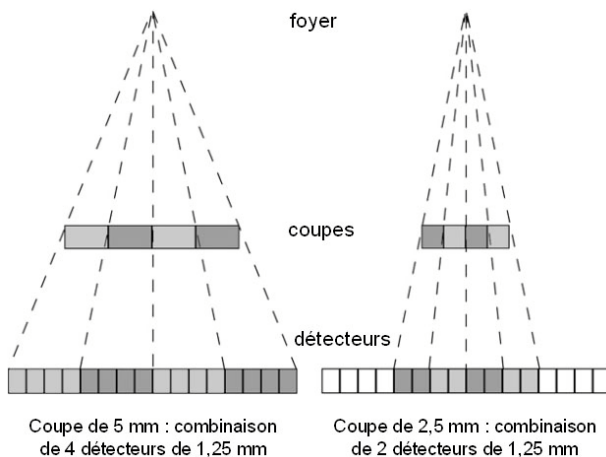
3-2-4-2-2 Scanner multicoupes

- Principe

Le scanner multicoupes comporte de multiples couronnes de détecteurs (de 8 à 34 actuellement). Le principe est la subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe Z.



Comparaison du système de détection en scanner monocoupe et multicoupes. L'axe Oz est l'axe du patient

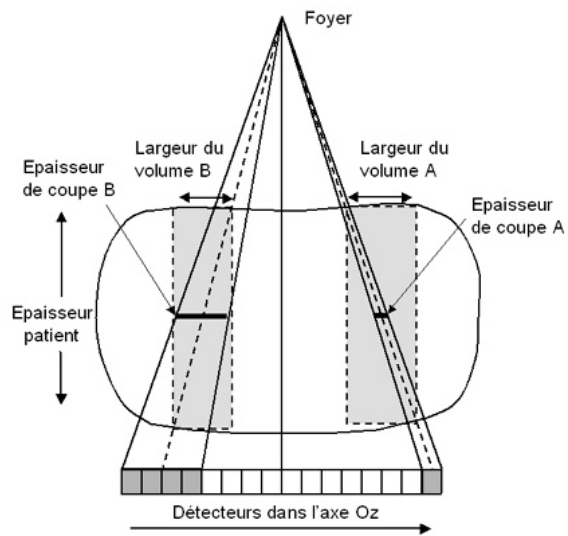


Exemple de combinaison de détecteurs en fonction de l'épaisseur de coupe désirée

Ainsi si un scanner monocoupe possède par exemple une couronne avec 900 éléments répartis dans l'axe X, le scanner multicoupe équivalent, dans le cas d'une subdivision en 16 dans l'axe Z possédera une matrice de 900x16 soit 14400 éléments. Une coupe peut être obtenue par une couronne ou par la combinaison des signaux de plusieurs couronnes de détecteurs adjacente. Les scanners actuels utilisent simultanément 4

couronnes réelles ou combinées pour acquérir 4 coupes simultanées par rotation. Des scanners à 8, 16 et 32 coupes par rotation seront disponibles sous peu.

- Effet de cône : Le principal facteur limitant le nombre de coupes simultanées par rotation est l'artefact de cône. Sur les scanners multicoupes, la projection du faisceau de rayons X représente dans l'axe Z un cône. Les rangées centrales de détecteurs sont atteintes perpendiculairement à l'axe de rotation, tandis que les rangées les plus externes sont atteintes obliquement par les rayons X. Cette obliquité dégrade la qualité de l'image en périphérie. Lorsqu'un détecteur périphérique est activé isolément, la largeur du volume traversé par le faisceau de rayons X devient plus importante que la largeur du détecteur. Par ailleurs, cette obliquité entraîne une réduction de l'efficacité des détecteurs périphériques, surtout s'ils sont de petite taille et séparés par de nombreux septa. Si plusieurs détecteurs sont associés ou que le détecteur périphérique est plus large, la largeur du volume traversé est proche de l'épaisseur de coupe.

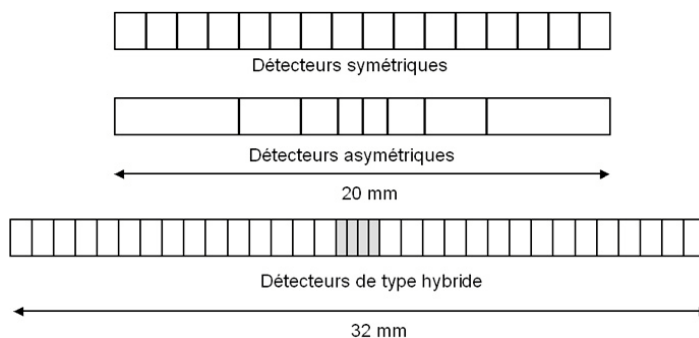


Effet de cône : notez que pour la démonstration les proportions réelles ne sont pas respectées.

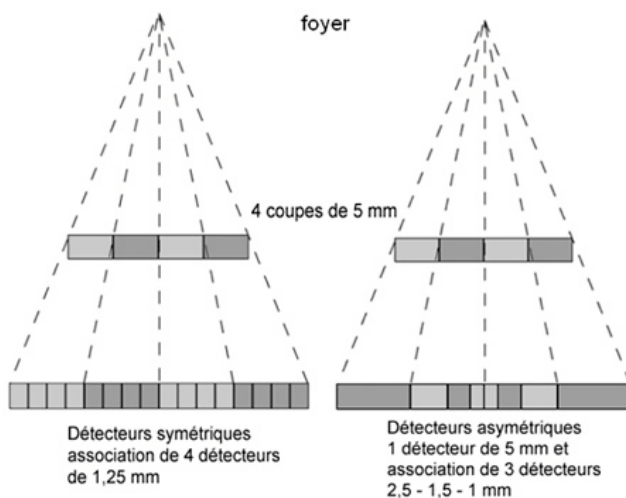
- Détecteurs symétriques ou asymétriques : l'arrangement des détecteurs dans l'axe Z varie selon les constructeurs. On distingue ainsi des systèmes à détecteurs :

- *symétriques* : tous les détecteurs ont la même largeur
- *asymétriques* : la largeur des détecteurs croît au fur et à mesure qu'ils s'écartent de la perpendiculaire à l'axe de rotation.

L'utilisation de détecteurs périphériques plus larges



Différents types de détecteurs des scanners multicoupes



Coupe de 5 mm par combinaison de détecteurs symétriques et asymétriques

permet de compenser les phénomènes liés à l'effet de cône. Des algorithmes de reconstruction sont nécessaires en cas de système à détecteurs symétriques. En fonction des options technologiques proposées par les constructeurs, le nombre et la largeur des détecteurs gouverne :

- l'épaisseur de coupes minimale disponible (jusqu'à 0,5 mm).
- le nombre de coupes réalisées avec l'épaisseur minimale (2 à 4).
- la gamme des épaisseurs de coupe disponibles (de 0,5 à 10 mm).
- l'épaisseur maximale du volume couvert par rotation (de 20 à 32 mm actuellement).

4 PARAMETRES D'ACQUISITION ET DE RECONSTRUCTION

4-1 Paramètres d'acquisition

4-1-1 Collimation primaire

Elle est définie par la largeur de collimation du faisceau de rayons X à la sortie du tube. Elle détermine l'épaisseur nominale de coupe en acquisition monocoupe. Elle peut varier de 1 à 10 mm.

En scanner multicoupe, la collimation varie en fonction du nombre et des épaisseurs de coupe disponibles. Les valeurs actuelles de collimation primaire vont de 1 mm pour réaliser 2 coupes de 0,5 mm à 32 mm pour obtenir 4 coupes de 8 mm.

4-1-2 kV, mA et temps de rotation

Depuis plusieurs années les scanners hélicoïdaux monocoupe permettent d'atteindre des temps d'acquisition sur 360° de 0,75 à 0,8 secondes. Le temps de rotation est de 0,5 secondes pour 360° sur les appareils les plus récents multicoupe et tous les examens peuvent bénéficier de cette vitesse de rotation. Ce temps de rotation conditionne la résolution temporelle, c'est à dire le temps d'acquisition d'une séquence. Il permet d'obtenir un temps d'acquisition par coupe plus court, de 250 msec par reconstruction partielle et proche de 100 msec par méthode multi-sectorielle. La résolution temporelle dans la coupe s'approche de celle de la tomодensitométrie par faisceau d'électron (TFE) qui est de 50 à 100 ms. Il devient possible avec une synchronisation cardiaque d'accéder à l'imagerie cardiaque.

Il est parfois utile d'augmenter ce temps de rotation pour pouvoir bénéficier de plus de mesures (projections) par rotation et améliorer la qualité de l'image (par exemple pour l'étude de la ceinture scapulaire).

4-1-3 Pitch

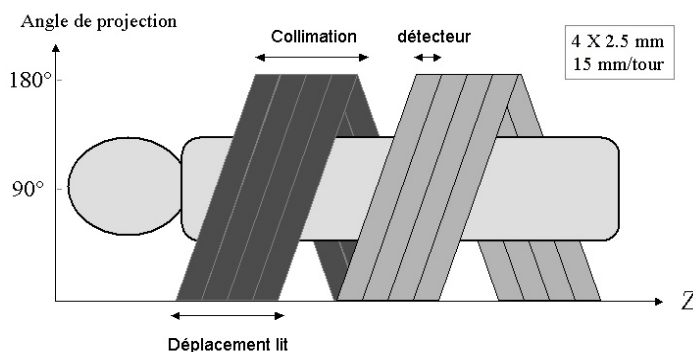
Le pitch se définit comme le rapport entre le pas de l'hélice (distance parcourue par la table pendant une rotation de 360° du tube) et la collimation du faisceau de RX.

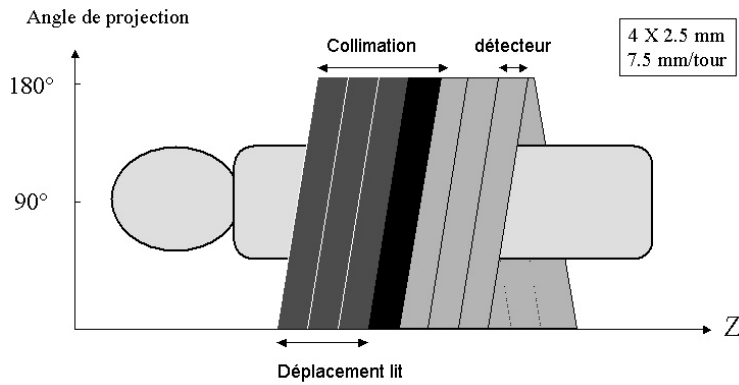
En acquisition monocoupe, la collimation correspond à l'épaisseur nominale de coupe. Ce n'est plus le cas en acquisition multicoupe, où la collimation correspond à 4 fois l'épaisseur nominale de coupe ou plus exactement 4 fois la largeur d'un détecteur. La valeur du pitch n'est donc plus la même d'un constructeur à l'autre selon que l'on considère pour calculer le pitch la collimation (pitch de collimation) ou bien l'épaisseur nominale d'acquisition et donc la largeur d'un détecteur (pitch de détection).

Prenons un exemple : si l'on choisit une acquisition de 2,5 mm d'épaisseur nominale soit une largeur de détecteur de 2,5 mm et une collimation de 10 mm, un déplacement de table de 15 mm par tour correspondra à un pitch de collimation de 1,5 et à un pitch de détection de 6 et un déplacement de 7,5 mm par tour correspondra à un pitch de collimation de 0,75 et à un pitch de détection de 3 (chevauchement partiel du faisceau).

Le choix du pitch de collimation rend mieux compte de la géométrie du faisceau autour du patient avec chevauchement d'une rotation à l'autre pour des pitches inférieurs à 1.

*Scanner multicoupe
(4 coupes
simultanées) pitch
de collimation de 1,5
et pitch de détection
de 6*





Scanner multicoupes (4 coupes simultanées pitch de 0,75 (3). Chevauchement des détecteurs

4-2 Paramètres de reconstruction

4-2-1 Matrice de reconstruction

La matrice de reconstruction est habituellement une matrice de 512x512. Elle détermine en fonction du champ de reconstruction (FOV, Field Of View) la taille du pixel.

Taille du pixel (en mm) = champ de reconstruction (en mm) / nombre de lignes ou de colonnes de la matrice.

4-2-2 Filtre de reconstruction

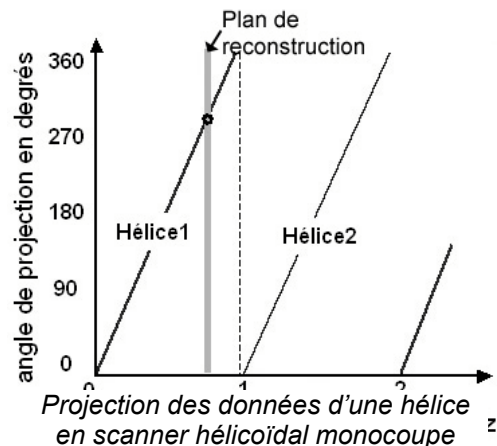
Les profils d'atténuation recueillis par les détecteurs sont convertis par une transformée de Fourier en une gamme de fréquence avant l'étape de rétroprojection. Les spectres fréquentiels subissent également une fonction de filtrage. La sélection des fréquences élevées par des filtres « durs » ou spatiaux privilégie la représentation des limites anatomiques des structures tout en rendant plus visible le bruit de l'image. A l'inverse, l'élimination des fréquences élevées par des filtres « mous » ou de densité atténue le bruit et la visibilité des contours permettant une meilleure discrimination des structures à faible écart de densité.

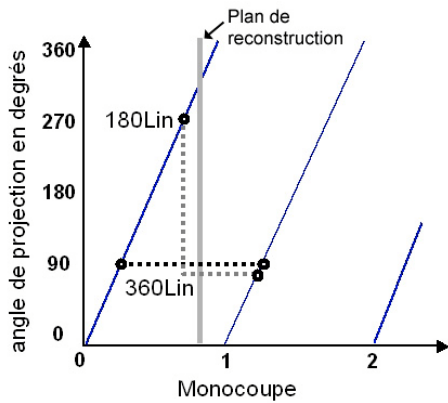
Ces filtres optimisent l'image reconstruite selon la structure étudiée. Les filtres « mous » sont adaptés aux structures à faible contraste et les filtres durs aux structures à contraste naturel élevé, telles que l'os, le poumon.

4-2-3 Algorithmes d'interpolation

En scanner hélicoïdal, les données brutes (projections numérisées) ne peuvent être utilisées directement (contrairement au mode séquentiel) en raison du déplacement continu du patient durant l'acquisition. Si l'on reconstruit les images directement à partir des données ainsi recueillies, la qualité des images sera altérée par des artefacts de mouvement. Il est donc indispensable de calculer des données brutes planes à partir des données volumiques. Ce calcul est réalisé grâce à des algorithmes d'interpolation.

La projection des données d'une hélice peut être représenté sous forme d'une ligne oblique. Chaque point de la ligne représente une projection. Chaque point est indexé à l'axe Oz en raison du déplacement du lit et correspond à un angle de rotation précis. Si l'on considère un plan de reconstruction à une position précise dans l'axe Oz, un seul point de l'hélice croise le plan de reconstruction : une seule projection est réellement mesurée. Il faut calculer par interpolation toutes les autres projections du plan de coupe d'angle 0° à 360°.



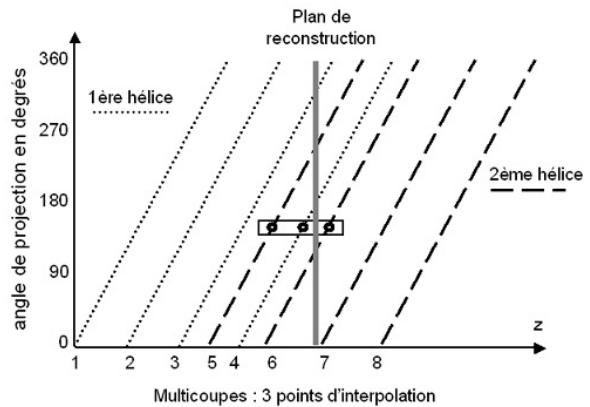


En scanner monocoupe, les deux algorithmes d'interpolation les plus fréquemment utilisés sont :

- l'algorithme 360° linéaire : il interpole les données mesurées à deux positions angulaires identiques avant et après la position du plan de reconstruction. Il utilise donc les données de deux rotations de 360°
- l'algorithme 180° linéaire : il est similaire à celui utilisé en 360° linéaire mais n'emploie que les données acquises durant une rotation de 360°. Les projections manquantes sont considérées comme similaires à celles mesurées avec l'angle symétrique. Par exemple les données obtenues à 270 (90° + 180°) sont similaires à celles recueillies à 90°.

Algorithmes de reconstruction linéaires 180 et 360° en scanner monocoupe

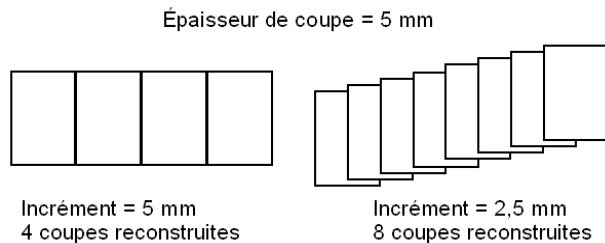
En scanner multicoupe, 4 mesures peuvent être recueillies à chaque position angulaire par rotation de 360°. L'interpolation n'est plus limitée à deux mesures comme en monocoupe mais peut être réalisée à partir de plusieurs points. Il existe certains pitches où une partie des données de deux hélices successives se chevauchent et sont redondantes. Ces pitches sont peu favorables pour l'interpolation optimale des données. Ceci explique que certains machines ne proposent pas toutes les valeurs de pitch.



Algorithme de reconstruction linéaire en scanner multicoupe

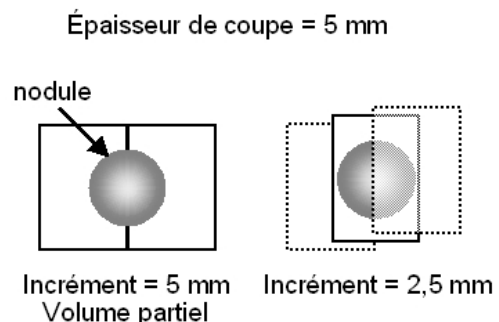
4-2-4 Incrément de reconstruction

En scanner spiralé il est possible de reconstruire les images avec une distance intercoupe inférieure à l'épaisseur de coupe, sans augmenter l'irradiation.



Grâce à l'utilisation de coupes chevauchées, une petite structure de taille similaire ou inférieure à l'épaisseur de coupe aura plus de chance d'être centrée au milieu de la coupe et sera mieux étudiée. Les coupes chevauchées permettent également de réduire les artefacts en marche d'escalier observés lors des reconstructions multiplanaires.

Intérêt des coupes chevauchées



4-2-5 Mode de reconstruction

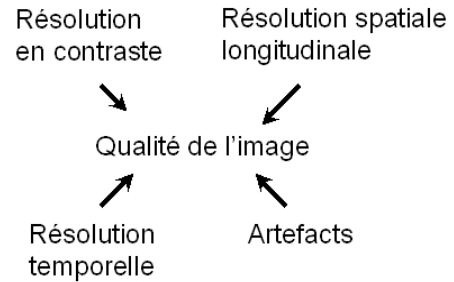
Le mode de reconstruction peut être complet ou partiel. La reconstruction partielle n'utilise qu'une partie des projections acquises lors d'une rotation de 360°. Cette technique est utilisée en imagerie cardiaque pour diminuer la résolution temporelle dans la coupe.

5 QUALITE DE L'IMAGE ET IRRADIATION

Les principaux facteurs de qualité de l'image en scanner sont la résolution spatiale, la résolution en contraste et la résolution temporelle. Certains artefacts peuvent dégrader la qualité de l'image. La qualité de l'image est indissociable de la dose délivrée donc de l'irradiation.

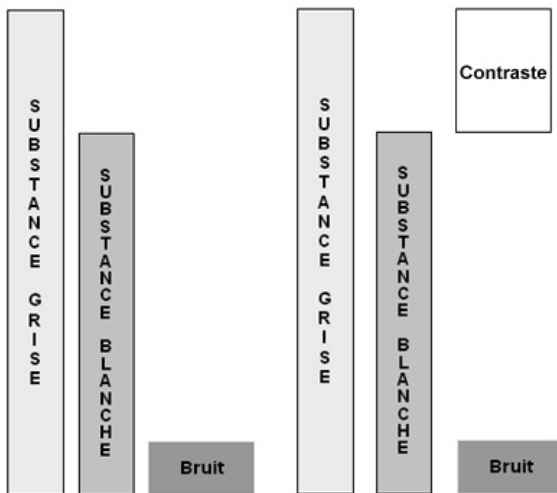
5-1 Résolution en contraste

La résolution en contraste ou en densité est la possibilité de différencier des structures à faible contraste comme par exemple en scanner cérébral, la substance blanche et la substance grise. Elle dépend comme le montre la figure ci-dessous non pas tant du rapport signal sur bruit que du rapport contraste sur bruit.



Facteurs de qualité de l'image en scanner

Les facteurs qui influencent le rapport signal sur bruit sont le filtre de reconstruction, le flux photonique, l'algorithme d'interpolation et le pitch (en scanner multicoupes).

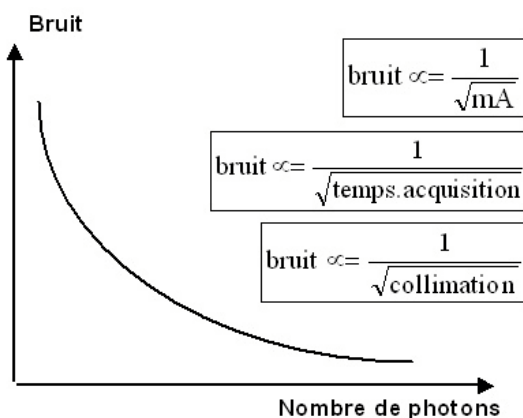


Rapport contraste bruit

5-1-1 Flux photonique

Le bruit est inversement proportionnel à la racine carrée du nombre de photons. Le flux photonique est sous la dépendance de plusieurs facteurs : la tension appliquée au tube, l'intensité du courant (mA) le temps d'acquisition et la collimation.

Les modifications de la tension appliquée au tube induisent des modifications de l'énergie des photons. L'influence sur le rapport signal bruit est importante.



Facteurs de variation du nombre de photons

	Nombre relatif de protons	Bruit relatif
140 kV	250	63
120 kV	100	100
80 kV	40	142

Le nombre de photons X délivrés est directement dépendant de la collimation, de l'intensité du courant (mA) et du temps d'acquisition. Le bruit est donc lié à ces paramètres par la même relation que le flux photonique. Par exemple, la diminution de l'épaisseur de coupe ou des mA ou du temps d'acquisition par 2 multiplie le bruit par racine de 2 soit environ 1,4

Facteurs de variation du nombre de photons

5-1-2 Algorithmes d'interpolation

Le choix de l'algorithme d'interpolation peut être accessible à l'opérateur en scanner monocoupe et influence le rapport signal sur bruit. Le mode 360° linéaire utilise les projections acquises durant deux spirales (720° de rotation) pour les moyenner sur 360°. Le mode 180 linéaire n'utilise que les projections acquises durant une rotation de 360°.

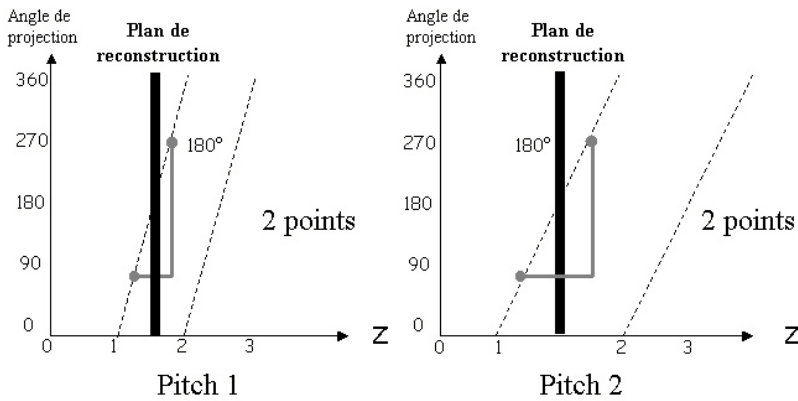
L'algorithme 360° linéaire augmente le rapport signal sur bruit de $\sqrt{2}$ soit environ 1,4 par rapport à l'algorithme 180° linéaire.

En scanner multicoupes, les algorithmes sont complexes et non accessibles à l'opérateur.

5-1-3 Pitch et rapport signal sur bruit

5-1-3-1 Scanner monocoupe

En acquisition monocoupe hélicoïdal, le rapport signal sur bruit reste constant quel que soit le pitch car le nombre de données pour reconstruire une coupe est indépendant du pitch. Le pitch n'intervient qu'indirectement par le choix de l'algorithme. Un pitch supérieur à 1 impose l'utilisation d'un algorithme de 180° en raison de la trop grande dégradation du profil de coupe avec l'algorithme 360°.



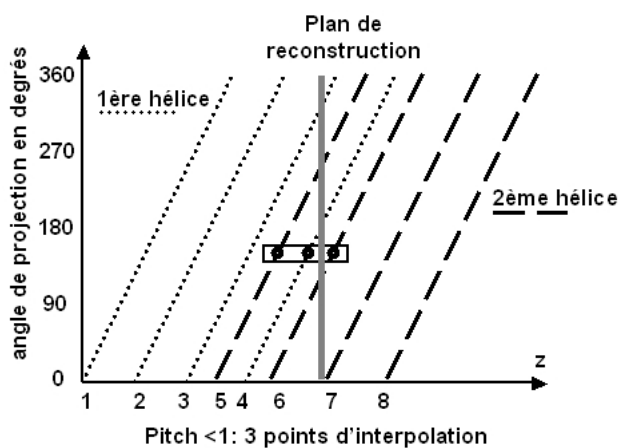
Scanner monocoupe : le nombre de données pour reconstruire une coupe ne dépend pas du pitch

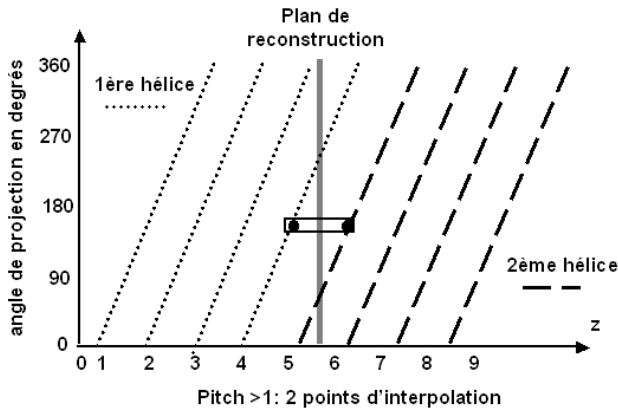
5-1-3-2 Scanner multicoupes

En acquisition multicoupes, si la distance d'interpolation reste inchangée quelque soit le pitch, le nombre de données pour reconstruire la coupe diminue quand le pitch augmente.

A mA constants, l'augmentation du pitch diminue le rapport signal sur bruit, la diminution du pitch l'améliore.

Algorithmes de reconstruction Pitch < 1





Algorithmes de reconstruction
Pitch > 1

5-2 Résolution spatiale

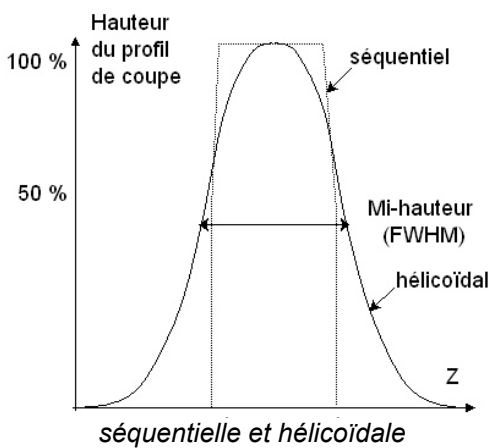
5-2-1 Résolution spatiale dans le plan de coupe

Elle dépend de la taille du pixel de la matrice de reconstruction, qui est fonction du champ de vue et du nombre de lignes et de colonnes de la matrice (le plus souvent 512^2). Elle est identique en scanner hélicoïdal à celle obtenue en scanner séquentiel.

5-2-2 Résolution spatiale longitudinale

Elle dépend de la taille du voxel dans l'axe longitudinal Oz et correspond à l'épaisseur effective ou réelle de coupe.

5-2-2-1 Définition de l'épaisseur effective



L'épaisseur réelle de la coupe est difficile à calculer. Elle peut être évaluée à partir du profil de coupe qui représente la distribution sur l'axe Z du rayonnement reçu par les détecteurs.

5-2-2-1-1 Profil de coupe en scanner séquentiel

Le profil de coupe a une forme presque rectangulaire, c'est à dire que l'épaisseur réelle de coupe est quasiment identique à l'épaisseur nominale choisie par l'opérateur.

5-2-2-1-2 Profil de coupe en scanner hélicoïdal

Le profil de coupe prend l'allure d'une courbe de Gauss. L'épaisseur effective augmente par rapport à l'épaisseur nominale. La valeur exacte de l'épaisseur réelle de coupe ne peut être qu'approchée : on utilise le plus souvent sa largeur à mi-hauteur, FWHM (Full Width at Half Maximum).

5-2-2-2 Facteurs modifiant l'épaisseur effective

L'épaisseur réelle dépend de la collimation mais également de deux autres facteurs, le pitch et l'algorithme d'interpolation. L'effet de ces paramètres est différent en scanner mono coupe ou multicoupe.

5-2-2-2-1 Scanner mono coupe

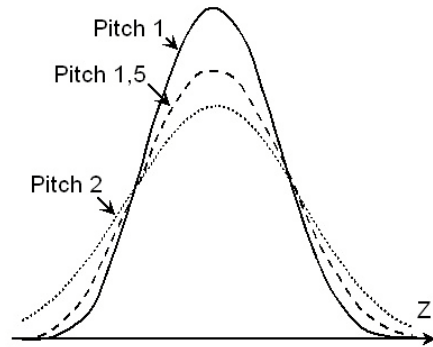
- Influence du pitch

Plus le déplacement de la table est important par rotation de 360° (plus le pitch augmente), plus la distance d'interpolation des données augmente et plus l'épaisseur de coupe effective augmente.

- Influence de l'algorithme d'interpolation

La distance d'interpolation est double en mode 360° linéaire par rapport au mode 180° linéaire. L'épaisseur réelle de coupe est donc plus importante avec un algorithme 360° que pour un algorithme de 180°. L'algorithme 360° n'est donc pas utilisé au delà d'une valeur de pitch de 1.

Si l'on considère l'augmentation en valeur absolue de l'épaisseur effective de coupe, on constate que pour des épaisseurs de coupes élevées, la majoration est significative (et en conséquence la dégradation de la résolution spatiale) mais qu'elle devient tout à fait tolérable si l'on choisit des coupes fines. L'utilisation de pitches élevés n'est licite qu'avec une faible épaisseur nominale.



Influence du pitch sur le profil de coupe

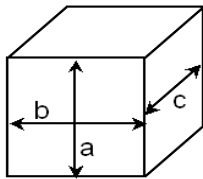
5-2-2-2-2 Scanner multicoupes

La distance d'interpolation n'excède jamais la collimation, ce qui représente un situation favorable en terme de profil de coupe. Certains constructeurs choisissent l'option d'une distance d'interpolation fixe pour une collimation donnée. Ainsi le profil de coupe reste constant quelque soit le pitch choisi.

Epaisseur nominale en mm	Epaisseur effective en mm				
	Monocoupe				Multicoupe
	Pitch 1		Pitch 2		Pitch ≤ 2
	180°	360°	180°	360°	variés
2,5	2,5	3,2	3,3	5,4	3
5	5	6,3	6,5	10,8	6

Influence du pitch et de l'algorithme d'interpolation sur l'épaisseur de coupe effective

5-2-2-3 Avantages et inconvénients d'une résolution spatiale longitudinale élevée



Voxel isotropique,
 $a=b=c$

Il devient possible d'approcher l'isotropie, c'est à dire un voxel de taille identique dans ses trois dimensions. L'inconvénient est une augmentation potentielle de l'irradiation. Chaque fois que l'épaisseur de coupe est divisé par 2, le bruit est multiplié par 1,4.

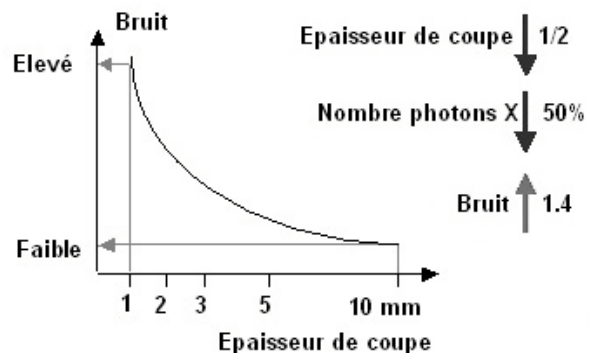
Pour compenser l'augmentation du bruit, il

faut augmenter les mA et donc l'irradiation.

Il existe également en scanner multicoupes des causes technologiques à cette augmentation de l'irradiation :

- il est nécessaire pour pouvoir irradier tous les détecteurs de façon égale, d'élargir la collimation primaire au delà de la collimation théorique.

Le scanner multicoupes permet d'acquérir un volume important avec des coupes millimétriques ou sub-millimétriques. Les reconstructions 2D planes ou curvilignes et 3D surfacique, MIP (projection d'intensité maximale), rendu de volume (VRT) sont d'excellentes qualité.



Relation entre épaisseur de coupe et bruit.

- la dilatation et le déplacement du foyer nécessite également une ouverture de la collimation primaire.

Epaisseur	Dose relative
5 mm (4 x 5)	1.0
2,5 mm (4 x 5)	1.1
1 mm (4 x 5)	1.4
0,5 mm (4 x 5)	2.4

Dose relative en fonction de l'épaisseur de coupe (scanner multicoupes, source constructeur)

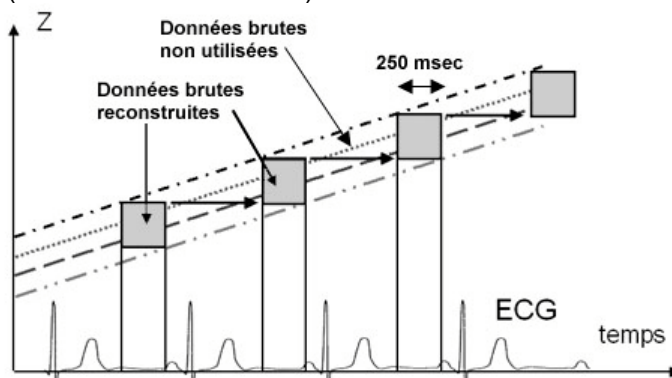
5-3 Résolution temporelle

Le scanner multicoupes permet des temps d'acquisitions 4 à 8 fois plus courts que le scanner monocoupe. L'apport essentiel du scanner multicoupes est l'amélioration de la résolution temporelle.. Il devient possible de réaliser des coupes fines avec un pitch faible, sur un volume important, en un temps très court.

Ces gains de temps substantiels sont surtout utiles pour limiter les artefacts d'exploration des organes mobiles, augmenter les possibilités d'exploration en apnée. Ils permettent une étude multiphasique après injection d'iode par exemple pour l'exploration d'un hépatome.

L'augmentation de la vitesse de rotation du statif à 0,5 sec/360° permet d'obtenir une résolution temporelle dans la coupe de 250 msec par reconstruction partielle et proche de 100 msec par l'utilisation d'algorithmes spécifiques (méthode multisectorielle).

Avec un scanner mono coupe, il faut trouver le bon compromis entre résolution temporelle, résolution spatiale et résolution en densité. L'augmentation du pitch privilégie la résolution temporelle. A condition d'utiliser des coupes fines, le compromis qualité / rapidité est acceptable dans les explorations en apnée et avec injection de contraste.



Scanner cardiaque : reconstruction partielle des données acquise avec synchronisation à l'ECG. Résolution temporelle de 250 msec.

5-4 Artefacts

Ils résultent d'une discordance entre les valeurs de densité de l'image reconstruite et les valeurs réelle d'atténuation :

- les artefacts de volume partiel sont limités par le chevauchement des coupes.
- les artefacts de mouvement sont atténués avec les scanners qui offrent des temps d'acquisition courts.
- les artefacts de sous-échantillonnage sont dus à une insuffisance de mesures. Ils se traduisent par des lignes fines au sein de l'image. Pour les corriger, il faut augmenter le nombre de mesures en diminuant la vitesse de rotation ou en scanner multicoupes en diminuant le pitch.
- les artefacts d'hélice sont propres au mode hélicoïdal. Ils résultent de la nécessité de réaliser une interpolation des données. Ils se traduisent par une distorsion de l'image et des anomalies de densité linéaires ou en bandes particulièrement visibles aux interfaces des structures à forte différence de densité. Pour les réduire, il faut commencer par réduire la collimation et à défaut réduire le pitch.

6 REDUCTION DE L'IRRADIATION

La part du scanner dans l'irradiation médicale est en augmentation constante atteignant 50% de la dose collective d'origine diagnostique alors que les actes scannographiques ne représentent que 4% de l'activité. Les scanners multicoupes exposent à une augmentation de

l'irradiation puisqu'ils permettent d'explorer des volumes encore plus grands dans des temps plus courts et à l'aide de coupes plus fines.

L'application de la directive européenne 9743 depuis mai 2000 impose des exigences lors de la prescription et de la réalisation des examens TDM. Il est nécessaire de connaître les outils de calcul de l'irradiation ainsi que les moyens de la réduire afin de réaliser un compromis optimal entre dose délivrée et bénéfice attendu de l'examen.

6-1 Directive EURATOM

6-1-1 Notion de dose reçue

« Les doses d'irradiation doivent être à la disposition des médecins prescripteurs » (article 6) Le radiologue doit donc être capable de préciser la dose délivrée par un examen tomodensitométrique.

6-1-2 Dosimétrie en direct

« Le scanner doit être équipé d'un dispositif informant le praticien de la quantité de radiation produite par l'équipement au cours de la procédure » (article 8). Les scanners du marché ne fournissent pas encore, pour la plupart, les paramètres permettant à l'opérateur d'apprécier l'irradiation délivrée.

6-1-3 Optimisation de dose

« Des pratiques appropriées doivent être utilisées dans chaque cas d'exposition à des fins médicales... impliquant des doses élevées pour le patient, comme la tomodensitométrie.. » (article 9) . Le médecin doit optimiser ses protocoles afin de satisfaire au mieux au compromis dose/qualité d'image

6-2 Comment Mesurer l'irradiation ?

On peut apprécier l'irradiation à l'aide :

- de la dose délivrée : kilovolts (kV), milliampères (mA) et milliampères-secondes (mAs)
- de la dose absorbée
- de la dose efficace.

6-2-1 La dose délivrée

Elle est donnée par la formule : $D = kV^2 \times I \times t / d^2$

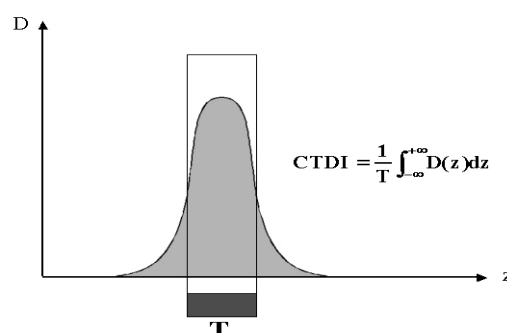
Elle ne donne pas une bonne estimation de la dose reçue car elle ne prend pas en compte la géométrie du faisceau et la collimation. Elle permet par contre de connaître les paramètres permettant de diminuer l'irradiation : si la distance d n'est pas modifiable, l'intensité I et le kilovoltage sont les facteurs prépondérants sur lesquels on peut agir.

6-2-2 La dose absorbée

La dose absorbée par l'organisme dépend de la dose délivrée et correspond à l'énergie reçue par l'organisme qui s'exprime en mGy. Elle dépend non seulement de la dose délivrée mais aussi de la région examinée ainsi que de l'épaisseur de coupe choisie. Pour connaître la dose absorbée, on utilise un index de dose obtenu à partir de mesures sur fantômes (tête et corps) effectuées à l'aide de dosimètres thermoluminescents ou de chambres à ionisation et obéissant à des règles précises : cet index de dose, c'est la C.T.D.I. (Computed Tomography Dose Index).

6-2-3 La C.T.D.I.

La C.T.D.I. se définit comme la dose délivrée par une coupe d'épaisseur donnée T , ou plus précisément comme l'intégrale de la dose mesurée pour tenir compte de la dispersion de dose liée au diffusé et à la pénombre. Elle est calculée par convention pour une valeur délivrée de 100 mA par



Bases physiques des rayons X - CERF 2001 - Solacroup, Boyer, Le Marec, Schouman Claeys coupe (CTDI normalisée). La C.T.D.I. s'affiche lors du choix des paramètres et va varier en fonction :

- du kilovoltage choisi
- du milliampérage choisi
- de l'épaisseur de coupe choisie.

Computed Tomography Dose Index

On peut apprécier la dose au volume par le produit dose longueur (PDL) exprimé en mGy.cm et obtenu en multipliant la CTDI affichée par la console par la longueur explorée. Dès le volume d'exploration choisi, on peut ainsi connaître le niveau d'irradiation résultant du protocole choisi par l'opérateur.

6-2-4 La dose efficace

Tissu ou organe	Facteur de pondération
Gonades	0,20
Moelle osseuse	0,12
Côlon	0,12
Poumon	0,12
Estomac	0,12
Vessie	0,05
Sein	0,05
Foie	0,05
Œsophage	0,05
Thyroïde	0,05
Peau	0,01
Surface des os	0,01
Autres tissus ou organes	0,05

Si la CTDI et le produit dose longueur rendent bien compte de la dose reçue, l'appréciation du risque nécessite une prise en compte de la radiosensibilité des organes irradiés : c'est la mesure de la dose efficace (exprimée en sieverts, unité de radioprotection) obtenue en pondérant la dose absorbée par le facteur de pondération de chaque organe du volume exploré. Cette dose efficace permet d'avoir un ordre de grandeur du risque de l'examen réalisé. En résumé, on dispose pour mesurer l'irradiation :

- d'un index, la CTDI qui apprécie la dose absorbée résultant d'une coupe,
- d'une dose « protocole » : le produit dose longueur ,

- de la dose efficace qui exprime le risque en fonction de la région explorée.

6-3 Comment diminuer l'irradiation ?

On dispose de moyens techniques (principalement l'adaptation manuelle ou automatique des mA) et de moyens dits « comportementaux ».

6-3-1 Moyens techniques

6-3-1-1 Le choix du pitch

L'influence du pitch sur l'irradiation diffère en acquisition monocoupe et multicoupe.

6-3-1-1-1 Acquisition monocoupe

En acquisition monocoupe classique, pour une valeur choisie de mA, il existe un gain de dose proportionnel à l'augmentation du pitch (diminution du temps d'acquisition) alors que le rapport signal sur bruit reste constant.

Pour un volume d'exploration identique, la dose délivrée sera 2 fois moindre pour un pitch de 2 que pour un pitch de 1.

6-3-1-1-2 Acquisition multicoupe

En acquisition multicoupe, à mA constants, l'augmentation du pitch diminue le rapport signal sur bruit.

Pour conserver un rapport signal sur bruit constant par coupe, on ne va plus fixer une valeur de mA lors de l'acquisition mais une valeur de mAs et le choix du pitch va moduler les mA délivrés par le tube pour délivrer une dose au volume en mAs qui soit constante. On conservera ainsi un rapport signal sur bruit constant quel que soit le pitch choisi mais il n'y aura plus de relation entre dose délivrée au volume et valeur du pitch. En somme, le pitch n'influence plus la dose délivrée au volume comme en acquisition monocoupe et l'augmentation du pitch ne permet pas de diminuer l'irradiation.

Monocoupe	Multicoupes
bruit constant	bruit <u>rendu</u> constant
profil de coupe ↗	profil de coupe → (pitch < 2)
dose ↘	dose constante
artefacts de spirale ↗	artefacts de spirale ↗

A l'inverse, l'utilisation de pitches inférieurs à 1 qui n'était pas habituelle en monocoupe car le chevauchement des hélices augmentait l'irradiation peut être préconisée en technique multicoupes sans surcoût radique avec comme contrepartie une durée d'acquisition plus longue.

Influence de l'augmentation du pitch.

6-3-1-2 Choix des kV

La dose délivrée étant proportionnelle au carré de la tension, la baisse du kilovoltage constitue en théorie le moyen le plus efficace de réduire l'irradiation.

kV	Dose relative
140	100%
120	58%
80	12%

KV et dose délivrée

6-3-1-3 Modulation des mA

6-3-1-3-1 Modulation manuelle

- Adaptation anatomique les paramètres peuvent être adaptés en fonction de la corpulence du patient. On peut dans l'exploration de l'abdomen adapter les paramètres par évaluation du diamètre abdominal transverse. Le choix des paramètres est déterminé après calcul du rapport diamètre abdominal /CTDI. On définit ainsi des protocoles adaptés qui permettent un gain pouvant aller jusqu'à 50%.

- Adaptation des mAs en fonction de la région explorée les mAs peuvent être réduits pour l'exploration des régions à fort contraste naturel (sinus, poumons). Par contre les mAs doivent être maintenus élevés dans les régions à faible contraste naturel (cerveau, foie) et vouloir les diminuer constitue un mauvais compromis dose / qualité d'image.

6-3-1-3-2 Régulation automatique du milliampérage

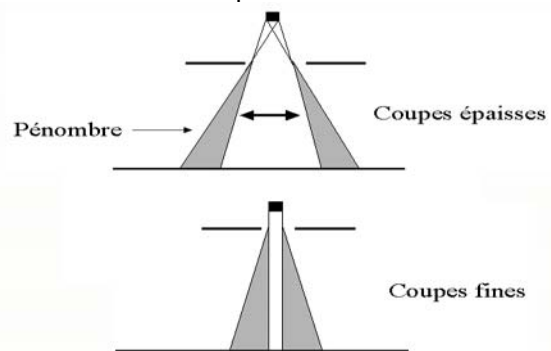
C'est une adaptation automatique des mA en fonction des conditions anatomiques évaluées à partir des profils d'absorption des régions explorées.

- Avant l'acquisition les mA sont modulés selon l'angle d'exploration pour tenir compte des différences de diamètre du thorax dans le plan frontal et sagittal. (diminution des mA lorsque le faisceau est vertical). La quantité de mA qui sera délivrée est calculée pour chaque coupe en fonction du profil d'absorption déterminé à partir d'un mode radio de profil.

- Pendant l'acquisition les variations d'absorption reçues par les détecteurs pendant les 180 premiers degrés d'une rotation sont répercutées sur les 180 degrés suivants. Cette correction est ensuite répétée tous les 180 degrés pendant l'ensemble de l'acquisition.

6-3-1-4 Le choix de l'épaisseur de coupe

La diminution de l'épaisseur de coupe augmente l'irradiation par la nécessité d'augmenter les mA pour préserver le rapport signal sur bruit, mais également par augmentation relative de la pénombre. La pénombre, liée au caractère non ponctuel du foyer de RX et source d'irradiation inutile, est indépendante de l'épaisseur de coupe choisie et augmente donc relativement lorsque l'épaisseur de coupe (ou la collimation en acquisition multicoupes) diminue.



Epaisseur de coupes et pénombre

6-3-2 Moyens comportementaux

C'est sûrement le moyen le plus efficace de réduire l'irradiation.

6-3-2-1 Limiter les acquisitions inutiles

La rapidité d'acquisition des scanners hélicoïdaux permet en un temps d'examen identique à celui des appareils séquentiels d'effectuer plus d'acquisitions et ce gain de temps d'exploration a des effets pervers et néfastes sur la dose délivrée aux patients. Le temps d'exploration n'étant plus un frein, on est tenté d'augmenter le nombre de passages sur un même volume pour un apport diagnostique souvent discutable.

6-3-2-2 Eviter les organes sensibles.

L'exploration du rachis lombaire ne doit plus se faire avec inclinaison du statif car celle-ci augmente le diamètre traversé et diminue le rapport signal sur bruit et de plus expose la femme à l'irradiation des ovaires. L'acquisition horizontale des différents étages lombaires permet un gain de temps et peut être complétée par des reconstructions dans le plan des disques.

6-3-2-3 Protéger les organes sensibles

La protection des organes superficiels comme le sein ou la thyroïde à l'aide de dispositifs en bismuth permet de réduire la dose à ces organes de 50% environ sans perte de qualité d'image des structures sous-jacentes.

6-3-2-4 Techniques de substitution

L'échographie de l'appareil génital chez la femme ou l'IRM du foie en cas de suspicion de tumeur bénigne constituent un meilleur compromis « bénéfique attendu / risque » que le scanner, surtout devant la suspicion de lésions bénignes.

Ce qu'il faut retenir de l'irradiation en TDM

Le passage des scanners séquentiels aux scanners hélicoïdaux monocoupe puis multicoupe entraîne une majoration de l'irradiation. Celle-ci résulte de l'utilisation d'épaisseurs de coupes de plus en plus fines mais surtout de l'augmentation des volumes explorés liés à la rapidité des machines.

En acquisition monocoupe, l'augmentation du pitch entraîne une économie de dose proportionnelle. Ce n'est pas le cas avec les scanners multicoupe : l'utilisation de pitches inférieurs à 1 ne provoque pas d'irradiation inutile. L'adaptation du milliampérage en fonction de la morphologie du patient et surtout les facteurs comportementaux restent prépondérants pour limiter l'irradiation.