



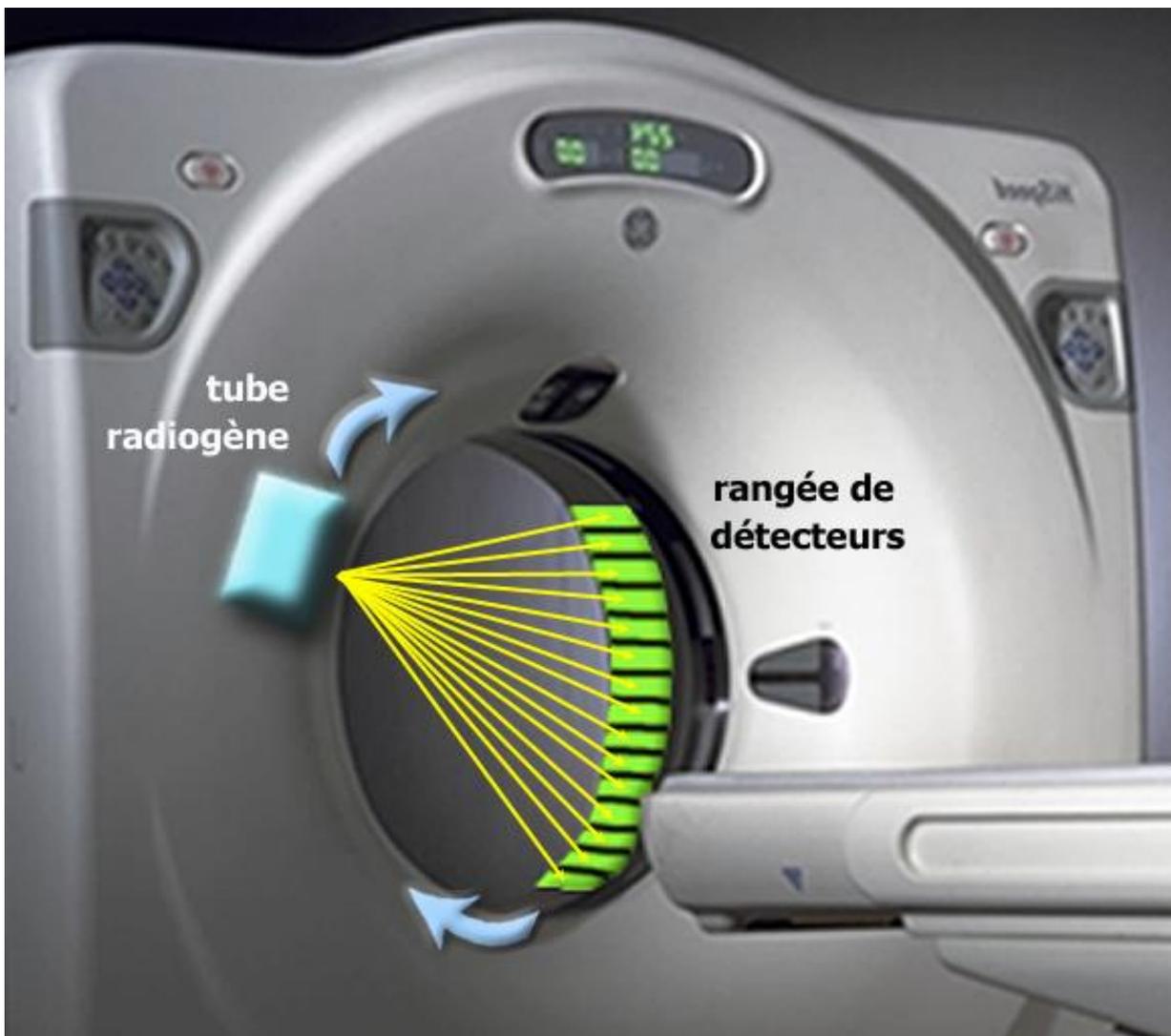
Ministère de la santé  
Institut de la Formation aux Carrières de  
Santé d'Agadir



[www.ispits.net](http://www.ispits.net)

# La tomодensitométrie

(Principe physique)



# Le plan

## I-Généralités

- Définition
- Historique

## II-Principe

## III- la constitution du scanner

- Un système d'acquisition
- Un système de traitement des données
- Un système de visualisation des données
- Un système d'archivage

## IV -Comment améliorer la qualité de l'image

## V-Les scanners multibarrettes

- Les avantages
- Les inconvénients

*www.ispits.net*

# I-Généralités

## 1-Définition

La tomodensitométrie (TDM), dite aussi scanographie, tomographie axiale calculée par ordinateur (TACO), CT-scan (CT = Computed Tomography), CAT-scan (CAT = Computer Assisted Tomography), ou simplement scanner pour l'appareil, est une technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus puis, par traitement informatique, à numériser et enfin reconstruire des images 2D ou 3D des structures anatomiques.

## 2-Historique

Les principales étapes du développement de la scanographie à rayons-x sont :

-1971 : premier examen tomodensitométrie 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

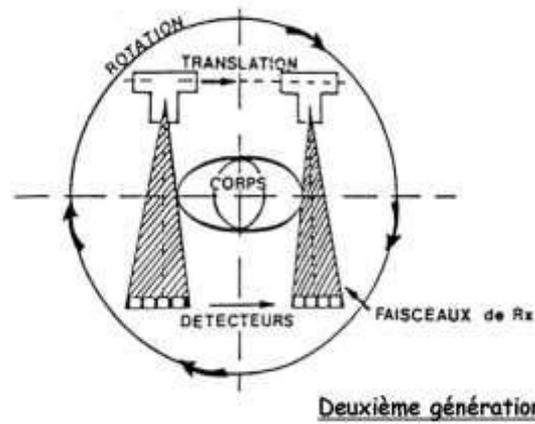
-1992 : acquisition de deux coupes simultanées par rotation

-1998 : acquisition multicoupes

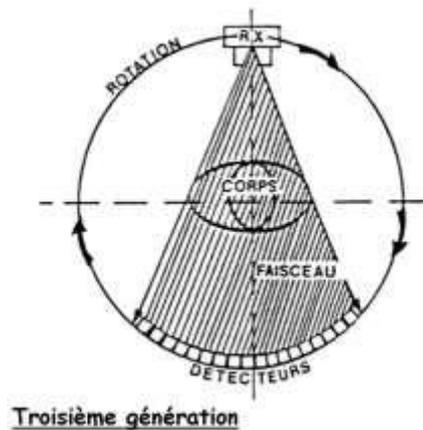
Les scanners X ont évolués dans le temps.

Ainsi les appareils de première génération comprenaient un seul détecteur qui effectuait des rotations.

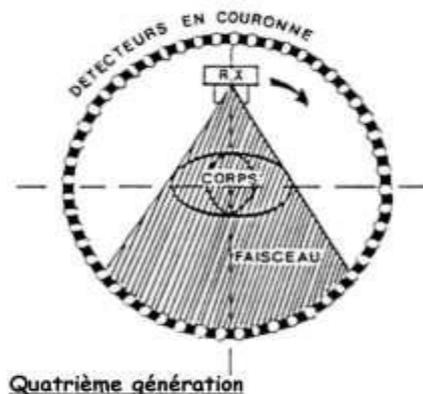
Les appareils de deuxième génération comprenaient un tube à rayons X solidaire d'un seul détecteur qui effectuait successivement un mouvement de translation puis un mouvement de rotation autour du patient. La production d'un signal de mesure représentant le profil d'absorption était engendré à chaque mouvement de l'appareil. Ce procédé était répété jusqu'à ce que la personne ait été traversée sous de nombreuses directions, ce qui demandait des acquisitions de plusieurs minutes par coupe.



Les troisièmes et quatrièmes générations sont apparues simultanément. Seul leur aspect technologique les différencie. Elles emportent plusieurs centaines de détecteurs. Ce sont des éléments individuels juxtaposés. Cela permet une exploration optimale car le faisceau, en éventail, porte à chaque projection sur la coupe entière du sujet. Ainsi pour chaque mesure, la coupe est traversée par un faisceau en éventail dont l'angle d'ouverture est de  $42^\circ$  en général. Dans la troisième génération, les détecteurs sont solidaires du tube.



Dans la quatrième génération, les détecteurs sont en couronne et fixes, le tube tournant dans la couronne. Mais les appareils appartenant à ce type de génération sont très coûteux du fait du nombre de détecteurs et à la maintenance.



## II- Le principe

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.

### 1-atténuation

Un faisceau de rayons X traversant un objet homogène d'épaisseur  $x$  subit une atténuation, en 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.

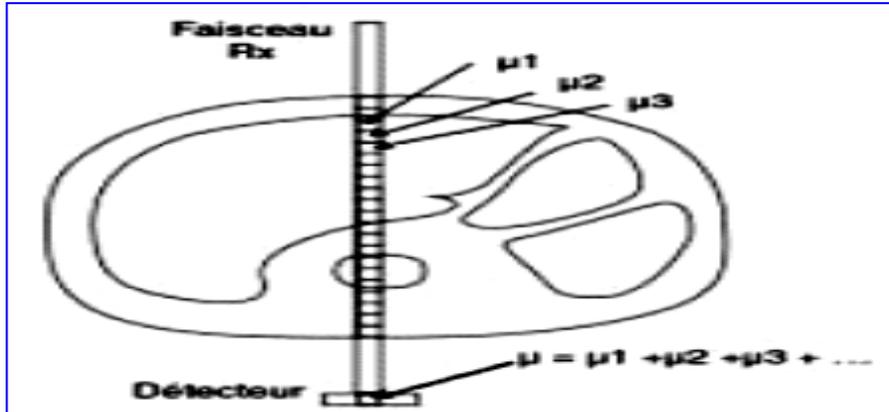
Elle est définie par la relation :  $\text{Log } I_0/I = \mu x$

( $I_0$  : intensité incidente du faisceau ;  $I$  : intensité émergente;

$\mu$  : coefficient d'atténuation de l'objet traversé ;

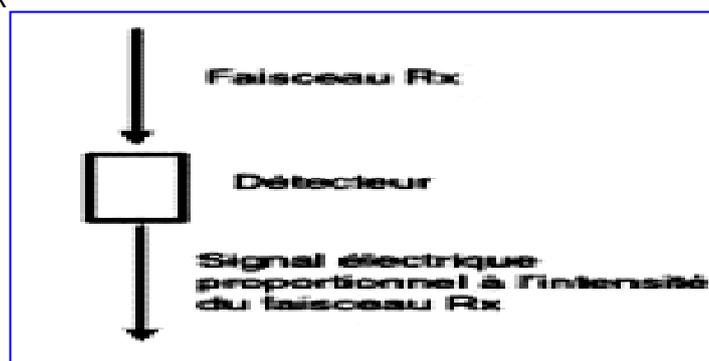
$x$  : épaisseur de l'objet).

Le faisceau rencontre des structures de densité et d'épaisseur différentes. L'atténuation dépend donc de plusieurs inconnues  $\mu_1x_1, \mu_2x_2, \dots, \mu_nx_n$  (figure 2).



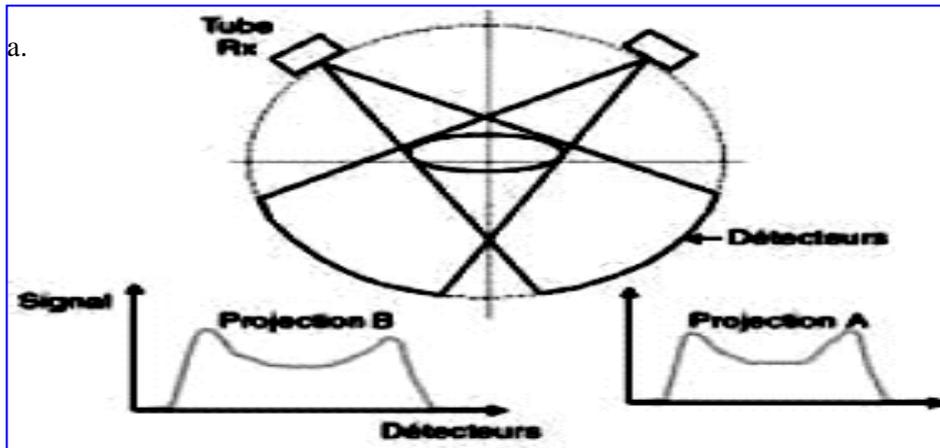
### 2- projection

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



Le profil d'atténuation ou projection correspond à l'ensemble des signaux électriques fourni 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 1 000 mesures par rotation)



### 3-rétroprojection :

un angle de rotation = une projection, donc la rotation du couple tube/détecteur autour du patient va donner n projections, qui vont être échantillonnées, numérisées, filtrées et rétro projetées sur une matrice de reconstruction qui est un tableau de n lignes et n colonnes (512x512 pixels), puis l'ordinateur va calculer individuellement la densité de chaque pixel de la matrice à partir de la somme des lignes et colonnes de la matrice

### 4-transformation en image :

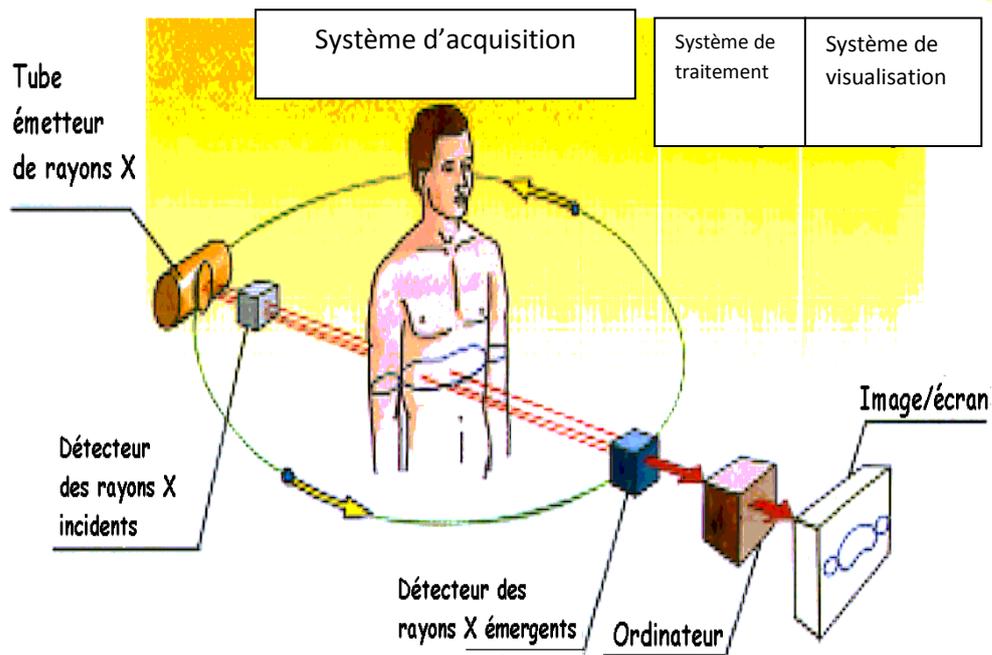
Chaque pixel de la matrice (qui correspond à une certaine valeur d'atténuation) va être représenté par une échelle des gris (échelle de Hounsfield)

Les coefficients d'atténuation sont traduits en unités Hounsfield : 0=eau, +1000=os, -1000=air

## III- la chaine tomодensitométrique :

La chaîne de la scanographie comprend quatre éléments:

- Un système d'acquisition comportant lui-même différentes composantes: une source de rayons X, un générateur, des détecteurs, un statif...
- Un système de traitement des données comprenant des systèmes rapides de reconstruction, des filtres de reconstruction, une matrice, ...
- Un système de visualisation des données grâce à une console et à une méthode de fenêtrage de l'image,
- Un système d'archivage donc d'enregistrements des données sur différents supports de gestion et stockage.



## 1-Le système d'acquisition

### A-les composantes

**1-générateur** : est embarqué dans le statif, et va alimenter le tube à Rx, délivrant

- Haute tension continue (80-140 kV)
- Milliampérage constant (10-500mA)
- Avec une puissance totale de 50-60kW

### **2-tube :**

Doivent être extrêmement performants.

*www.ispits.net*

En effet ils doivent être capables :

- d'une part d'absorber de fortes contraintes thermiques d'où la nécessité d'une capacité calorique élevée
- d'autre part, 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-Filtrage et collimation : permettent la mise en forme des Rx

- a) Filtrage : réalisé grâce à une lame métallique de faible épaisseur pour obtenir un spectre étroit : approcher le monochromatisme
- b) Collimation :
  - i. Primaire : située en aval du filtrage :
    - o -calibrer le faisceau de Rx en fonction de l'épaisseur de coupe désirée
    - o -limiter l'irradiation inutile
  - ii. Secondaire : placée avant le détecteur, et doit être parfaitement alignée avec le foyer et la collimation primaire : limiter le rayonnement diffusé par le patient

### 4- Les détecteurs

Sur un scanner monocoupe les détecteurs (500 à 700 disposés en arc de cercle sur l'axe x) sont répartis sur une seule couronne dans l'axe z, ce qui permet l'obtention d'une coupe par rotation du tube

La technologie multicoupe repose sur la juxtaposition de couronnes (barrettes) de détecteurs dans l'axe z ; une coupe peut être obtenue par les détecteurs d'une seule couronne ou par l'association des données de plusieurs barrettes contigües

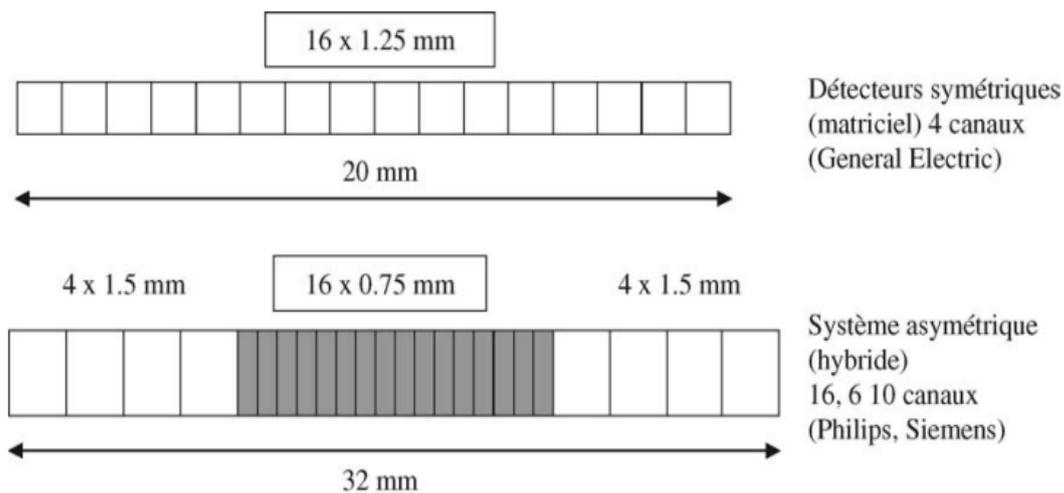
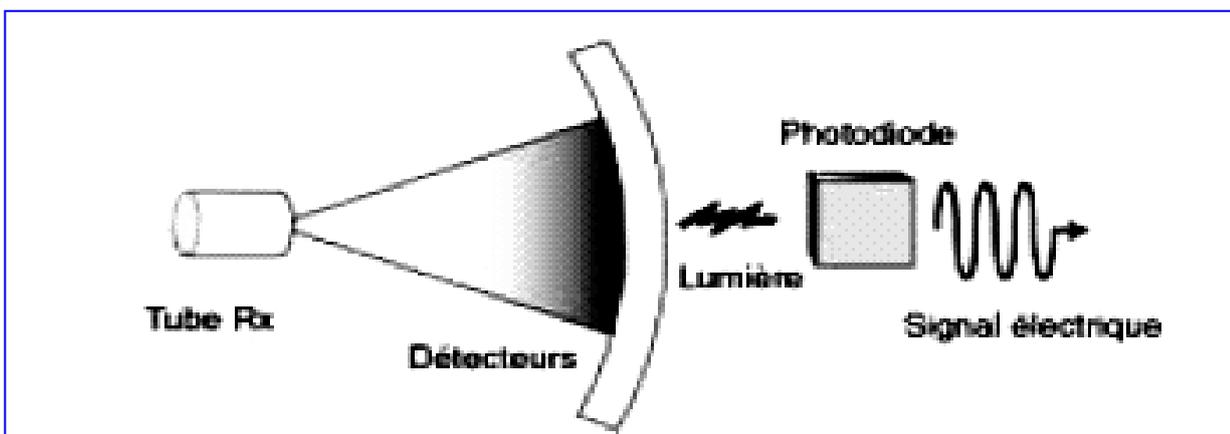


Fig. 1. Deux systèmes de détection symétrique ou hybride.

### LES SCINTILLATEURS



Ce sont des détecteurs utilisant l'excitation des électrons. Il s'agit de cristaux photoluminescents (Iodure de Sodium généralement) transformant les photons X absorbés en photons lumineux (le nombre de molécules excitées est proportionnel à l'énergie perdue ( $E_p$ ) par la particule dans le scintillateur et le nombre de photons émis est proportionnel à  $E_p$ ).

Ceux-ci sont captés par la photocathode d'un photomultiplicateur et convertis en électrons par effet photoélectrique.

Le multiplicateur d'électrons augmente le nombre d'électrons créés grâce à des dynodes chargées de collecter le courant amplifié grâce à des ponts de résistance permettant de répartir une Haute Tension entre les différentes dynodes, la différence de potentiel ainsi créée accélère alors ces électrons entre deux dynodes.

Le photomultiplicateur a donc pour but de créer de l'électricité et d'amplifier le signal d'entrée par ces différents artifices.

+les inconvénients :

-Le temps de réponse est assez faible allonge le temps d'acquisition, et ces détecteurs posent des problèmes d'encombrement et de poids s'ils sont très nombreux.

-prix élevé, taille importante, nécessité de réglage (calibrage) fréquent

## 📍 LES CHAMBRES D'IONISATION

C'est le système le plus utilisé actuellement. Les cristaux sont remplacés par des chambres d'ionisation au Xénon sous pression (20 à 50 bars). Les cellules de Xénon sont séparées par des cloisons en Tungstène d'épaisseur égale à 0,5 à 2 mm (électrodes). La hauteur des cellules varie de 20 à 30 mm. Les cloisons sont alignées selon la projection conique du rayonnement X incident.

Le nombre de cellules varie entre quelques dizaines et quelques centaines pour un scanner de troisième génération. Ce système a une rémanence faible, sa résolution est limitée par la taille des cellules (de l'ordre du millimètre ou de la fraction du millimètre). Le rendement n'est pas toujours excellent (50 à 65%).

Ils sont moins chers, moins encombrants, plus stables mais le gain est faible nécessitant un amplificateur

## 5- Le statif

Il comporte deux parties: l'ensemble de détection et le lit.

L'ensemble de détection (tube à rayons X solidaire de la rangée de détecteurs) se déplace autour du malade d'un angle variable et en un temps variable.

Son l'inclinaison craniopodal varie de plus ou moins 20° à 30° selon les constructeurs. L'inclinaison maximale à 30° permet des coupes frontales de la face et du crâne en position plus confortable (décubitus tête basse).

Le déplacement longitudinal du lit est de 150cm environ. C'est l'élément auquel il faut prendre le plus d'attention car il est fragile. Il est à rappeler que c'est lui qui réalise l'incrémentation qui relève parfois du millimètre !

L'ouverture accessible au patient varie de 52 à 70cm. Cette dimension facilite plus ou moins l'accès au patient une fois que celui-ci est positionné dans l'anneau, en particulier les gestes de branchements de seringues électriques et de ponctions tissulaires.

La distance foyer-détecteur (FDF) varie peu (autour de 120cm) selon les constructeurs.

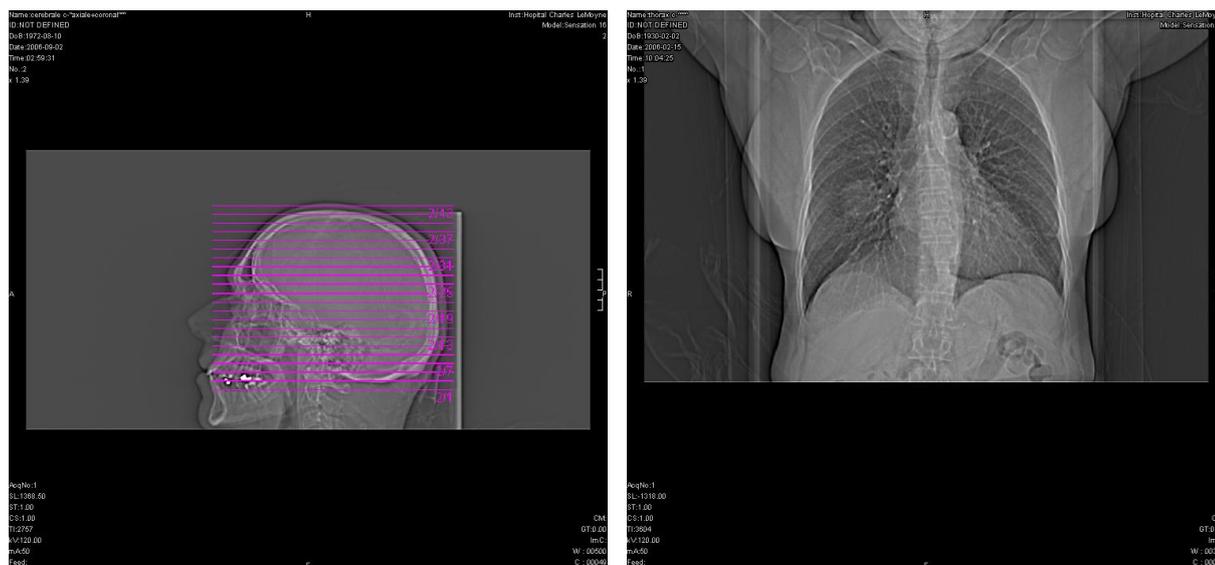
Tout appareil comporte un système de repérage de la position du malade au centre de l'anneau.

En effet l'alignement du sujet est aidé par un système de 3 faisceaux lasers: 2 latéraux et un sagittal. Les deux lasers latéraux définissent 2 plans, un vertical transverse et un horizontal coronal. Le laser sagittal définit un plan sagittal. Chaque faisceau laser trace sur le patient un trait fin, lumineux, souvent de couleur rouge et totalement inoffensif.

Le laser latéral définissant un plan vertical transverse est utilisé pour le centrage. Faire le "zéro" consiste, en pratique, à centrer ce laser au niveau de la première coupe à réaliser déterminée par des repères cutanés (plan Orbito-Métal pour le crâne par exemple), ou à centrer le topogramme sur des zones accessibles à la palpation (pointe de la xiphoïde pour l'abdomen,) de façon à visualiser la région du corps intéressée à la programmation des coupes (inclinaison, épaisseur, espacement, nombre).

## **B- les modalités d'acquisitions :**

### **3.1. Le scanogramme**



Le mode radio peut être effectué sous plusieurs incidences (face ou profil); l'ensemble tube-détecteurs se place alors selon le cas soit à 0°, soit à 90° et reste fixe le temps de l'acquisition qui dure, en général, 6 secondes pour un grand champ d'exploration (exemple: thoraco-abdomen). Ce repérage permet de :

- La délimitation de la zone à explorer
- L'orientation des plans de coupes
- Eviter les artefacts métalliques

### 3.2. Le mode axial ou séquentiel : coupe par coupe :

C'est le mode standard de fonctionnement du scanner, où l'on obtient l'image d'une coupe tomographique, par projection. L'opérateur sélectionne une épaisseur de coupe et un diamètre d'acquisition en fonction de la morphologie à explorer. Le lit est fixe et le « rotor » effectue une rotation autour du patient. Pour la coupe suivante, on bouge le lit d'une longueur inférieure ou égale à la collimation (ou supérieur, si l'on n'a pas besoin de coupes jointives), puis l'on démarre une prochaine acquisition tomographique.

### 3.3 Le mode hélicoïdal ou spiralé :

C'est l'émission continue des Rx avec le déplacement continu de la table

C'est le mode le plus utilisé aujourd'hui pour effectuer des acquisitions volumiques rapides

## C-les paramètres d'acquisitions :

- ✱ **Epaisseur de coupe ou collimation :** définie par la largeur de collimation du faisceau de Rx à la sortie du tube, selon que le scanner est mono ou multicoupe
- ✱ **kV, mA, et temps de rotation :** les scanner multicoupes les plus récents permettent un temps de rotation de 0,5 seconde pour 360°. Un temps de rotation aussi court va conditionner la résolution temporelle >> temps d'acquisition d'une coupe qui peut être très court : de l'ordre de 250 ms, voire proche de 100ms
- ✱ **Pitch :**
  - Définition : est une valeur numérique exprimant l'étirement de l'hélice, ce dernier ayant une influence sur :
    - La qualité de l'image
    - Temps d'acquisition
    - Irradiation du patient
  - Le pitch correspond au rapport entre :
    - Le pas de l'hélice : distance parcourue par la table pendant une rotation de 360° du tube
    - Collimation du faisceau de Rx
  - Selon que l'on soit en mono ou multicoupe la définition du pitch change :
    - En acquisition mono coupe : le pitch sera égal au rapport entre le déplacement parcourue par la table en une rotation et l'épaisseur nominale de coupe >> donc on parle de pitch de collimation
    - En acquisition multicoupe : le pitch est le rapport entre le déplacement du lit en une rotation et le produit de l'épaisseur de coupe nominale par le nbre de coupes acquises simultanément :

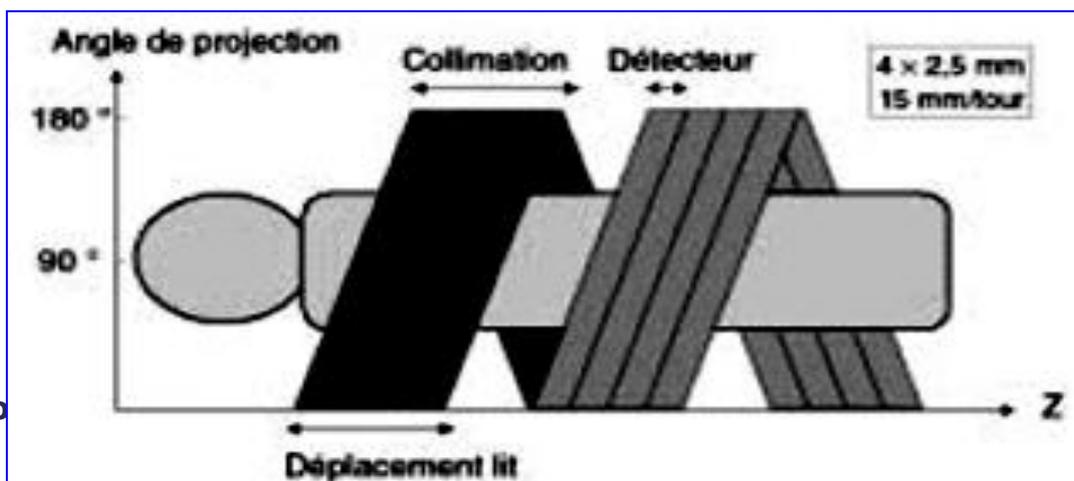
**Exemple1 :** Acquisition spiralée utilisant 16 barrettes (N) de 0,5mm (En) où la table se déplace à une vitesse de 20 mm/s (Vtable) et où le tube effectue une rotation en 0,5 s (Trot)

$$\text{Pitch} = V_{\text{table}} \times \text{Trot} / N \times E_n = 1,25$$

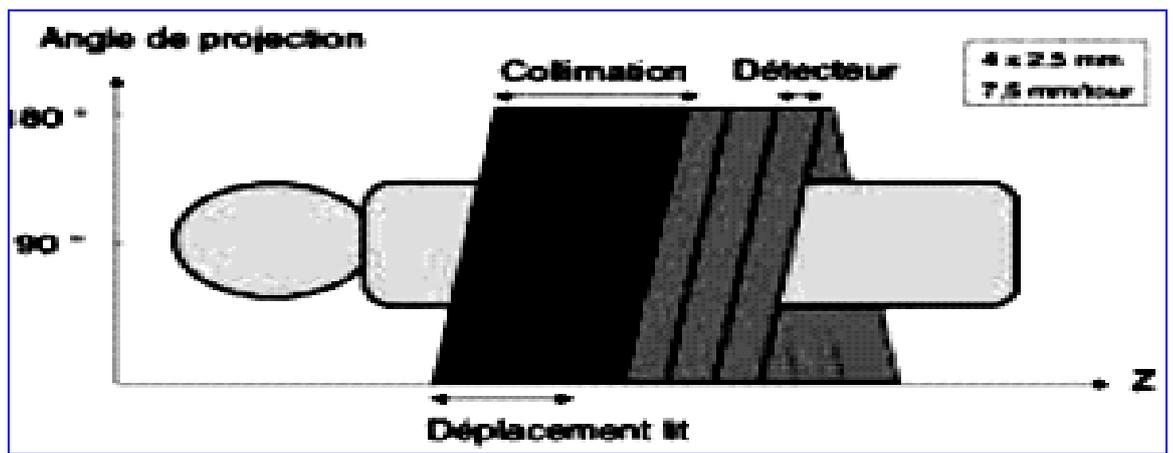
[www.ispits.net](http://www.ispits.net)

### Exemple2 :

Tomodensito



### Exemple3

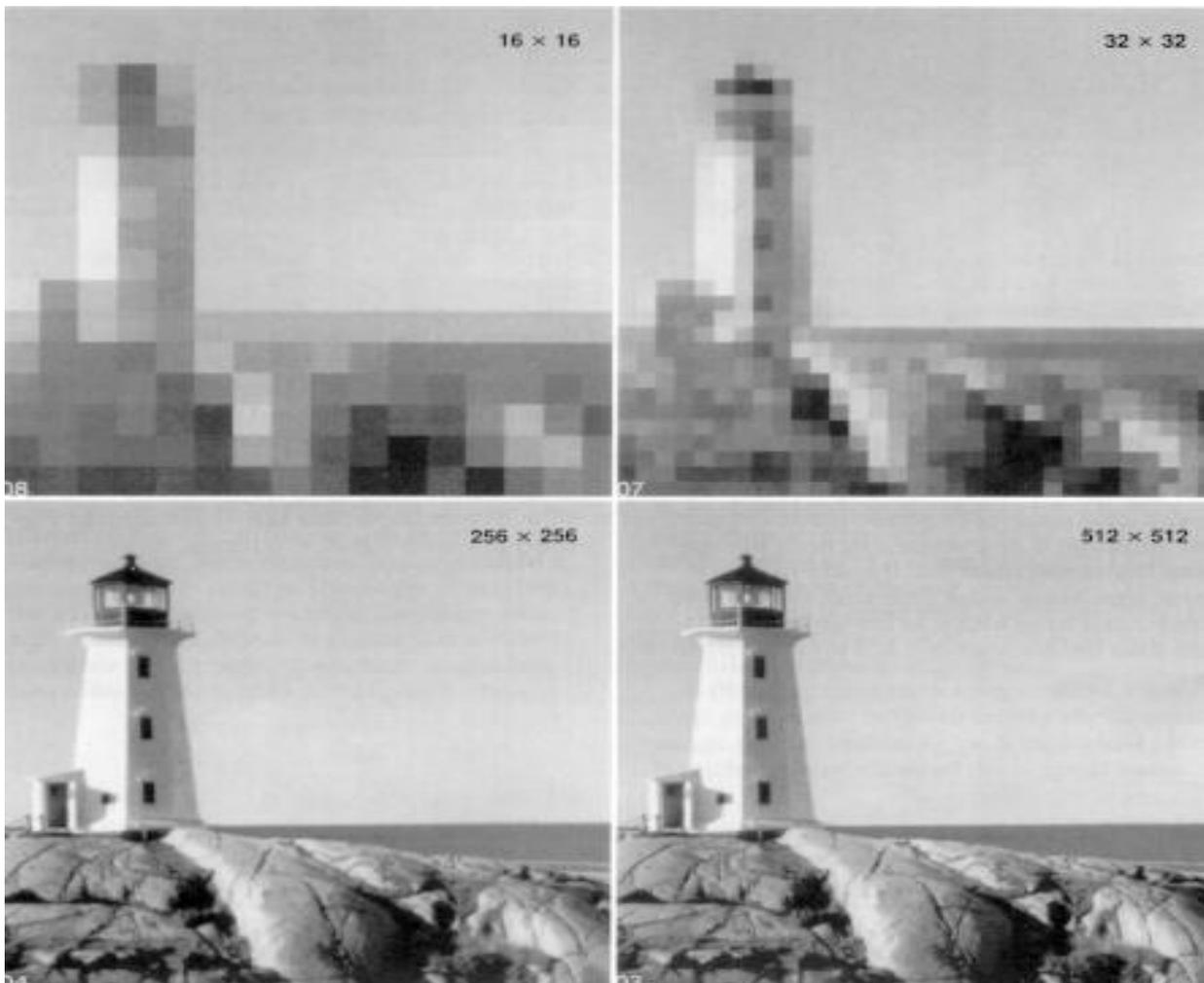


## 2- Le système de traitement des données : la reconstruction

La phase de reconstruction comporte différentes méthodes:

- Soit des méthodes algébriques pour lesquelles il faut des outils mathématiques, et donc informatiques, très puissants;
- Soit la méthode de la transformée de Fourier qui est, dans la plupart des appareils aujourd'hui commercialisés, la méthode utilisée. Il s'agit d'un processus mathématique qui modifie une fonction en donnant ses valeurs en terme de fréquences de chacune de ses composantes au lieu des coordonnées spatiales de chacune de celles-ci ou vice-versa.

### a-la matrice



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. À 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.

Le voxel est par contre l'unité élémentaire de volume correspondant pour une épaisseur de coupe donnée

## **b-les filtres de reconstructions**

Les filtres de reconstruction sont utilisés pour améliorer la qualité de l'image avec rétroprojection peuvent être modifiés ou choisis en fonction de l'organe exploré.

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.

Les caractéristiques de ces filtres peuvent être: renforcement de bord, standard, haute résolution, mixte..

## **c-l'algorithme 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.

## **3- Le système de visualisation des données**

### **↳ La console**

La console est souvent composée d'un clavier servant à faire entrer les ordres et à étudier les résultats (fenêtres, mesures, manipulation de l'image) et de deux écrans à tube cathodique. Sur le premier écran sont visualisés les paramètres d'acquisition programmés par le manipulateur et sur le deuxième l'image reconstruite avec le numéro de l'examen, le nom et prénom du sujet exploré; la série et le numéro de coupe; la matrice, le champ, le temps de pose, l'épaisseur de coupe utilisées, etc.

L'écran cathodique servant à entrer les paramètres d'acquisition, est maintenant remplacée, sur les machines les plus récentes, par un écran tactile qui facilite la programmation en évitant de rentrer celle-ci par l'intermédiaire du clavier qui peut être une méthode complexe est longue. Il suffit de balader le doigt sur l'écran en choisissant les cases permettant la modalité d'acquisition requise pour l'examen en cours. Maintenant, on a de plus en plus recours à l'utilisation de la "souris".

## Le fenêtrage

La "fenêtre" représente par convention le nombre d'UH que le manipulateur décide de visualiser. Une fois la largeur de la fenêtre choisie, le milieu de cette fenêtre doit être également défini par rapport au zéro de l'échelle. En dehors de cette fenêtre, les tissus n'apparaissent pas.

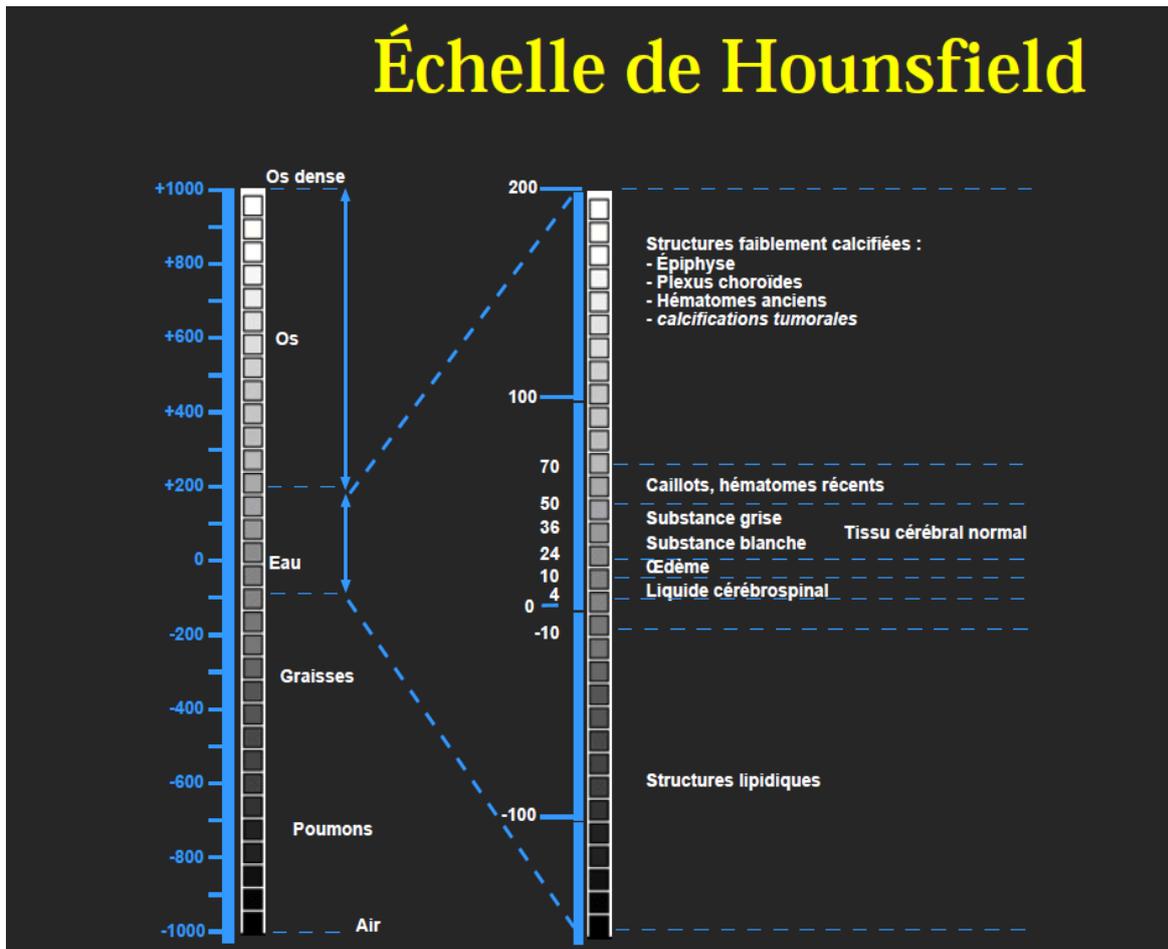
Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield UH. L'éventail varie de -1000 à + 1000, avec le choix d'une valeur de zéro pour l'eau, - 1 000 pour l'air et + 1 000 pour le calcium. Mais sur certains appareils, l'éventail varie entre -1000 et +3000 voire +4000 UH pour permettre une meilleure analyse des structures osseuses

L'oeil 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 ; qui doit être voisin de la valeur de la densité moyenne des organes que l'on veut étudier

— 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.



## Autres traitements de l'image

il existe toute une série de fonctions de traitement de l'image disponibles sur les consoles: les fonctions d'agrandissement, d'histogramme de densité, les calculs de densité moyenne, les calculs de surface, de longueur, ... La reconstruction d'image selon des plans perpendiculaires (coronal ou sagittal) ou obliques par rapport aux plans de coupe transversaux donnés par le scanner X. Dans ce domaine de la reconstruction d'image, quelques constructeurs proposent des logiciels appropriés pour obtenir des présentations en "3 dimensions". Des logiciels permettent même, une fois tel organe ou telle région reconstruite, de la faire tourner dans l'espace pour l'analyser sous différents angles de vue.

## 4-Archivage et reprographie

### Archivage

L'enregistrement des données est fait désormais sur des disques optiques numériques permettant de ressortir ... tout moment l'ensemble des données de l'examen.

Le stockage à court terme est en général assuré à partir de disques durs dont la capacité en image est fonction des caractéristiques mêmes de cette dernière, à savoir :

- Taille de la matrice ( $256^2$ ,  $512^2$ ,  $1.024^2$ ) ;
- Profondeur de la matrice (nombre de bits)

Toutefois, les méthodes de compression permettent de réduire sensiblement la place occupée et d'augmenter le nombre d'images stockées.

### La reprographie des images

Le support film est encore et pour longtemps utilisé. Aujourd'hui, les reprographes reproduisent l'image à partir du signal vidéo. En tant que bout de la chaîne qui peut tout dégrader, la qualité du "repro" est décisive. La lecture laser est la meilleure.

## IV- Comment améliorer la qualité de l'image

On peut améliorer qualité de l'image par :

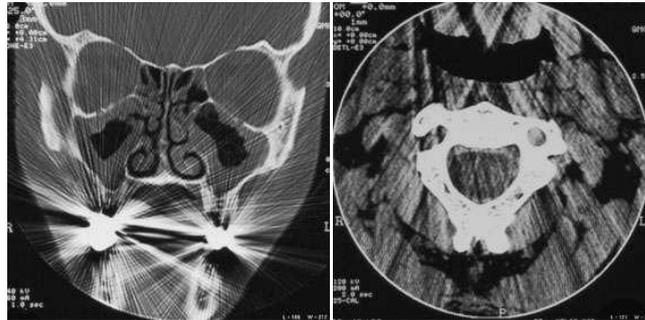
- Minimiser les causes d'artefacts dus au patient lui-même, à l'appareil et au deux à la fois;
- résolution spatiale, temporelle et en densité, améliorées;
- paramètres d'acquisition et prise de vue parfaites réalisées par le manipulateur, selon les contextes cliniques et l'information à faire voir;
- utilisation optimale des capacités de la machine.

### 1- Minimisation des causes d'artefacts

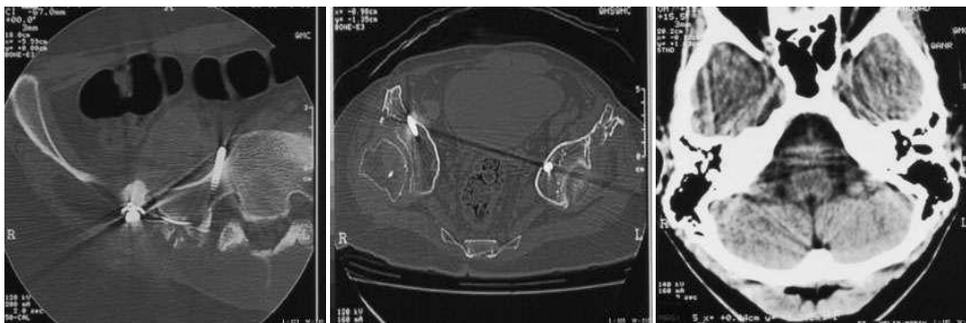
Les artefacts peuvent être dus au patient, à la machine mais aussi au deux à la fois. Les artefacts sont à reconnaître car ils peuvent être source d'interprétation erronée ou impossible. Comment les minimiser et même les faire disparaître pour une qualité d'image améliorée?

## ∞ Les artefacts liés au patient

Les artefacts de très haut contraste : couronnes dentaires, prothèses dentaires, plombage de dents, paire de lunettes, boucles d'oreilles, clips chirurgicaux, stimulateurs cardiaques, prothèses de hanche, valves cardiaques, etc ... , faussent grandement les mesures d'atténuation des faisceaux de rayonnement les ayant traversés: les artefacts en résultant altèrent donc de manière particulièrement marquée la qualité de l'image.



Deux objets de haut contraste (2 prothèses métallique de hanche par exemple) situés sur des coupes axiales transverses sont à l'origine d'artefacts radiaires particulièrement importants dans les zones situées entre ces deux objets.



Le manipulateur veillera donc à éliminer les sources d'artefacts que le sujet est capable de retirer ou de faire retirer sans traumatisme, mais il faut qu'il puisse les remettre à la fin de l'examen s'ils lui sont indispensables.

► par exemple pour réaliser un examen du massif facial en coupes axiales, le manipulateur applique ses coupes parallèlement au palais osseux au-dessus des racines des dents pour éviter l'artefact des plombages de dents. Mais celui-ci est inévitable lors de coupes coronales pour ce même examen.



Il est donc indispensable d'établir un accueil et d'engendrer une communication avec le patient. C'est justement lors de cette conversation que le manipulateur se renseignera sur les possibles sources d'artefacts qui lui seront utiles d'éviter lors de sa programmation.



Une opacité osseuse très dense peut entraîner de longues stries en éventail au niveau de la protubérance occipitale interne sur une coupe de la base du crâne.



Par exemples dans une exploration du rachis lombaire, de la région cervico-dorsale ou de la fosse postérieure, il existe des artefacts de durcissement du rayonnement.

Les artefacts de durcissement du faisceau apparaissent au voisinage de tissus de forte densité, ou de produit de contraste en concentration élevée. Ils sont dus à des différences de densité très élevées au sein de la structure traversée, entraînant un durcissement non uniforme du faisceau. On distingue alors sur l'image une ombre dans et immédiatement à côté d'une structure à haut contraste.

Les programmes de reconstruction par ordinateur permettent d'atténuer dans une certaine mesure ces artefacts, mais non pas de les supprimer complètement.

Autres exemples, avant d'atteindre le rachis lombaire, le rayonnement X traverse les crêtes iliaques des deux os coxaux ce qui atténue considérablement le faisceau X et altère la qualité de l'image.



La même chose se produit au niveau de la charnière cervico-dorsale ou avant d'atteindre cette région, le rayonnement X traverse les deux épaules.

Pour cela, le manipulateur veillera à disposer les membres supérieurs des sujets derrière la tête lors de scanners des régions thoracique, abdominale ou pelvienne. En effet, il n'est pas nécessaire d'irradier des zones n'intervenant pas dans la région explorée et qui de plus altérerait la qualité de l'image !



Les mouvements du sujet (flous cinétiques) sont à l'origine d'artefacts et peuvent rendre l'examen ininterprétable; ils sont souvent difficiles à éviter chez un enfant ou chez un malade comateux agité.

Pour minimiser ces artefacts, le manipulateur réalisera une bonne contention de la personne:

- Un "appui-tête" muni d'une mentonnière permet l'immobilisation du crâne pour la réalisation d'examen cérébraux par exemple.
- Des sangles munies des attaches permettent l'immobilisation de certains segments de membre comme par exemple les jambes et les pieds pour l'exploration d'une cheville en coupes axiales.

N.B: Il est à rappeler que ces instruments doivent être radio transparents. En effet, ils ne doivent pas eux-mêmes créer d'artefacts. Le manipulateur se souciera aussi de la propreté de ceux-ci en les nettoyants régulièrement. Plusieurs gouttes peuvent se déposer sur ces surfaces et comme les produits de contraste iodés sont incolores, le manipulateur ne se méfiera pas d'une éventuelle "contamination".

Une sédation de la personne peut aussi être réalisée lorsque celle-ci est inconsciente et/ou non-coopérante. Ce sont les cas des bébés ou des enfants de bas âges et des sujets comateux. C'est donc une technique permettant la réduction des artefacts cinétiques.

La plupart des artefacts de mouvement sont provoqués par les battements cardiaques et le déplacement du diaphragme lors du cycle respiratoire. Lors de l'acquisition d'une coupe TDM, le faisceau incident traverse, à de multiples reprises, l'organe en mouvement qui se trouve à chaque fois dans une position différente: de ce fait, son image ne peut être localisée de manière précise lors de la reconstruction.

Le déplacement du liquide gastrique pendant la coupe est à l'origine d'artefacts linéaires qui faussent les mesures d'atténuation du foie.

Le déplacement longitudinal du rein lié aux mouvements respiratoires crée une image en double contour simulant un hématome sous-capsulaire.

Or, il existe des mouvements que la personne peut contrôler:

Le manipulateur peut demander, par exemple, de gonfler les poumons et d'arrêter de respirer lors de la prise de vue lors d'un examen thoracique ou abdominal, par l'intermédiaire de sa voix ou d'une voix préenregistrée sur les machines les plus récentes

Pour un examen de la région laryngée, le manipulateur demandera à la personne de respirer calmement sans avaler.



Le manipulateur veillera à expliquer ces différents artifices au patient, au début de l'examen, avant les premières coupes, afin qu'il les reproduise régulièrement et de la même façon tout au long de l'examen pour garantir une prise de vue parfaite.

Par contre, d'autres mouvements sont impossible d'être supprimer: comme par exemple les battements du cœur ou le péristaltisme des intestins engendrant un flou cinétique fatal.



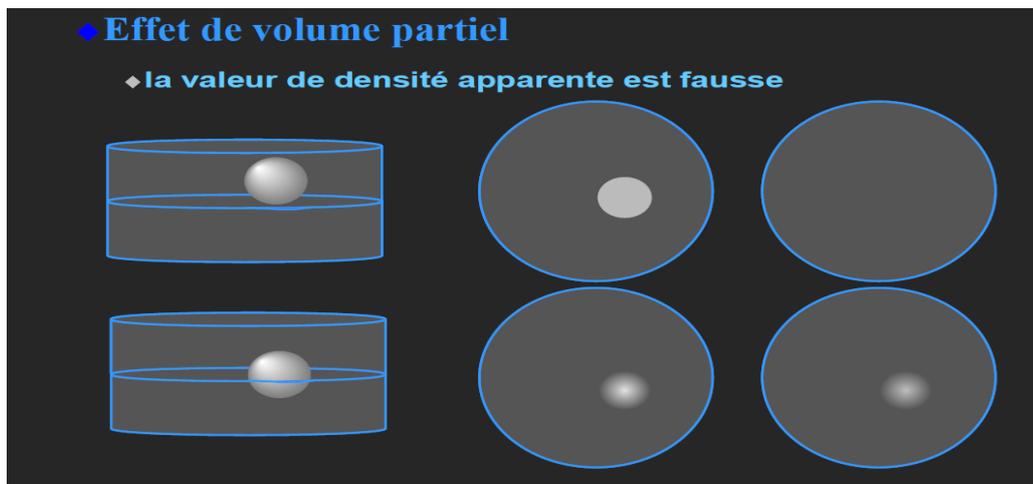
## ∞ Les artefacts liés à l'appareillage

Tout d'abord le manipulateur prendra soin de la machine en lui garantissant sa propreté. Il nettoiera le lit, le statif et les objets annexes (sangles, appui-tête) qui pourraient être souillés par des projections de liquides physiologiques et surtout par des produits de contraste iodés qui entraîneraient des artefacts et altéreraient la qualité de l'image.

Les filtres de reconstruction peuvent engendrer des effets de bords. Certains filtres provoquent une surélévation des bords des organes dont les contours sont à très haut contraste (poumons, os) simulant un espace sous-arachnoïdien dans une étude encéphalique ou des calcifications pleurales. Cet artefact est minimisé grâce au filtre Standard/Interbone qui limite les transitions brutales d'absorption des rayons X entre tissu à coefficient d'atténuation très différent.

Le désalignement des détecteurs crée des artefacts en anneaux, des structures linéaires ou arrondies autour du centre de l'image.

## ∞ Les artefacts liés au patient et à l'appareillage



L'artefact de volume partiel se produit quand le diamètre de l'objet examiné est inférieur à l'épaisseur de la coupe, cad la hauteur du voxel

Dans l'interprétation densitométrique de certaines images, la valeur d'un pixel pour une coupe donnée correspond à la moyenne de la densité du voxel correspondant de la structure étudiée. Si celle-ci a une hauteur plus importante que l'épaisseur, la densité correspond à une certaine réalité. Mais si la structure n'occupe qu'une partie du voxel étudié, il y a une sous-évaluation de la densité correspondant.

Pour lutter contre cet artefact, le manipulateur doit donc réduire l'épaisseur de coupe.

## 2- Le facteur dose

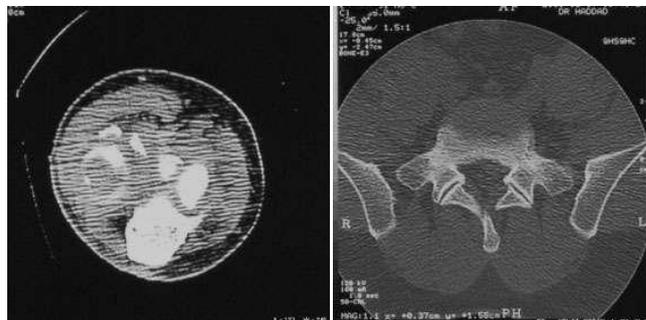
Il s'agit du temps, du voltage et des milliAmpères secondes.

Les kilovolts sont fixés avec, en général, un choix allant de: 80 à 150 kV. Le choix du manipulateur est donc très limité à ce niveau. Le générateur de rayons X crée un voltage et règle ainsi l'intensité des rayons X émis. Une augmentation du voltage entraîne une augmentation correspondante du flux de photons et une diminution du bruit de fond, grâce à une diminution de l'atténuation des rayons X et diminue ainsi le contraste de l'image. En revanche, la diminution du voltage entraîne une augmentation du contraste et crée des artefacts de durcissement de rayonnement.

Par contre, le temps de coupe sera choisi en fonction de l'examen et en fonction du sujet, le manipulateur jugera s'il est capable par exemple de ne pas bouger et de ne pas respirer ou non.

Le temps de pose couramment utilisé sur les appareils de troisième génération est en général de 1 seconde. Il est possible de le descendre à 0,5 secondes (subseconde) en cas de flou cinétique suspecté chez un comateux agité. Ainsi avec les appareils de nouvelle génération, les temps d'acquisition peuvent être maintenant très courts; il n'est donc plus nécessaire d'administrer, en routine, des agents antipéristaltiques (Glucagon) pour réduire les artefacts de mouvements dus au péristaltisme intestinal.

Pour une dose constante, on ne peut réduire l'épaisseur de coupe sans diminuer la qualité intrinsèque de l'image; plus la coupe sera fine, plus le manipulateur sera contraint d'augmenter la dose, il faut donc augmenter les milliampères, et/ou le temps total de balayage, et/ou l'angle total de balayage.



Manque de constantes !

### 3- Le choix des champs (FOV)

.La taille du champ d'exploration correspond à la taille de la matrice. Celle-ci, en retour, détermine la taille du pixel. Le diamètre du champ d'exploration divisé par le nombre de pixels dans une rangée de la matrice détermine la taille du pixel.

La résolution spatiale finale de l'image reconstruite dépend de la dimension de son pixel. Par exemple pour un patient mesurant 52 cm de diamètre et représenté par une matrice de 340, le pixel vaut 1,3 mm; il faut donc utiliser à l'acquisition une matrice plus fine pour augmenter les performances finales de la reconstruction.

Ainsi un adolescent ou une femme pourront bénéficier, pour l'étude de leur thorax, d'un simple champ de 260 mm, ce qui améliorera la qualité de l'image.

Il est important de bien "centrer" le sujet ou la zone à explorer. Plus petit sera le champ, plus petit (et performant) sera le pixel.

### 4- La matrice

Une matrice est une grille d'éléments individuels (pixels) habituellement arrangés dans un carré à deux dimensions. La plupart des appareils ont des matrices de 256 x 256, 320 x 320, 512 x 512.

C'est la répartition et nombre des éléments de surface associés aux éléments de volume qui constituent le champ de mesure et le champ de calcul. Un gros pixel détermine une petite taille de matrice; un petit pixel détermine une grande taille de matrice.

Un gros pixel améliore le rapport signal sur bruit mais dégrade la résolution spatiale. Cependant le contraste est bon, il est à utiliser dans des régions où le contraste est mauvais. Pour l'exploration d'un foie, le manipulateur devrait utiliser une petite taille de matrice: 256 x 256, mais cela n'est jamais fait.

A l'inverse, un petit pixel dégrade le rapport signal sur bruit mais améliore la résolution spatiale. Le contraste de l'image est faible et donc à utiliser dans des régions où le contraste est élevé. Pour l'exploration d'une oreille, le manipulateur applique une taille de matrice élevée: 512 x 512.

Ainsi, il faut dissocier:

- ➡ Une reconstruction de haute résolution avec effet zoom obtenues dès la matrice de reconstruction;
- ➡ Le Zoom: il s'agit d'une technique permettant d'agrandir une partie de l'image. Le véritable zoom réalise une nouvelle reconstruction de l'image en intervenant au niveau des mesures brutes par un nouveau calcul et par la prise en charge de toutes les mesures effectuées dès l'acquisition.

Ceci est à différencier du zoom photographique qui ne consiste qu'en un agrandissement simple d'une partie de l'image: chaque pixel est agrandi 2, 4, 8 fois. L'image agrandie est toujours plus floue que l'image initiale. Elle a perdue en information, mais elle permet parfois une lecture plus facile de certaines régions par l'opérateur. Ainsi, la qualité de l'image en résultant est très médiocre. Un gros zoom grossit les pixels et altère la beauté et la qualité de l'image.

Le zoom de reconstruction permet d'utiliser toute la matrice (512 x 512) pour un champ réduit (130 mm par exemple): c'est le mode Haute résolution

## **5- Le choix des coupes**

Le premier temps de l'examen TDM consiste, avec l'analyse du dossier clinique et des clichés standards, à élaborer une tactique d'examen.

Les coupes seront jointives et fines sur une zone d'intérêt.

Il convient ensuite de choisir l'épaisseur des coupes. On sait que la collimation affecte l'épaisseur et la géométrie de la coupe, la résolution en densité et la dose d'irradiation.

De l'épaisseur des coupes dépendent aussi bien le nombre de coupes requises pour couvrir la région à explorer (la séquence), que le temps d'examen. Des coupes contiguës (lorsque le déplacement de la table est égal à l'épaisseur de coupe), des coupes qui se chevauchent (le déplacement de la table est inférieur à l'épaisseur de coupe), ou des coupes non contiguës (le déplacement de la table est supérieur à l'épaisseur de coupe) peuvent être pratiquées.

Le choix de l'épaisseur de coupe se fait en connaissant les lois du volume partiel (expliqué précédemment). L'épaisseur des coupes peut être déterminée par la complexité anatomique, elle-même déterminée en scanographie par la présentation des structures anatomiques vis-à-vis du plan de coupe.

## **6- Bruit et épaisseur de coupe optimale**

La diminution de l'épaisseur des coupes entraîne une augmentation du bruit de fond, si l'énergie en photons par coupe n'est pas augmentée en conséquence. Ainsi, le bruit de fond augmente quand la dose utilisée diminue. Inversement, toute augmentation de dose surcharge le tube. C'est donc en fonction de la capacité du tube à rayons X que l'augmentation de la dose entraînera ou pas une augmentation de la pause entre deux coupes (délai entre les coupes ou paquet de coupes). Donc un compromis doit être trouvé, adapté à chaque cas particulier.

Grâce au scanner X à balayage spiralée volumique, l'absence de chevauchement ou d'espacement intercoupes donne un large accès à des reconstructions, dans le plan anatomique de son choix, ou tridimensionnelle. On peut donc accorder au balayage spiralé et à ses reconstructions les mêmes

avantages multidirectionnels que l'Imagerie par Résonance Magnétique (I.R.M.). Malheureusement, la disparition des artefacts respiratoires ne s'est pas encore accompagnée de la suppression des artefacts cinétiques cardiaques, car le temps de balayage de 1 seconde entraîne encore sur les reconstructions de fines marches d'escaliers.

## **7- Les filtres de reconstruction**

Les filtres de reconstruction utilisés pour améliorer la qualité de l'image avec rétroprojection peuvent être modifiés ou choisis en fonction de l'organe exploré. Plus la zone à explorer est dense, plus le filtre sera "dur".

Classification des filtres (du plus "mou" au plus "dur"):

- DOUX
- STANDARD Interbone/Peristaltic
- POUMON
- DETAIL
- OS
- BORD

Chaque pixel est entré dans un programme d'ordinateur qui analyse sa relation et notamment sa distance avec les pixels de voisinage. Les filtres peuvent réduire le bruit de fond et améliorer la définition de l'image et la netteté des contours. Une image filtrée peut être filtrée à nouveau si nécessaire (filtration secondaire). On doit cependant distinguer la filtration primaire réalisée durant la reconstruction de l'image de la filtration secondaire.

Les caractéristiques de ces filtres peuvent être: renforcement de bord, haute résolution...

Ils sont destinés, comme je l'ai dit, à réduire ou à minimiser le bruit, à limiter les effets de transition brutale entre les tissus de coefficient d'absorption très différent. Il est certain que si le filtrage de type bord ("dur") domine, la résolution spatiale est améliorée. A l'inverse, le filtrage lisse ("mou") améliore la résolution en densité.

En pratique, le manipulateur utilisera un filtre dur, de type bord (OS ou BORD), pour la visualisation de structures denses, donc de hautes fréquences, comme le rocher dans son étude de l'oreille moyenne et interne. Ce filtre améliore la résolution spatiale, mais gare au bruit qui est, lui aussi, composé de hautes fréquences; le rapport signal sur bruit s'effondre alors!

Pour la visualisation de tissu mou, il utilisera plutôt un filtre lisse (DOUX) comme dans l'étude du parenchyme hépatique en améliorant la résolution en densité.

Dans l'étude du rachis lombaire, il est nécessaire de réaliser deux choses; le manipulateur utilisera d'abord un filtre mixte qui visualisera au mieux les structures denses et les structures "molles", c'est le filtre STANDARD. Il installera ensuite une double fenêtre: une fenêtre osseuse et une fenêtre parenchymateuse (visualisation des muscles paravertébraux et de la moelle épinière dans les pathologies discales: hernie discale)..

Ce même filtre peut être utilisé dans l'étude du cerveau ou de l'abdomen, il peut lui être attribué en effet deux "traitements" supplémentaires; ce sera le filtre STANDARD/Interbone qui limite les transitions brutales de coefficients d'absorption entre le parenchyme cérébral et l'os (os frontal, temporal, pariétal,

occipital, rochers), et le filtre STANDARD/Peristaltic qui diminue, comme son nom l'indique en anglais, les phénomènes péristaltiques (donc un flou cinétique) engendrés, par exemple, par l'intestin grêle et le côlon.

Le filtre OS est utilisé dans l'exploration osseuse (hanches, chevilles, épaules) donc dans des zones denses. Cependant, celui-ci peut être utilisé, dans l'exploration du parenchyme pulmonaire, ce qui peut paraître curieux. En fait le filtrage OS permet de mieux visualiser le parenchyme pulmonaire et son contenu grâce à sa parfaite résolution spatiale. Le filtre DETAIL étant plutôt utilisé pour la visualisation du médiastin.

## **8-Inclinaison du statif**

On peut incliner le statif pour mieux mettre en évidence des structures morphologiques obliques par rapport au plan axial transverse. Ces structures (comme par exemple les disques intervertébraux) peuvent être ainsi visualisées sans effet de volume partiel, et les contours seront plus nets car ils seront abordés de façon tangentielle par le faisceau de rayons X.

## **9- Adaptation des fenêtres**

L'utilisation des fenêtres d'image a pour but d'accentuer le contraste visuel entre des objets présentant des valeurs d'atténuation très proches. Le concept de fenêtre repose sur la possibilité de déployer la totalité de l'échelle de gris sur une portion arbitrairement sélectionnée de l'échelle densitométrique, allant de 25 à 1000 UH (Window Width). Le centre de celle-ci (Window Level) détermine les objets dont les valeurs d'atténuation seront représentées dans les niveaux moyens de l'échelle de gris. Les fenêtres d'examen doivent être ajustées aux organes examinés; l'utilisation des fenêtres étroites a l'avantage d'une haute résolution en contraste, mais expose au risque de méconnaître une structure située en dehors de la fenêtre d'examen. Cependant, l'utilisation de fenêtre très étroite minimise l'effet de flou visuel. A l'inverse, l'utilisation de fenêtres larges entraîne une diminution de la résolution en contraste, et peut conduire à la méconnaissance de différences d'atténuation peu importantes

## **10- Administration de produit de contraste**

L'étude des densités X réalisées par le scanner est plus de 100 fois plus précise que celle obtenue en radiologie standard. Il est ainsi possible de distinguer substance blanche et substance grise dont les densités diffèrent que 3 à 6 UH.

Le manipulateur peut, par accord médical, administrer un produit de contraste intraveineux ou per os pour améliorer la qualité des images, cela rend plus facile la visualisation des surfaces limitant les organes, et aide à juger de leur intégrité ou de leur franchissement par le processus infiltrant.

Le manipulateur expliquera alors au sujet bénéficiant de l'examen, qu'il sera susceptible d'être administré un produit de contraste. Le manipulateur lui fera savoir quand et comment ils seront introduits dans l'organisme, ainsi que les possibles effets désagréables pouvant être engendrés par ceux-ci lors de leur administration. Le rôle psychologique du manipulateur inhibe très souvent ces effets provoqués généralement par la nervosité et l'anxiété du sujet à passer son examen radiographique.

### **↻ Injection intraveineuse**

Le manipulateur sera tenu de ponctionner une veine du bras généralement, selon les règles d'asepsie connues, afin de poser un cathéter par lequel sera injecté le produit de contraste. Ce geste peut se réaliser dans une pièce annexe pendant que l'examen précédent se termine dans un but simple de rapidité d'action pour la personne elle-même et pour l'équipe de travail.

Les produits utilisés sont de type uro-angiographiques. La perfusion lente, semi-rapide, ou l'injection en bolus grâce à une seringue électrique permet de visualiser les vaisseaux, les prises de contraste (tumeur, infection, parenchymographie, ...). On peut, au cours d'une injection en bolus, pratiquer très rapidement

quelques coupes successives, soit au même endroit, soit en changeant d'endroit, pour étudier la cinétique de la prise de contraste dans une région donnée (angioscanner).



### Un examen thoracique avec injection intra-veineuse de produit de contraste

#### Opacifications digestives

Elles permettent d'opacifier l'estomac, le grêle, le côlon grâce à des produits de contraste très dilués. Ceux-ci ne doivent pas en effet créer d'artefacts surtout de durcissement de rayonnement altérant la qualité de l'image. Cependant, ces opacifications permettent essentiellement d'éviter les artefacts dus à l'air digestif et de reconnaître les structures digestives.

Si la visualisation de l'intestin grêle suffit à elle seule, le manipulateur administre à la personne le produit de contraste choisi un quart d'heure avant le début de l'examen (2 verres à eau de produit de contraste iodé hydrosoluble par exemple). Si la région colique doit être visualisée, le service d'hospitalisation de la personne veillera à administrer la même quantité de contraste la veille au soir de l'examen.

L'utilisation des produits de contraste aide à mettre en évidence, à exclure ou à mieux caractériser les différents processus pathologiques. Les coupes post-injection sont en général effectuées en complément des coupes sans injection.

Grâce au scanner X à balayage spiralé volumique, la concentration en iode peut être diminuée et l'injection peut être rythmée sur le temps de balayage. Le patient peut même rester en respiration calme sans que les mouvements verticaux du médiastin n'entravent la bonne visibilité des structures.

### 11-La reconstruction multiplanaire

La reconstruction d'image selon des plans perpendiculaires ou obliques par rapport aux plans de coupe transversaux donnés par le scanner X sont généralement très utiles à la compréhension de certaines images pour l'opérateur.

Pour que de telles reconstructions soient exploitables, il faut que l'acquisition ait été faite avec des coupes fines et jointives ou même chevauchées. Cependant l'acquisition spiralée permet de très bonnes reconstructions multiplanaires d'obtention quasi-instantanée.

N.B: Pour réaliser des coupes fines, il ne faudra pas oublier que pour une bonne qualité d'image, il sera nécessaire d'augmenter la dose, c'est-à-dire les mA, ou le temps de pose, ou la révolution du tube ou les kV.

## 12- Comment améliorer la résolution ?

La radiologie standard améliore sa résolution spatiale en prenant le plus petit foyer, en diminuant le champ irradié et en rapprochant l'objet du film et l'écarter de la source, ou en agrandissant géométriquement: rapprocher l'objet de la source et l'écarter du récepteur.

### La résolution spatiale

Elle indique le plus petit détail visible à fort contraste. Elle augmente quand:

- ➡ la taille du foyer diminue,
- ➡ la largeur du pinceau de mesure diminue,
- ➡ le nombre de points de mesure par projection augmente,
- ➡ la taille de la matrice augmente,
- ➡ le temps de pose augmente,
- ➡ l'épaisseur de coupe diminue.

### La résolution en densité

C'est la plus petite différence de contraste ou d'absorption décelable de façon significative par l'appareil. Elle dépend en grande partie du niveau de bruit qui parasite l'information utile. Elle dépend également du nombre de photons qui arrivent sur les détecteurs, mais aussi de la manière dont l'algorithme de reconstruction filtre ou amplifie ces fluctuations, résolution spatiale et résolution en densité ne sont pas indépendantes.

### La résolution temporelle

Le temps de réponse du détecteur est une caractéristique importante pour des scanners X rapides. Ce temps de réponse est habituellement inférieur à 5 millisecondes. Un temps de réponse bref et sans rémanence permet des mesures plus nombreuses et améliore donc la résolution temporelle.

La dernière génération de scanner X accélère encore l'acquisition et améliore de façon décisive cette résolution grâce à la rotation continue et au pas hélicoïdal spiralé. Selon la vitesse de déplacement, qui varie de 1 mm à 1 cm par seconde, on peut réaliser pendant la même apnée inspiratoire 24 coupes contiguës de 10 mm ou 24 coupes contiguës de 5 mm ou 12 coupes contiguës de 1 mm.

Les constructeurs annoncent maintenant 30 à 60 cm de longueur de corps en une apnée. Il devient donc possible d'étudier la totalité, ou la plus grande partie, du volume pulmonaire en une seule apnée de 4 secondes actuellement grâce au scanner multibarettes.

### Le bruit de fond

Le rapport signal sur bruit est amélioré quand:

- ➡ le kilovoltage augmente,
- ➡ les milliampères augmentent,

- ➡ le .F.O.V. augmente,
- ➡ le temps d'acquisition augmente,
- ➡ l'épaisseur de coupe augmente,
- ➡ la taille du pixel augmente (= la taille de la matrice diminue).

### ↻ La TDM Haute Résolution

Elle s'applique essentiellement à l'os, au cerveau, à l'ORL mais aussi au poumon...

#### Comment réaliser de la Haute Résolution ?

- La réduction du champ.
- La matrice 512 x 512
- La finesse de coupe
- Le filtre spatial :detail

## V les scanners multibarrettes

Après le développement de l'acquisition hélicoïdale (spiralée) apparue en 1988 (1 coupe acquise par rotation continue du tube autour du patient pendant un déplacement continu de la table dans l'axe z du patient), la technologie multicoupe est née en 1992 avec la mise sur le marché d'un appareil capable d'effectuer deux coupes par rotation du tube. Depuis 2000, cette technologie connaît un essor important puisque de quatre coupes simultanées, les scanners réalisent aujourd'hui 16 à 256 coupes par rotation du statif.

### 1-Avantages de l'acquisition multicoupe

La vitesse d'acquisition est le principal avantage de cette nouvelle technologie ; elle peut être utilisée soit pour augmenter la hauteur d'exploration d'un volume en gardant la même épaisseur de coupe, soit pour explorer un volume équivalent avec des coupes plus fines, soit les deux en même temps.

Cette technologie permet :

- d'améliorer la résolution temporelle en diminuant le temps d'examen et donc de diminuer les artéfacts de mouvements volontaires ou involontaires (respiratoires, intestinaux) ; ainsi, pour explorer un abdomen pelvis de 40cm de hauteur avec des coupes de 8 mm et un pitch à 1,5, il fallait plus de 33 secondes avec un scanner monobarrette (avec une rotation du tube de 1 seconde), alors qu'il n'en faut plus que cinq secondes avec un appareil 4 barrettes à 0,5 seconde de rotation ;
- d'améliorer les effets de volume partiel en diminuant l'épaisseur de coupe ;
- d'améliorer le rapport signal/bruit : en effet, l'exploration d'une plus grande portion de patient par rotation permet d'augmenter le kilovoltage puisque la durée d'utilisation du tube est moins importante.

Cela permet de réduire le bruit et améliore donc la qualité image. Cet élément est très important notamment pour les coupes fines ;

- d'augmenter très nettement la possibilité d'exploration du volume anatomique : la collimation, le pitch, la vitesse de rotation du tube déterminent la hauteur d'exploration : en 15 secondes avec un scanneur monocoupe en une seconde avec une collimation de 1 mm et un pitch à un, on explorait 15 mm d'un organe. Avec les mêmes paramètres, un 4 barrettes tournant en 0,5 seconde, on peut explorer 120 mm et avec un 16 barrettes 400 mm ;
- d'augmenter la concentration de produit de contraste intra-vasculaire et de mieux séparer les différentes phases artérielles et veineuses : il devient possible d'augmenter le débit d'injection et/ou de diminuer la quantité de produit à injecter. La vitesse d'acquisition nécessite une synchronisation parfaite entre l'injection et le début de l'acquisition.

## **2-Inconvénients et limites**

### **21. Facteurs humains**

La productivité des appareils augmente de façon considérable sans que le temps médecin ne puisse suivre le même rythme ; de plus le nombre de coupes réalisées et les capacités infinies de reconstructions multiplanaires, endoscopiques, avec tout filtre de reconstruction (tissus mous os, parenchyme pulmonaire) imposent au corps médical un temps d'interprétation beaucoup plus important. Par ailleurs, le nombre d'images à interpréter dépassant le plus souvent le millier (acquisition et reconstructions), il apparaît un effet de fatigue visuelle et de lassitude qui peut nuire à la qualité de l'interprétation. Ce point est actuellement pris en compte par les constructeurs, qui améliorent l'ergonomie de leur station de travail (étude en mode dynamique, reconstructions immédiates et déplacement dans le volume) et commencent à fournir des logiciels d'aide à la détection (CAD). En pathologie pulmonaire, la recherche de nodule et le calcul du volume de ces derniers peuvent être contrôlés par un tel système.

### **22. Facteurs techniques**

Le nombre d'images acquises nécessite une informatique de haut de gamme capable de reconstruire rapidement les coupes acquises (entre 1 et 40 images/seconde) et de les transmettre sans perte de temps vers les différentes consoles de post-traitement et d'interprétation.

Le stockage et le transfert des données sont deux points primordiaux : un examen tomодensitométrique habituel en données reconstruites en format DICOM et JPEG occupe la quasi-totalité d'un cédérom de 700 M octets. Le poids des données brutes est beaucoup plus important et pose de nombreux problèmes de transfert et de stockage, notamment en ce qui concerne les examens à but dosimétrique