

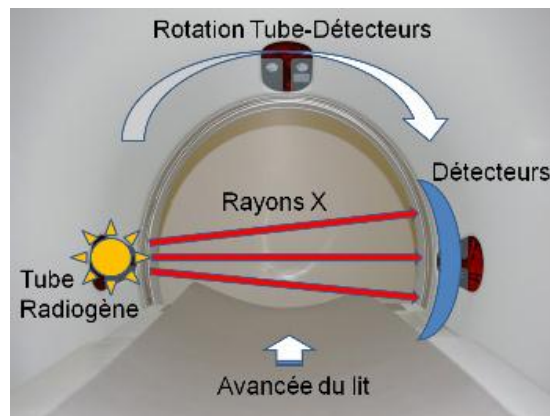


## TDM : PRINCIPLE ET APPLICATIONS EN IMAGERIE

### MEDICALE

#### DEFINITION

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**.



#### PRINCIPES DE FORMATION DE L'IMAGE

le scan est constitué de 3 éléments essentiels : générateur, tube à rayons x, détecteurs disposés en couronne  
le fonctionnement du scanner comporte successivement :

- L'atténuation
- La projection
- La rétroprojection
- La transformation en image analogique.

#### A / ATTENUATIONS

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 :

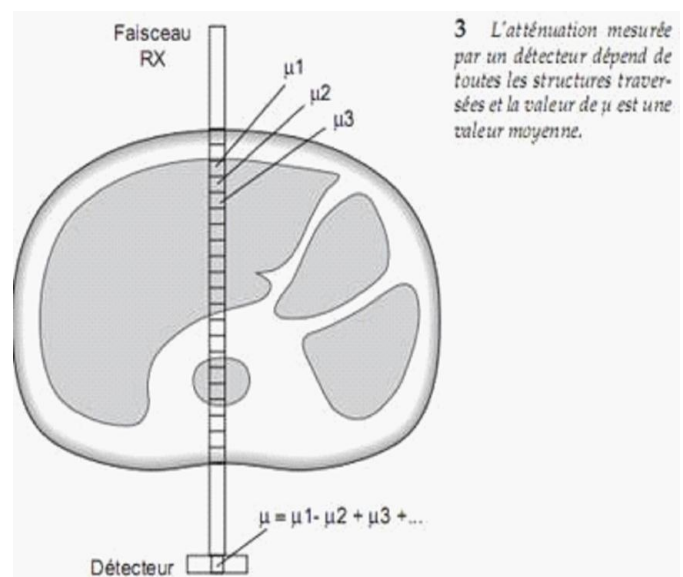
$$\text{Log } I_0/I = \mu x$$

$I_0$  : intensité incidente du faisceau

$I$  : intensité émergente

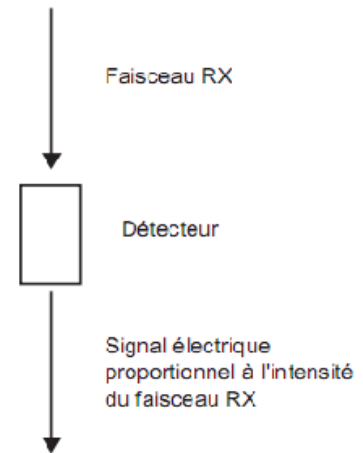
$\mu$  : coefficient d'atténuation de l'objet traversé

$x$  : épaisseur de l'objet



## B/ PROJECTION

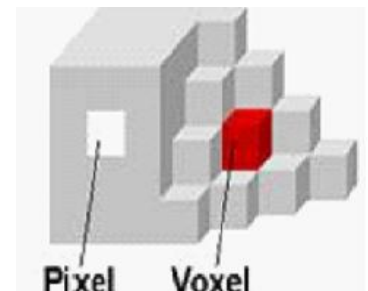
le faisceau de Rx émergeant de l'objet est capté par un détecteur qui va le transformer en un signal électrique proportionnel à l'intensité du faisceau, et ainsi on obtient un profil d'atténuation (ou projection) qui correspond à l'ensemble des signaux électriques fournis par les détecteurs pour un angle de rotation donné



## C/ RETROPROJECTION

les projections 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.

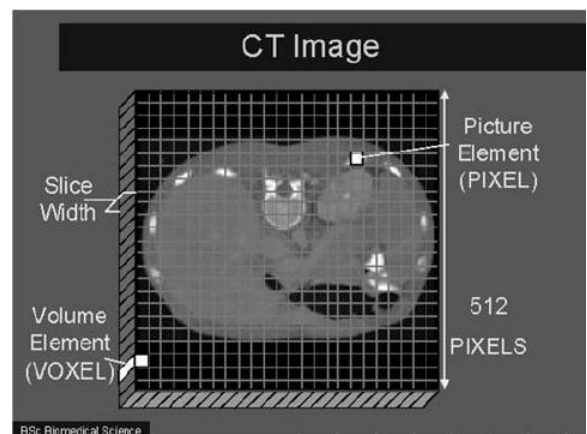
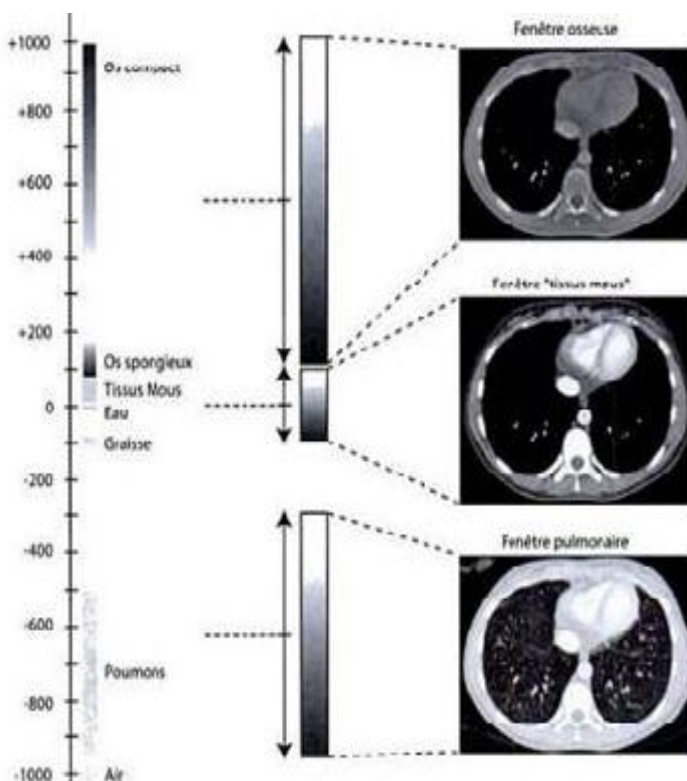
Ainsi chaque pixel sur la matrice sera assimilé à un pixel sur la TDM qui va correspondre à un volume élémentaire qui lui-même correspond au voxel chez le patient.



## D / DE LA MATRICE A L'IMAGE

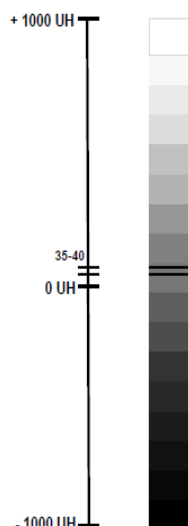
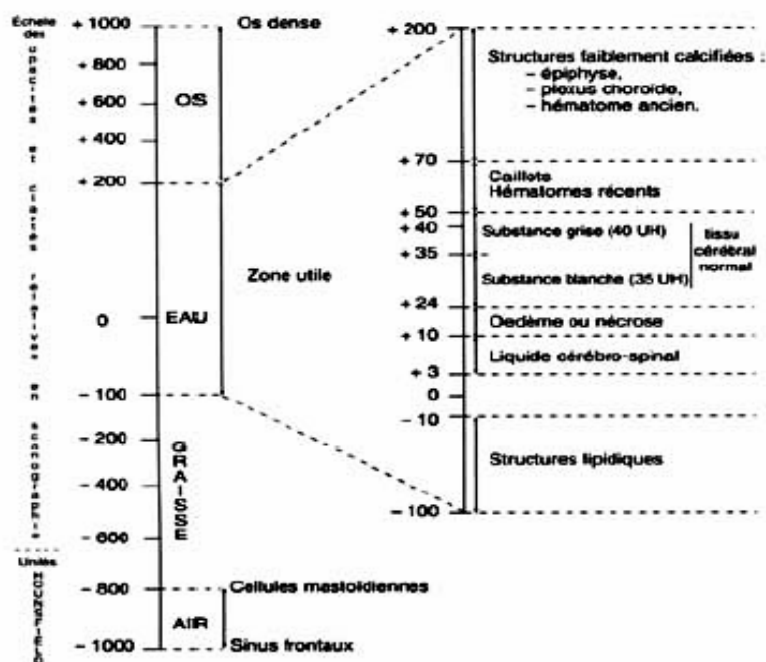
chaque pixel de la matrice (qui correspond à une certaine valeur d'atténuation) va être représentée par une échelle des gris (échelle de hounsfield)

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

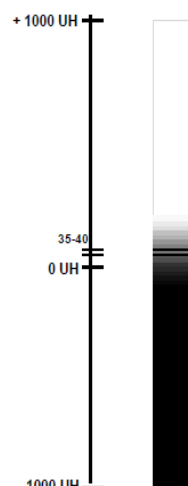


# ECHELLE DE HOUNSFIELD

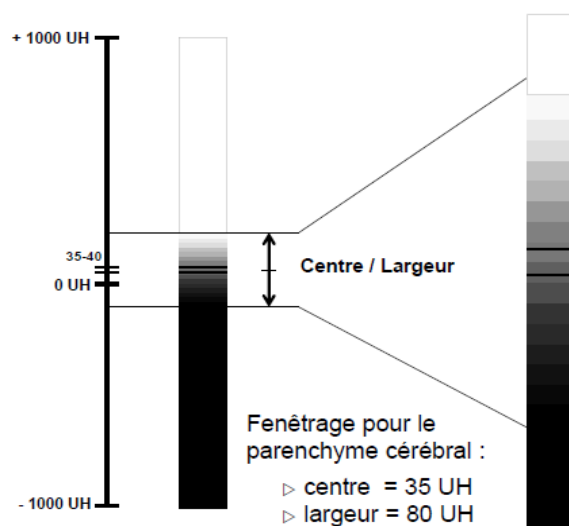
- L'atténuation est visualisable sur l'image par un dégradé de gris allant du noir au blanc.
- Les tissus les plus absorbants (os) sont blancs sur l'image.
- Les moins absorbants (air) sont noirs.



► 16 niveaux de gris discernables par l'œil humain



► Fenêtrage de l'image : ajustement de l'échelle des niveaux de gris aux structures d'intérêt



## CONSTITUTION D'UN SCANOGRAPHE

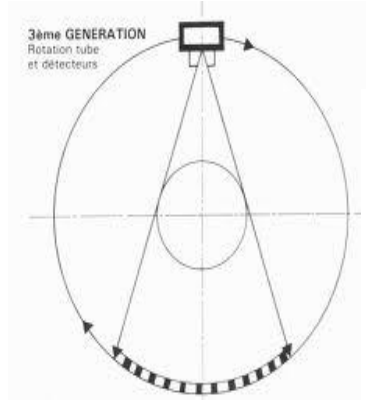
**VSISTEME D'AQUISITION :** Fait de deux élément statif et chaine radiologique

**1/ statif :** plusieurs générations de scanners se sont succédées.

**première génération:** un seul détecteur , l'image s'obstenait par mouvement de translation -rotation de 04mn.

Deuxième génération : translation – rotation mais avec barrette de 7 a 60 détecteurs.

3eme génération :le tube et le détecteur sont en rotation autour du patient.



**4eme génération:** Plusieurs milliers de détecteurs fixes forment une couronne complète autour de l'anneau; Et donc, seule la source de Rx décrit un mouvement de rotation.

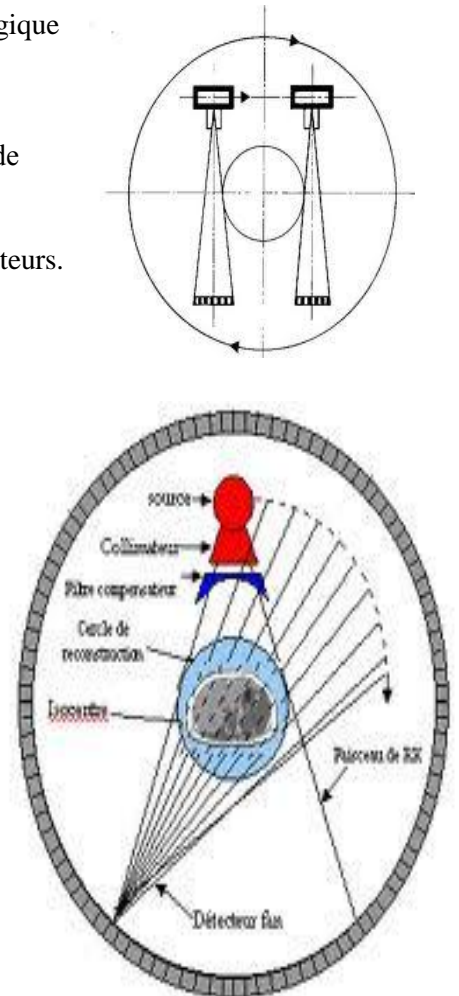
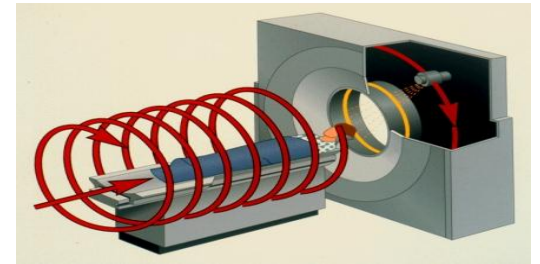


Figure 1.6 : Scanner de 4<sup>ème</sup> génération (stationnaire - Rotation)

Rotation continue et acquisition hélicoïdale : = acquisition en un temps d'un volume 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



### Caratéristiques typiques du scanner

	1972	1980	1990	2000
Temps minimum (1coupe)	300 s	5-10 s	1-2 s	0.3-1s
Données acquises (360°)	57,6 kB	1 MB	2MB	42 MB
Données par séquence (hélice)	-	-	24-48 MB	200-500 MB
Taille de la matrice image	60°	256°	512°	512°
Puissance (générateur)	2 kW	10 kW	40 kW	60 kW
Epaisseur de coupe	13 mm	2-10 mm	1-10 mm	0,5-5 mm

## 2- CHAÎNE RADIOLOGIQUE :

A/Générateur : est embarqué dans le statif, et va alimenter le tube à Rx, délivrant Haute tension continue (80-140 kV)  
Milli ampérage constant (10-500mA)  
Avec une puissance totale de 50-60kW

### **B/Émetteur (tube à Rx) :**

**Anode tournante** permettant l'émission d'un **faisceau de rayon x stable continu et homogène** pendant la durée de l'acquisition, la capacité thermique de l'anode est élevée ainsi que celle de la dissipation thermique du tube, le tube doit supporter des contraintes mécaniques de la force centrifuge du statif.

**C/Filtrage et collimation :** permettent la mise en forme des Rx

**a. Filtrage :** réalisé grâce à une lame métallique de faible épaisseur

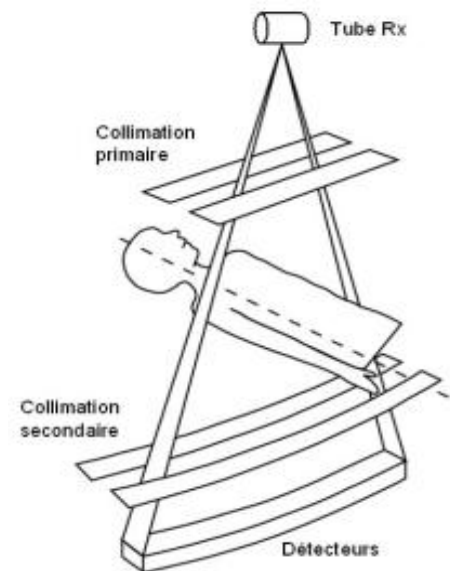
Obtenir un spectre étroit

Approcher le monochromatisme

**b. Collimation :**

Primaire : située en aval du filtrage, il va calibrer le faisceau de Rx en f(x) de l'épaisseur de coupe désirée afin de limiter l'irradiation inutile.

Secondaire : est placée avant le détecteur, et doit être parfaitement alignée avec le foyer et la collimation primaire il limite le rayonnement diffusé.



**D/Détecteur :** transforment les photons X en signal électrique.

**scintillateur :** transformation des photons X en photons lumineux.

**photo amplificateur :** amplifie le signal.

**photodiode :** transformation des photons lumineux en signal électrique

### **Analyse de performance**

A/Qualité de l'image:

1-Résolution en contraste

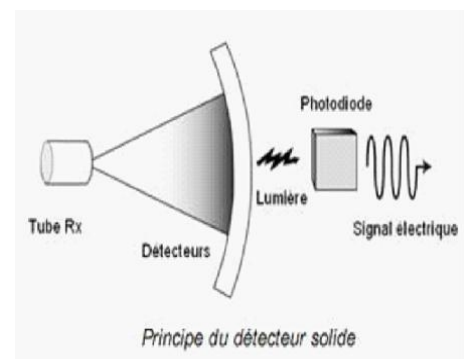
La résolution en contraste ou en densité est la possibilité de différencier des structures à faible contraste comme par exemple en scanner cérébral, la substance blanche et la substance grise.

2- Résolution spatiale:

permet de distinguer les objets proches, et les petites structures à fort contraste.

3- Résolution temporelle

Le scanner multicoupes permet des temps d'acquisitions 4 à 8 fois plus courts que le scanner monocoupe.





## TDM MULTICOUPE

### 1-Avantages des scanners multi barrettes:

La vitesse d'acquisition

Les vitesses d'acquisition très importantes de ces scanners permettent de réduire les temps d'acquisition par rapport à un scanner mono barrette et la charge thermique du tube est réduite d'autant. Cette rapidité d'acquisition présente des avantages évidents:

- Améliore l'exploration des patients fragiles
- Facilite l'obtention d'apnée plus courte pendant l'acquisition de structures mobiles
- Diminue la quantité de produit de contraste injecté
- Facilite l'isolement des phases vasculaires des différents organes.

### 2-Intérêts et applications :

Les performances des scanners multi barrettes améliorent **l'ensemble des explorations scanographiques**. Elles rendent plus facile le choix des paramètres, permettant souvent d'optimiser simultanément l'ensemble des facteurs de qualité d'image, tout en réduisant la quantité de produit de contraste injecté.

#### Explorations vasculaires

Les améliorations les plus marquantes portent sur les explorations vasculaires. Les artères rénales ou pulmonaires peuvent être explorées en coupes proches du millimètre

#### Explorations cardiaques

grâce au développement d'algorithmes spécifiques de synchronisation des données scanographiques avec l'ECG.

#### Explorations pulmonaires

Les scanners multi barrettes permettent l'exploration de la totalité du parenchyme pulmonaire en coupes millimétriques. La détection et l'analyse topographique des lésions (paroi, plèvre ou encore bronches) sont considérablement améliorées par un balayage multiplan

#### Autres explorations: viscérales abdominales et ostéo-articulaires

Les scanners multi barrettes permettent d'améliorer aussi les résultats de l'acquisition hélicoïdale dans la détection, la caractérisation et l'analyse topographique des lésions hépatiques, pancréatiques ou rénales. Il est en effet possible d'isoler les différentes phases vasculaires et parenchymateuses des organes abdominaux par des acquisitions successives de courtes durée mais avec une résolution spatiale élevée.

Les explorations ostéo-articulaires bénéficient de la couverture de grands volumes avec une résolution spatiale élevée

#### Réalisation de l'examen scannographique

- À jeun ou non selon l'indication
- Prémédication pour enfant ou pour adulte allergique
- Si utilisation d'un produit de contraste :coupes axiales avant et après injection de produit de contraste

#### Indications du scanner

- Tdm cérébrale >> lésions cérébrales même à volume réduit
- Traumatologie
- Autres pathologies inflammatoires, infectieuses, parasitaires, vasculaires (ischémie-hgie)
- Body scan :évaluation tomodensitométrie des viscères- thoracique - abdominale - et rachidienne

#### Conclusion

malgré son **caractère irradiant** et la fréquente nécessité d'une **injection d'iode**, les multiples évolutions dont le scanner a bénéficié lui permettent de figurer parmi les plus performants des matériels d'imagerie actuels.

Le scanner est actuellement **l'outil diagnostique le plus polyvalent** et ses indications augmentent en permanence

**Les prochaines grandes évolutions** concerneront probablement la modification de la production des rayons X qui n'a que peu évolué depuis les premiers scanners puisqu'on utilise toujours le tube à rayons X dont le rendement est de 1 %.