

*Master I : Physique Médicale*

*Matière : Bases physiques de l'imagerie médicale*

*Donnée par : Mme SAIM Asmaa*

## 2.2 Le scanner (la tomодensitométrie) (1<sup>ère</sup> partie)

### 2.2.1 Introduction :

Le scanner à rayons X ou tomодensitométrie (TDM) a été inventé par un ingénieur anglais Geoffrey Hounsfield, qui a obtenu le prix Nobel de médecine pour la mise au point de cette nouvelle méthode diagnostique.



- ▶ 1<sup>ères</sup> images de TDM cérébrale en 1972 (Sir Hounsfield)
- ▶ Exploration d'une coupe en 10 minutes...

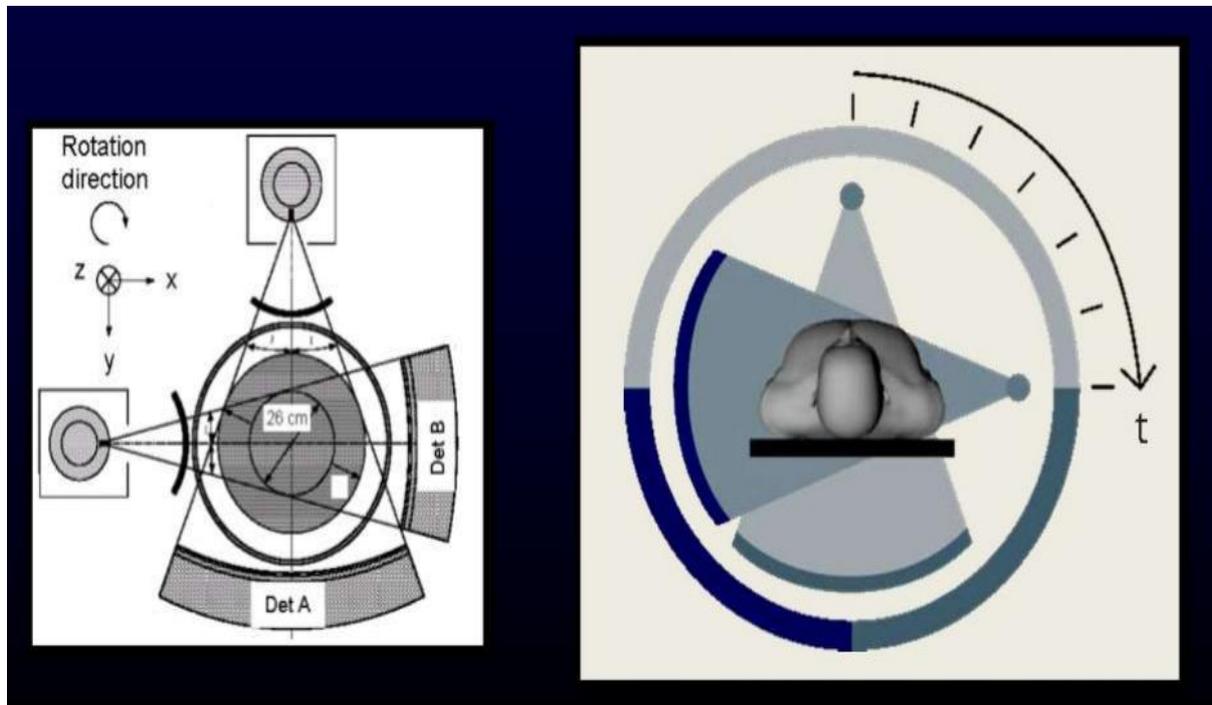


- ▶ Maintenant : 320 coupes en <1s



### 2.2..2 Le principe de fonctionnement :

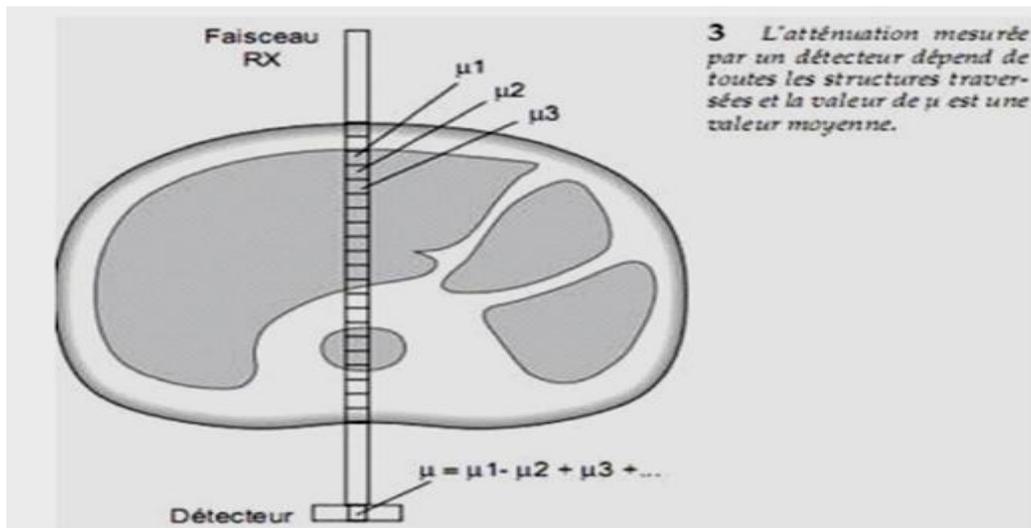
Le principe de base en est assez simple: le tube à rayons X tourne autour du malade en même temps qu'une série de < détecteurs > qui vont mesurer la quantité de rayons X résiduels qui sont reçus après traversée du corps à étudier



La TDM est une technique tomographique. Le but ici est d'obtenir une image d'une « tranche » du patient, et non plus une image par projection avec des superpositions multiples. On obtient donc **une image d'un plan sans être gêné par les autres plans**. Dans le cas de la TDM, il s'agira du **plan transversal** dans la plupart des cas.

Au cours de la rotation les mesures sont prises de **très nombreuses fois à l'aide des détecteurs**. Toute cette énorme quantité de mesures est alors traitée par l'ordinateur qui par une méthode mathématique complexe (**la transformée de Fourier**), va sortir une image en échelle de gris. Cette image constitue en quelque **sorte la « carte » des atténuations de rayons X dans la tranche de corps concernée**. Il s'agit d'une image numérique faite d'un nombre fini et peu important d'éléments d'image (**qu'on appelle les pixels**). Chaque pixel traduit donc par une valeur numérique l'atténuation des rayons X par un petit élément de volume des tissus représentés dans la coupe (**le voxel**). **La coupe peut avoir entre 1 mm et 10 mm d'épaisseur**. L'épaisseur de coupe est définie par l'opérateur en fonction de l'organe à examiner.

### 2.2.2.a. Atténuation :



Elle est définie par la relation :

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

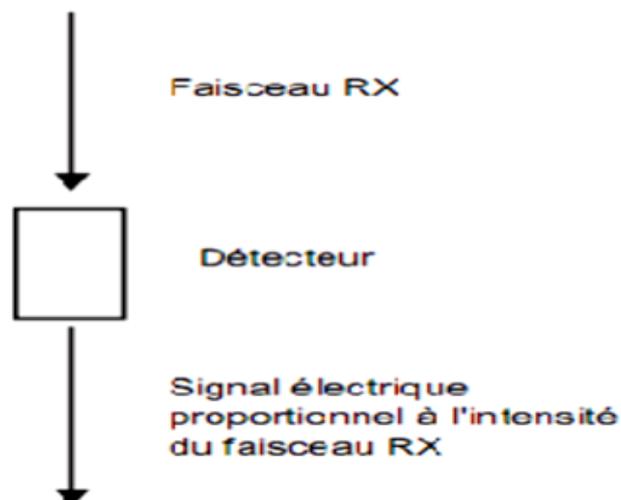
$I_0$  : intensité incidente du faisceau

$I$  : intensité émergente

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

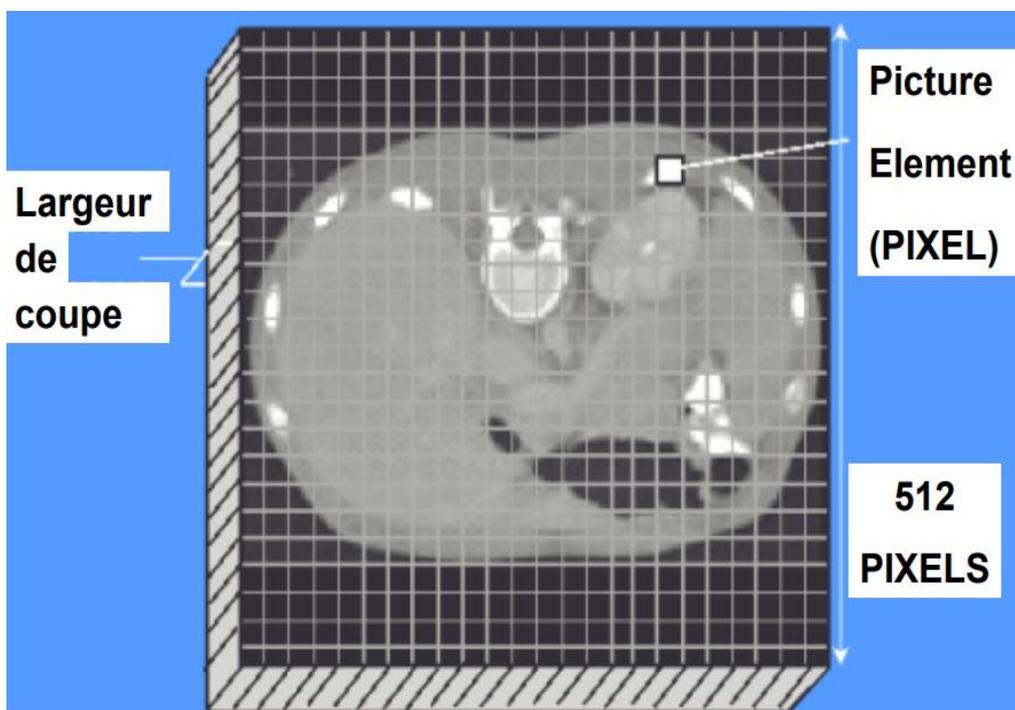
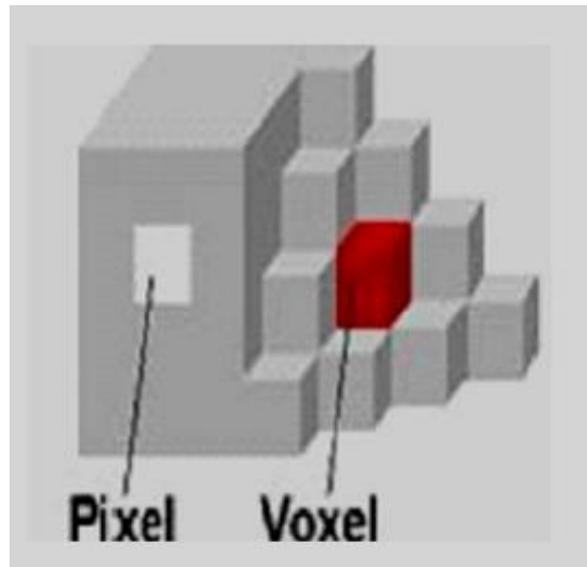
$x$  : épaisseur de l'objet

### 2.2.2.b. Projection :



### 2.2.2.c. Rétroprojection :

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.



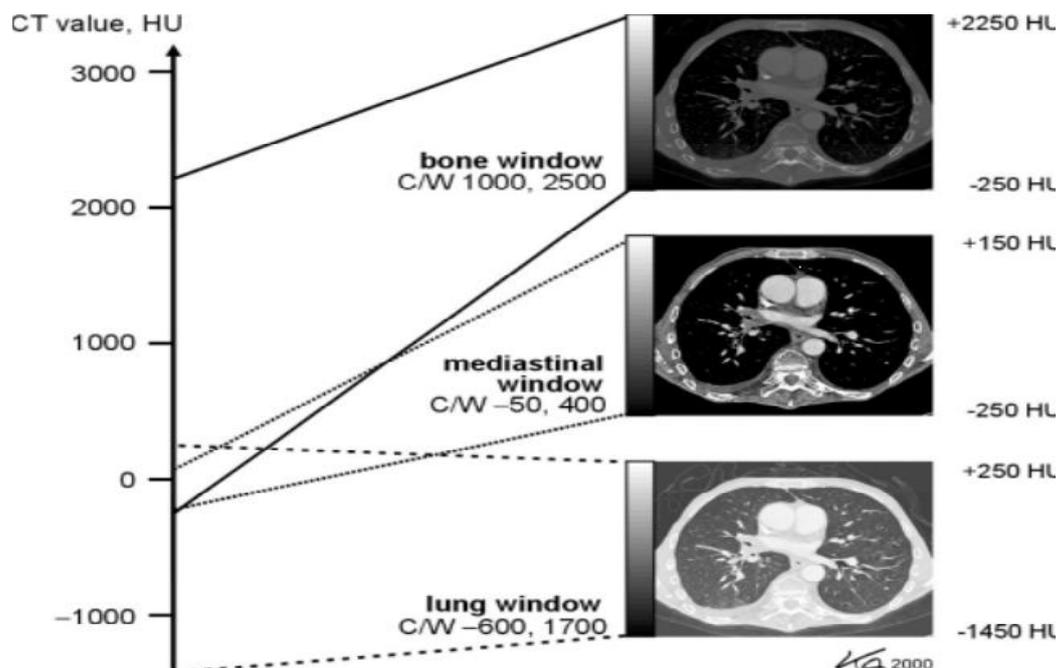
### 2.2.2.d. de la matrice à l'image :

Après chaque rotation-émission du tube, la table d'examen qui est mobile et contrôlable au mm près, se déplace d'une distance prédéterminée, et le cycle d'acquisition recommence. Les scanners les plus modernes sont les scanners « spirale ». En réalité ici, le

tube tourne en permanence avec sa couronne de détecteurs et tandis qu'il émet des rayons X, la table d'examen réalise une translation continue du patient, permettant ainsi d'acquérir en des temps records toute une zone de l'organisme, sans laisser aucun intervalle libre dans l'exploration des tissus. Ces scanners très performants se répandent de plus en plus. Outre l'épaisseur de coupe, l'opérateur peut également contrôler de nombreux autres paramètres à partir de sa console: voltage, courant du tube (mAs), temps de scan, etc... L'image est en réalité constituée, dans l'ordinateur, d'une série de chiffres. Il faut la représenter à l'écran sous une forme interprétable par notre œil. Elle est donc traduite en échelle de gris, cette échelle pouvant être modulée sur une plage de valeurs assez étendue par la personne qui regarde l'image (réglages de la « fenêtre » et du « centre »). Le choix d'un réglage de visualisation adéquat pour la région du corps qu'on examine est essentiel lorsqu'il faudra interpréter l'image et la fixer sur film sous forme lisible. Le tube émet continuellement pendant qu'il tourne, sur les scanners les plus courants. **Il tourne en moyenne entre 0.5 et 2 secondes** sur les scanners modernes, pour l'acquisition d'une seule coupe. Pendant le temps d'émission, l'accès à la salle ne peut se faire sans tablier de plomb.

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*



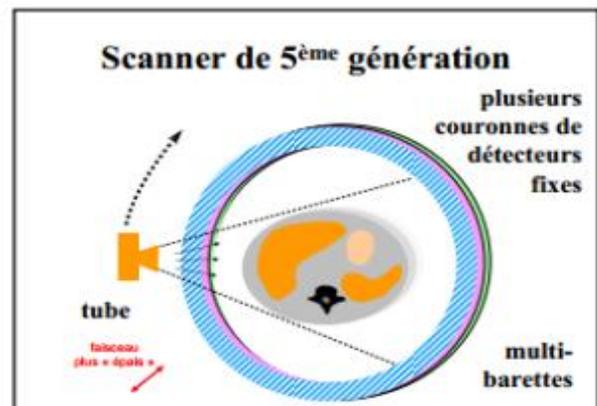
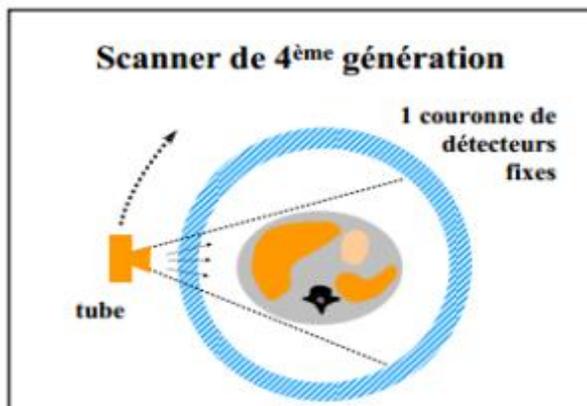
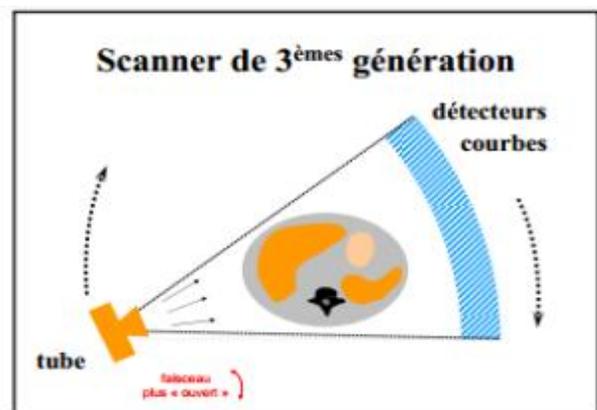
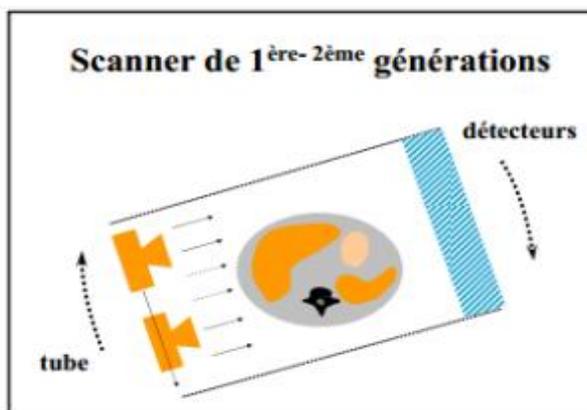
### 2.2.3 L'échelle Hounsfield :

Les nombres CT caractérisent les coefficients d'atténuation linéique du tissu dans chaque élément de volume rapporté à celui de l'eau. Les nombres CT de tissus différents sont ainsi définis comme relativement stables et relativement peu dépendants du spectre de rayons X émis (de l'énergie).

$$\text{Hounsfield – unité (HU)} = \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} * 1000$$

### 2.2.4 Constitution d'un scanographe :

#### 2.2.4.a. les génération du scanner :



2.2.4.b. le mouvement hélicoïdale :

