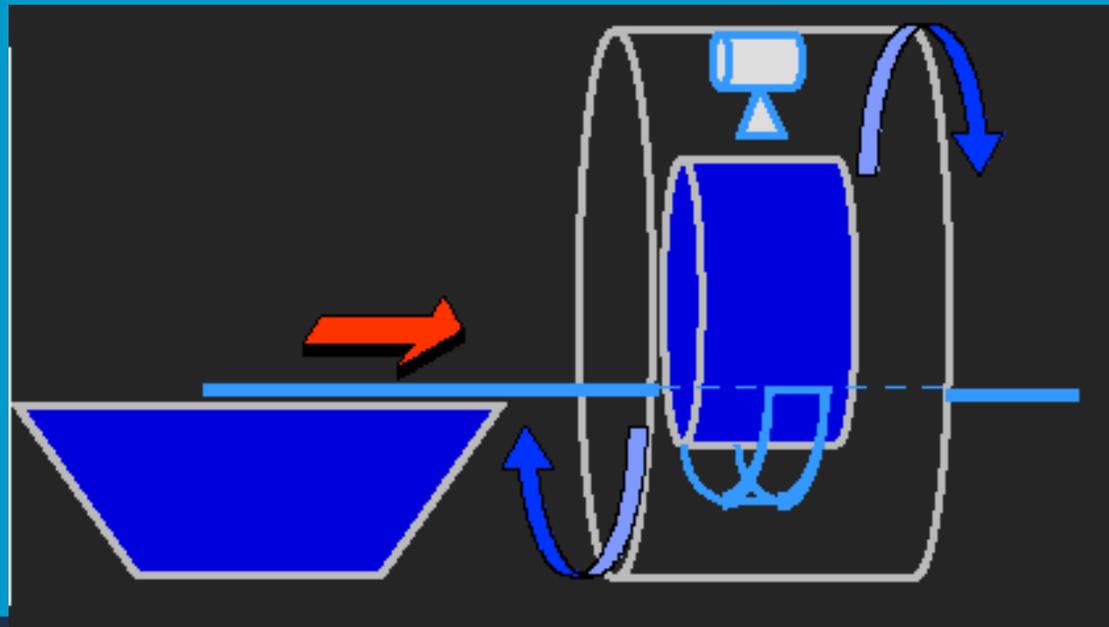




TOMODENSITOMETRIE CT TDM SCANOGRAPHIE

Pr Jean-Luc Moretti
Fac Diderot Univ Paris 7
Hop ST-Louis



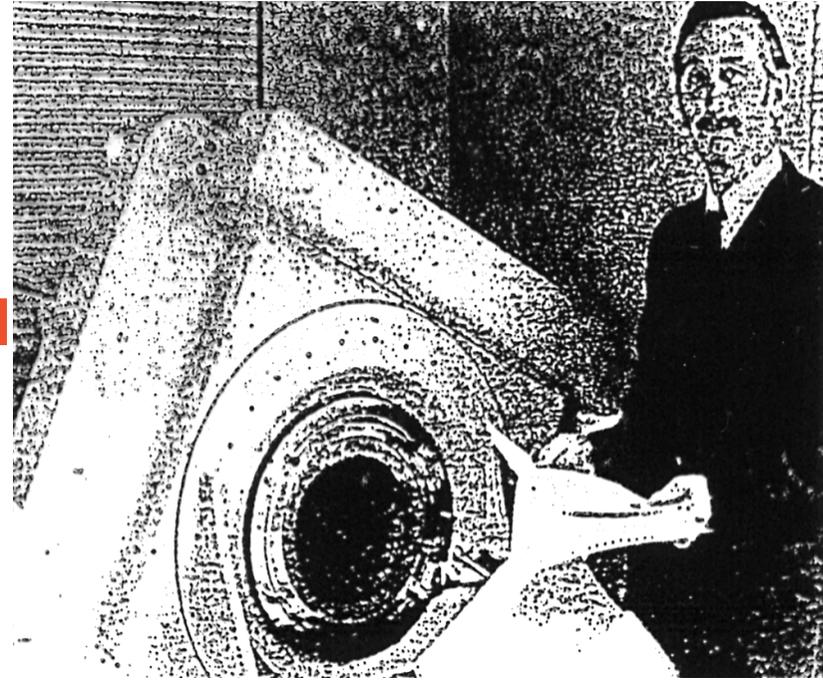


TDM

**Tomographie par rayons X
assistée par ordinateur
développée par G.M.
Hounsfield, Prix Nobel de
Médecine en 1979 avec AM
Cormak**

**1ère machine en 1971 à
Londres**

**Une des applications des
principes mathématiques de
la théorie de reconstruction
d'un objet à partir de la
connaissance de ses
projections(Radon,1917):
permettent de reconstituer
des images de coupes d'un
objet .**



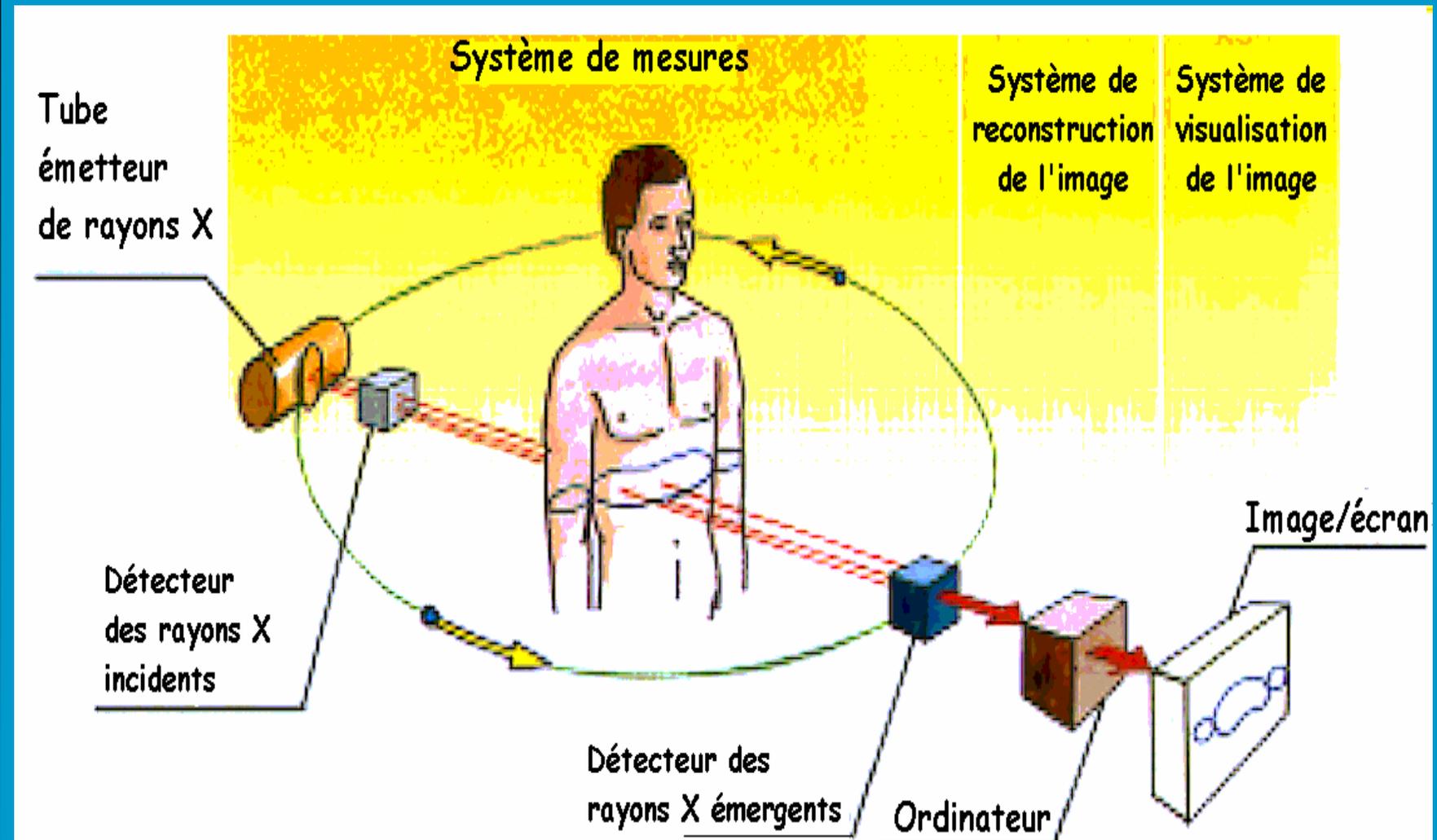
PRIX NOBEL

SIR

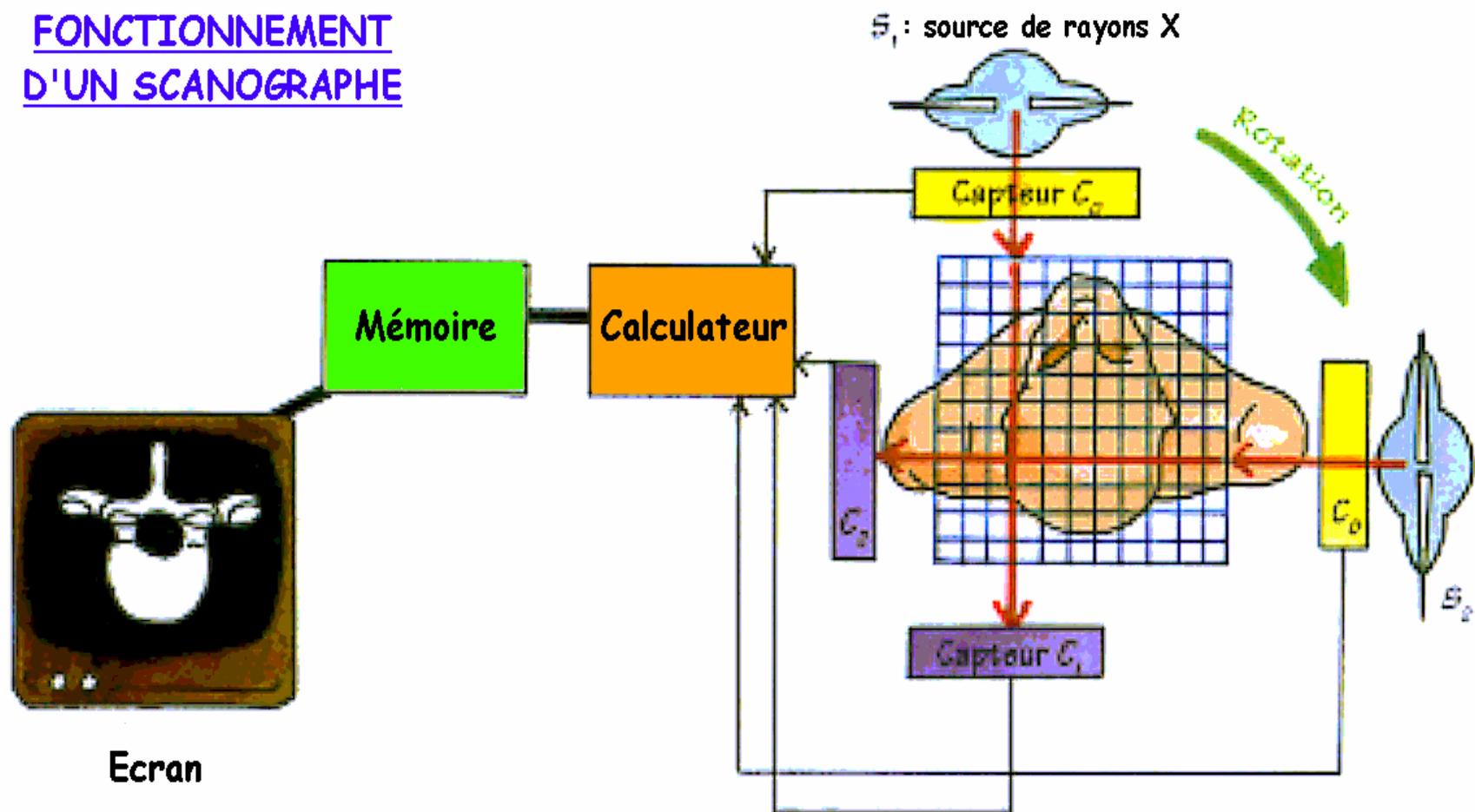
HOUNSFIELD

PRINCIPES GENERAUX

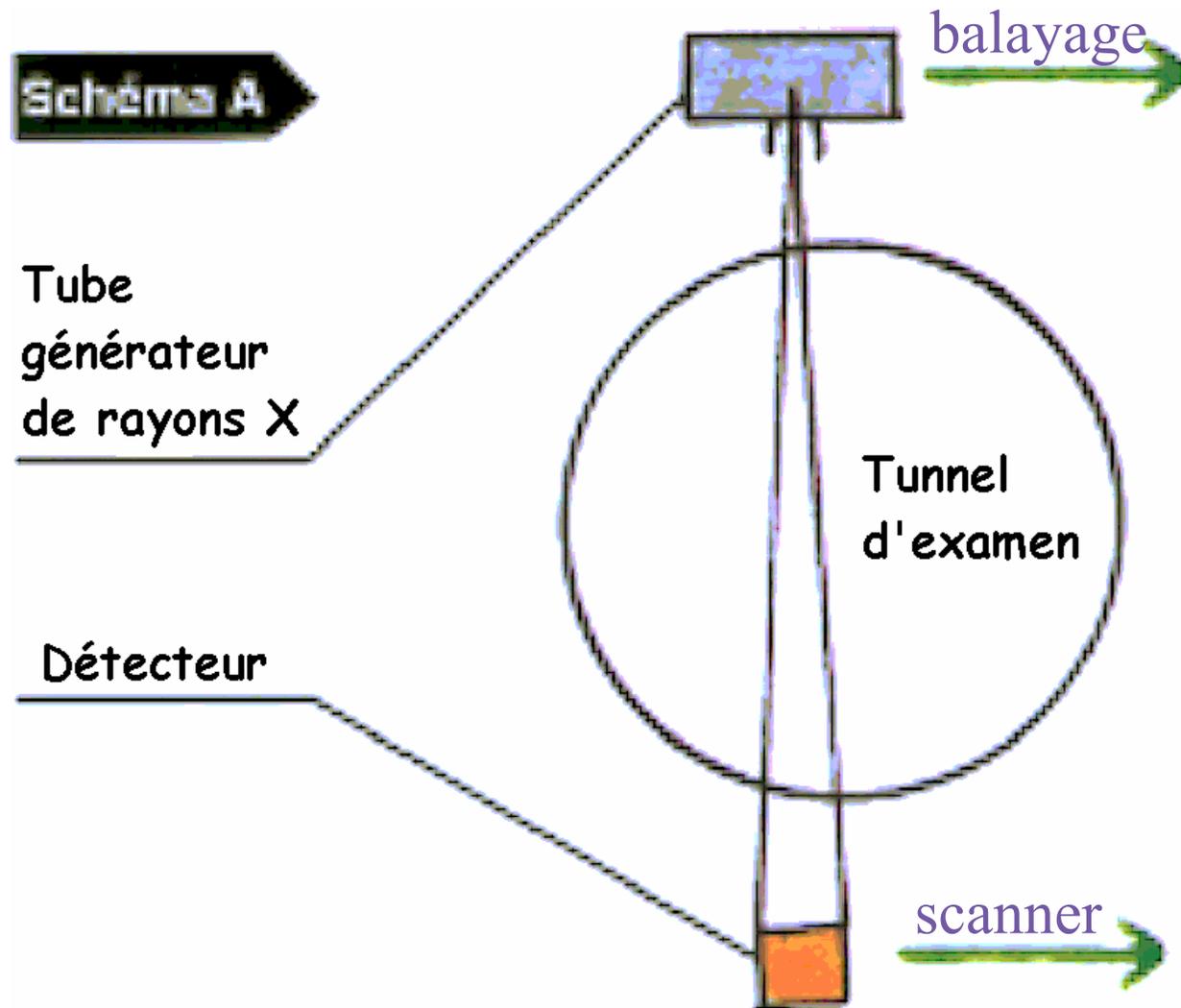
- **La tomодensitométrie est fondée sur la détection d'un faisceau de rayons X tournant autour du patient**
- **Le rayonnement X reçu par les détecteurs, est transformé en courant électrique. Cette conversion aboutit à un signal qui va être amplifié et numérisé, contrairement à la radiologie classique**
- **L'image de chaque coupe axiale est ensuite reconstruite à l'aide d'un ordinateur et visualisée**



FONCTIONNEMENT D'UN SCANOGRAPHE



Premier prototype constitué uniquement d'un tube à rayons X et d'un détecteur entre lesquels était placé le patient.



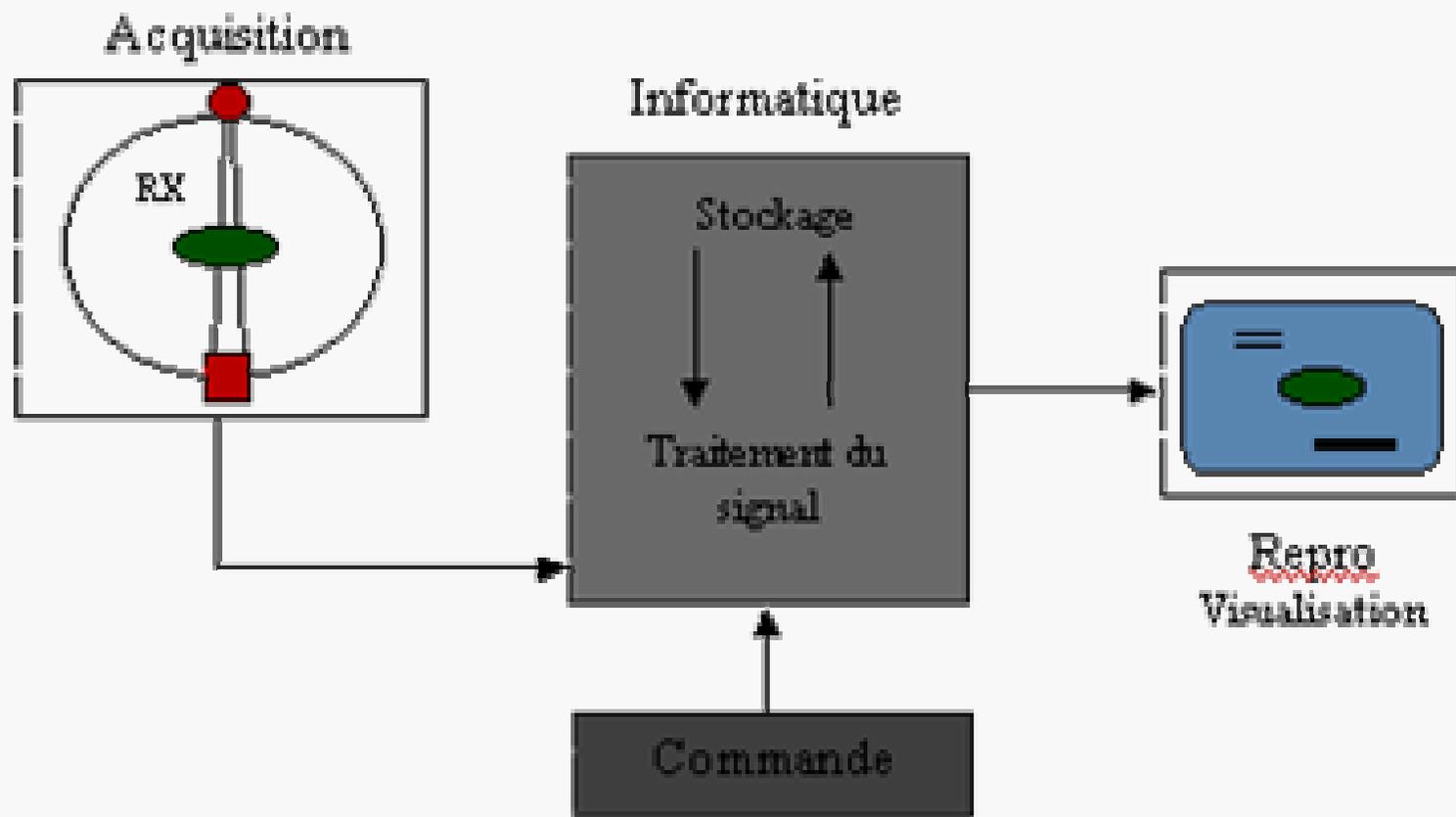
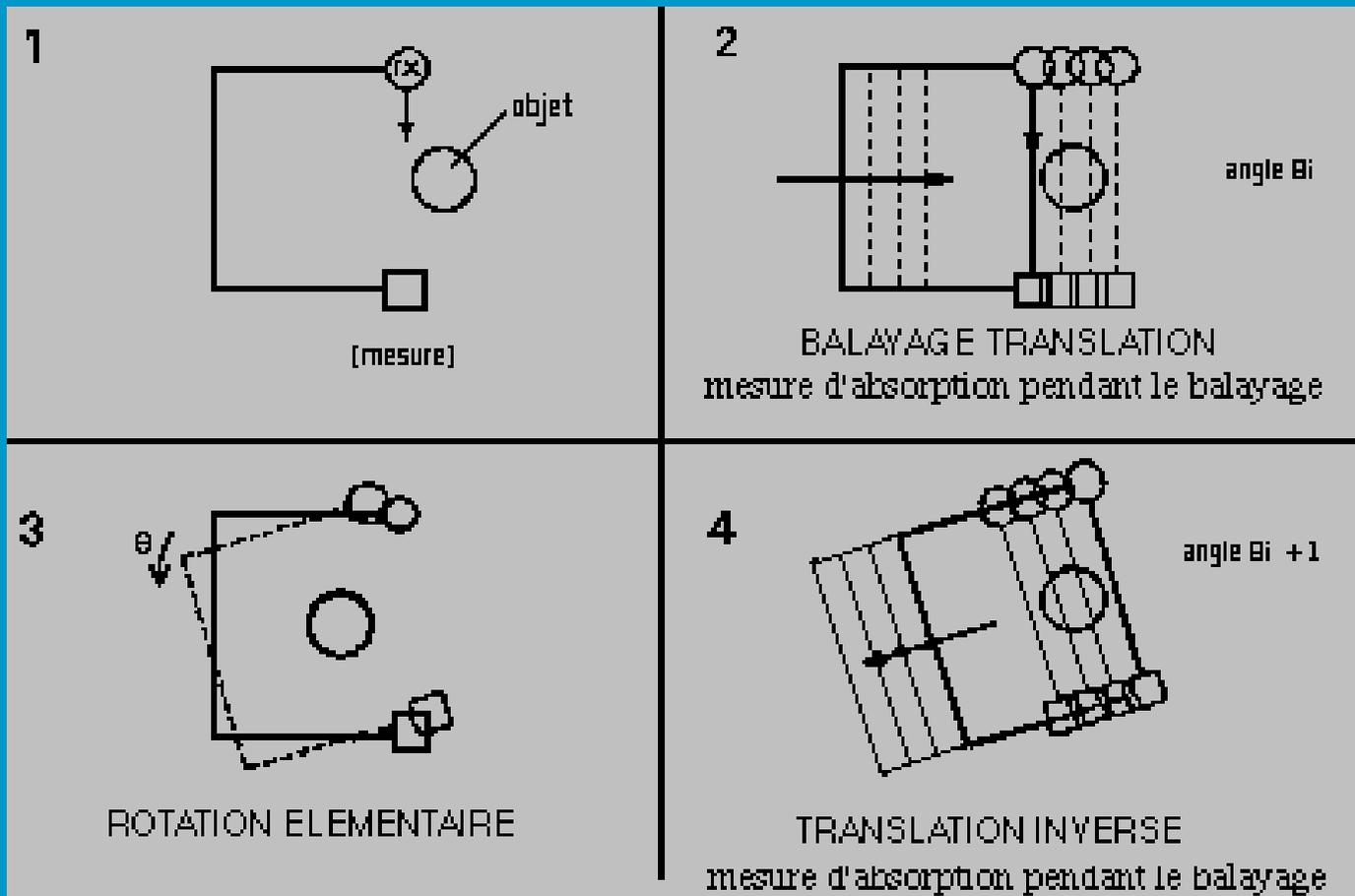


Figure 2.1 : Schéma d'une chaîne scanographique.

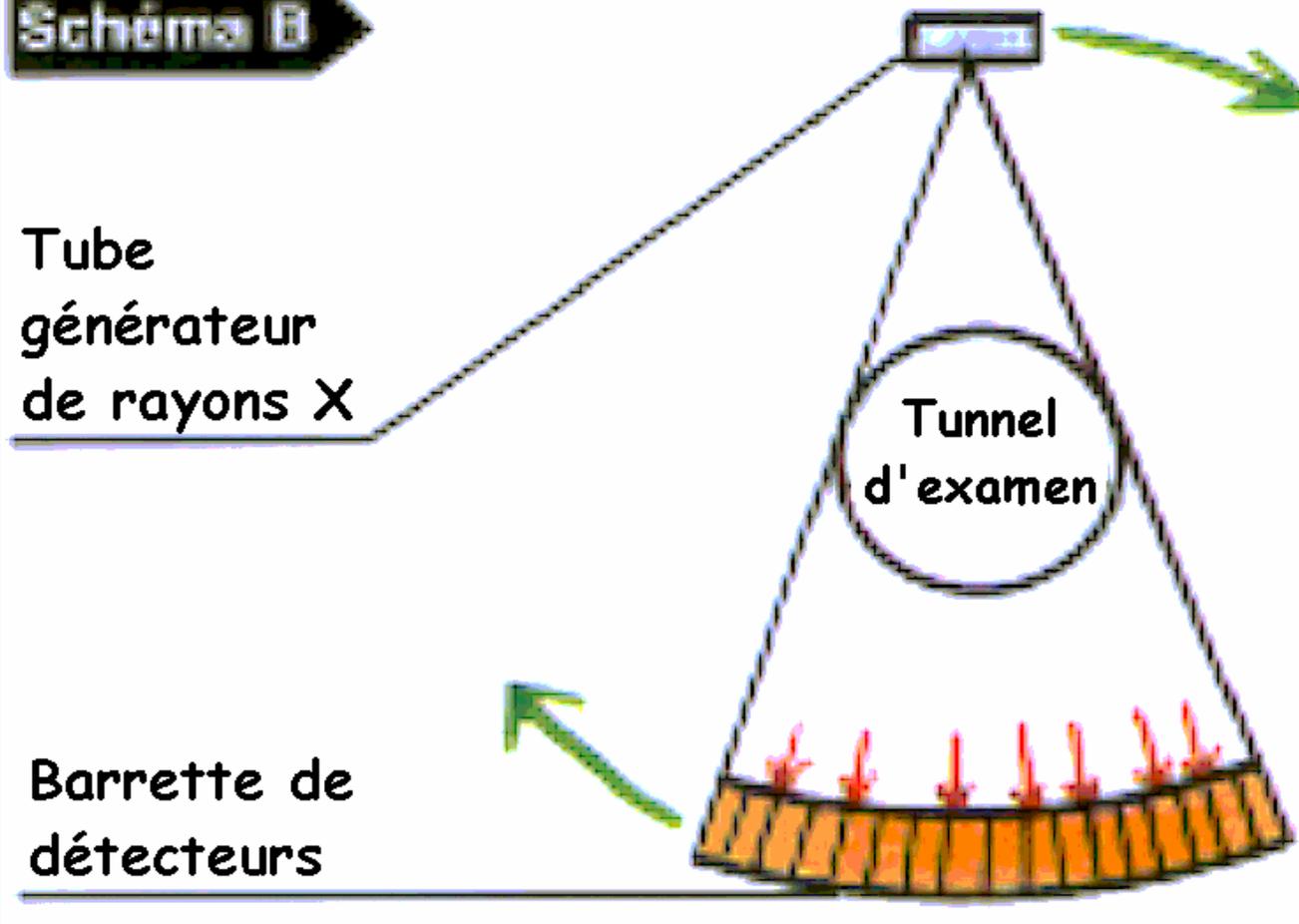
PREMIERE GENERATION

(année 1970) Le tube et le détecteur effectuaient un mouvement de balayage-translation (scanner) puis de rotation.

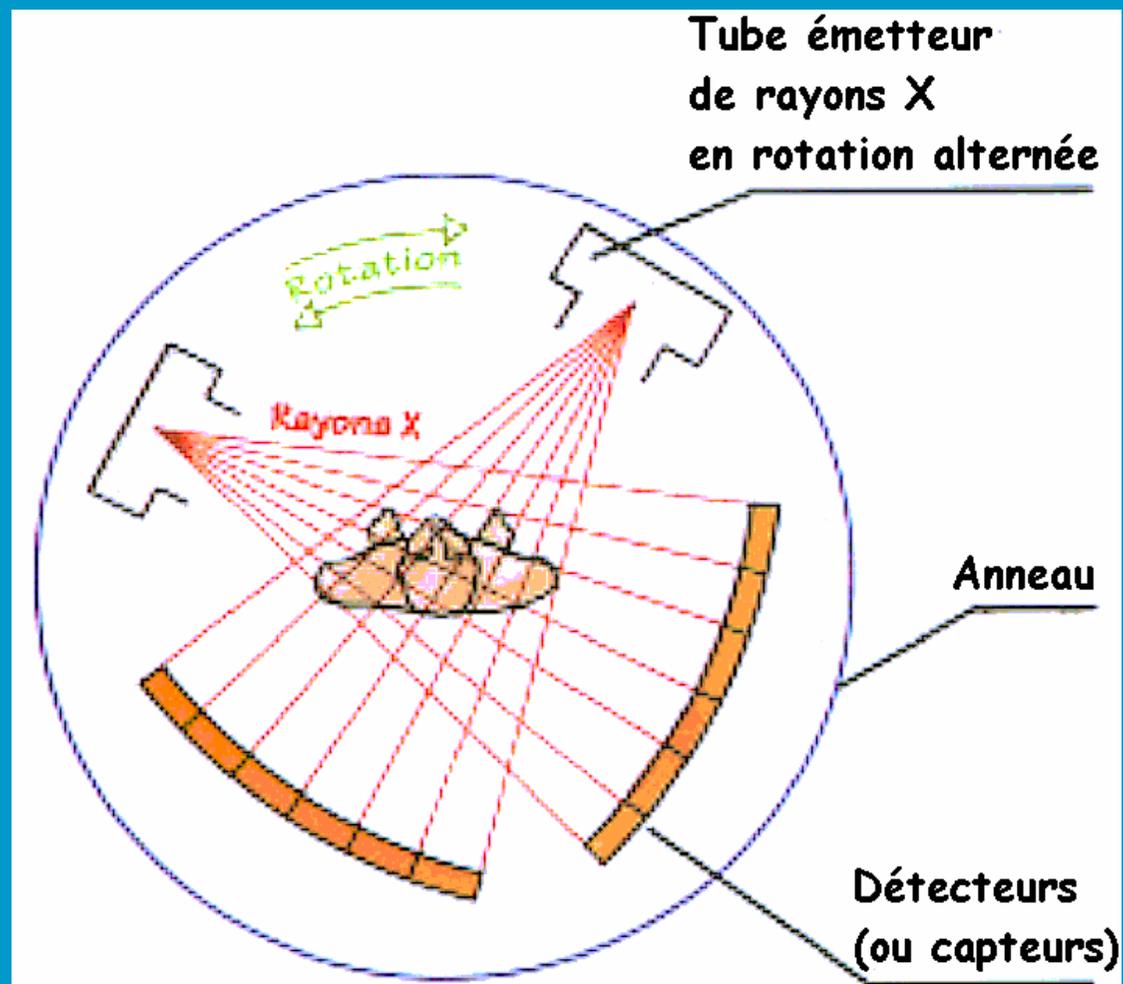


Deuxième génération: au lieu d'envoyer un pinceau de rayons X vers un seul détecteur, le tube envoie un faisceau plus ouvert analysé par plusieurs détecteurs. Amélioration de la vitesse de balayage. 20 à 60s par coupe

Schéma B



Troisième génération: la translation disparaît, la barrette détectrice (250 à 500 détecteurs) étant suffisamment longue pour englober tout l'organe à étudier et tournant de façon synchrone avec le tube à rayon X.

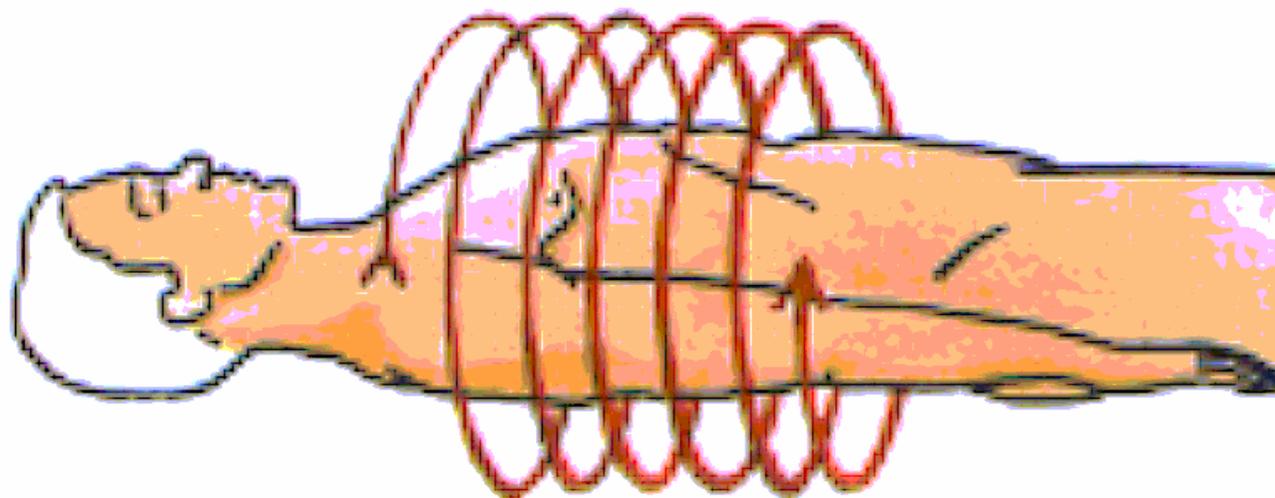


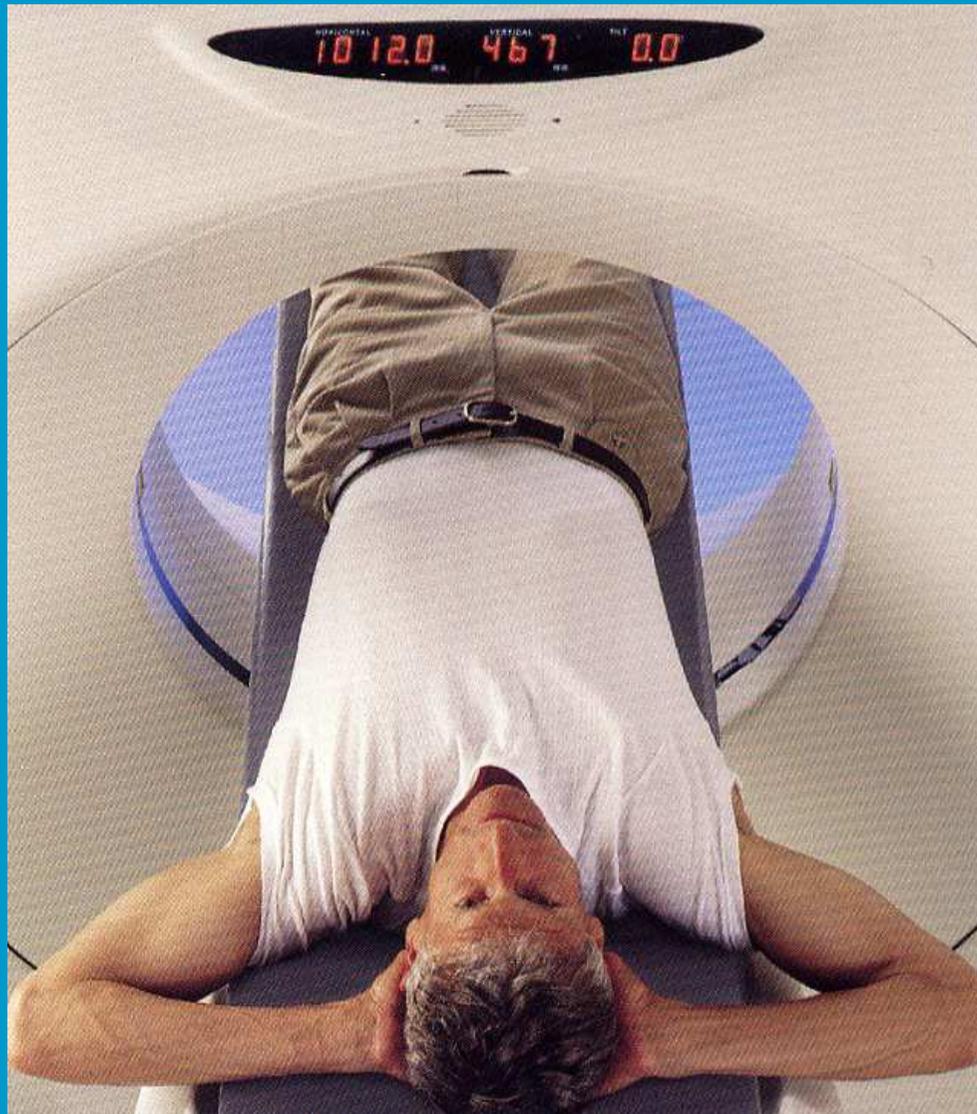
Scanographes à acquisition hélicoïdale rapide: scanographe à rotation continue et rapide de la source de RX associé à un multiprocesseur qui assure simultanément des tâches d'acquisition, de reconstruction et de visualisation. A la suite d'opérations d'interpolation, le processeur reconstruit une série de coupes axiales présentant entre elles un certain degré de chevauchement.

Balayage spiralé du corps par les rayons X



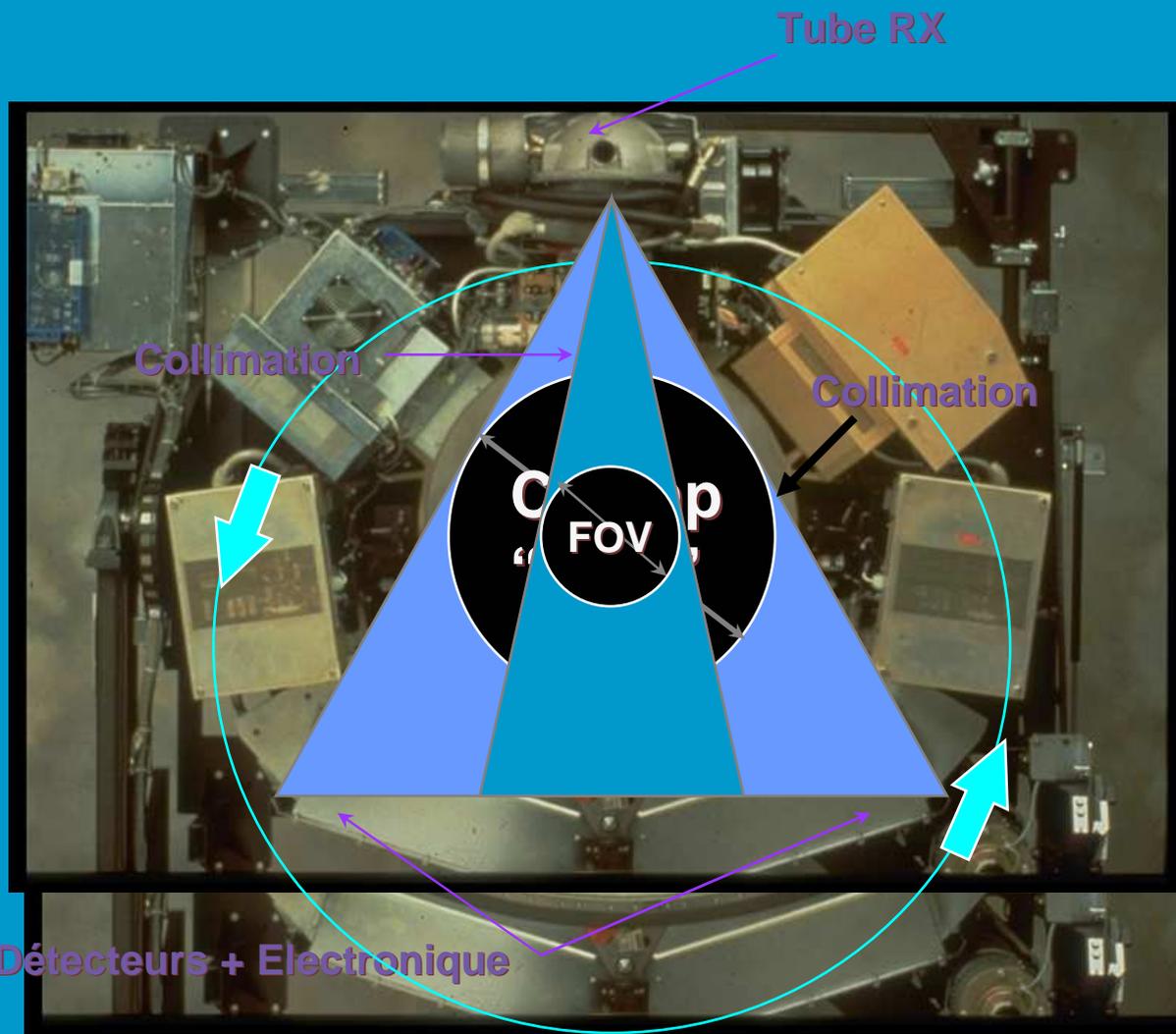
Mouvement de translation du patient



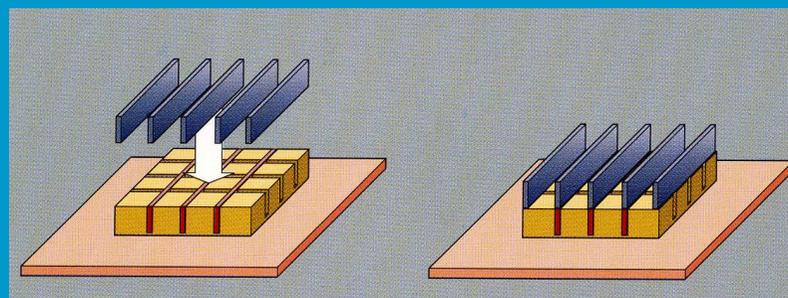
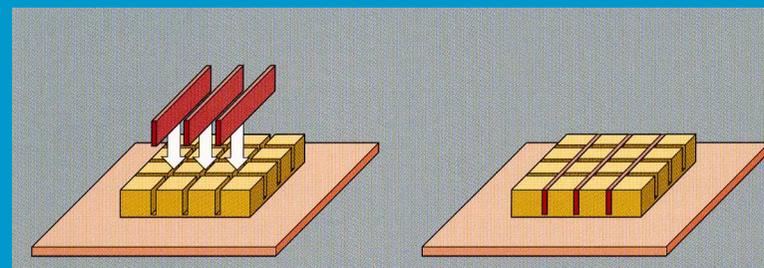
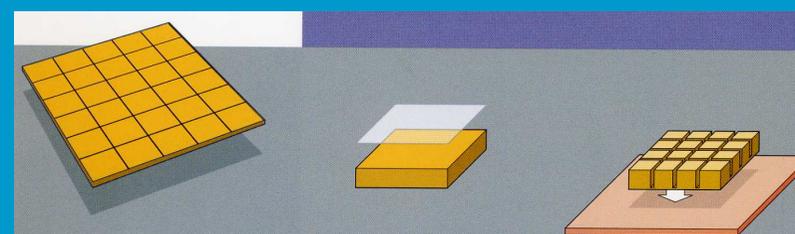
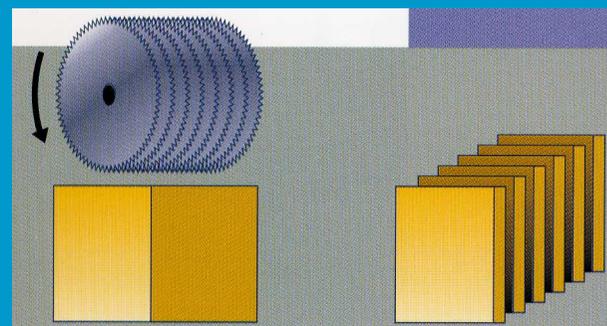
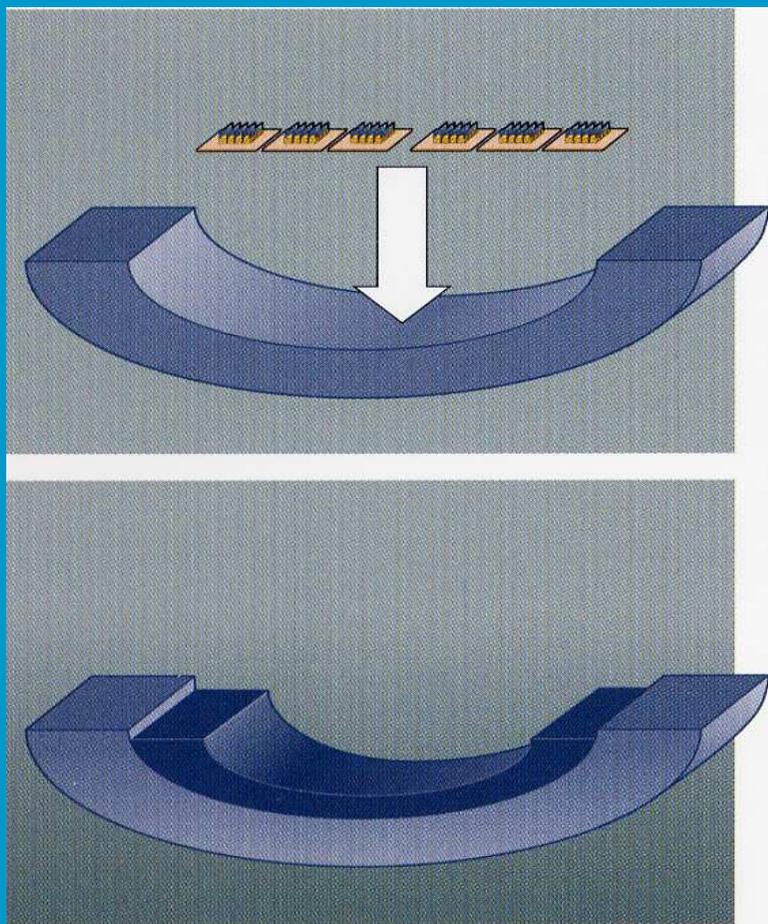




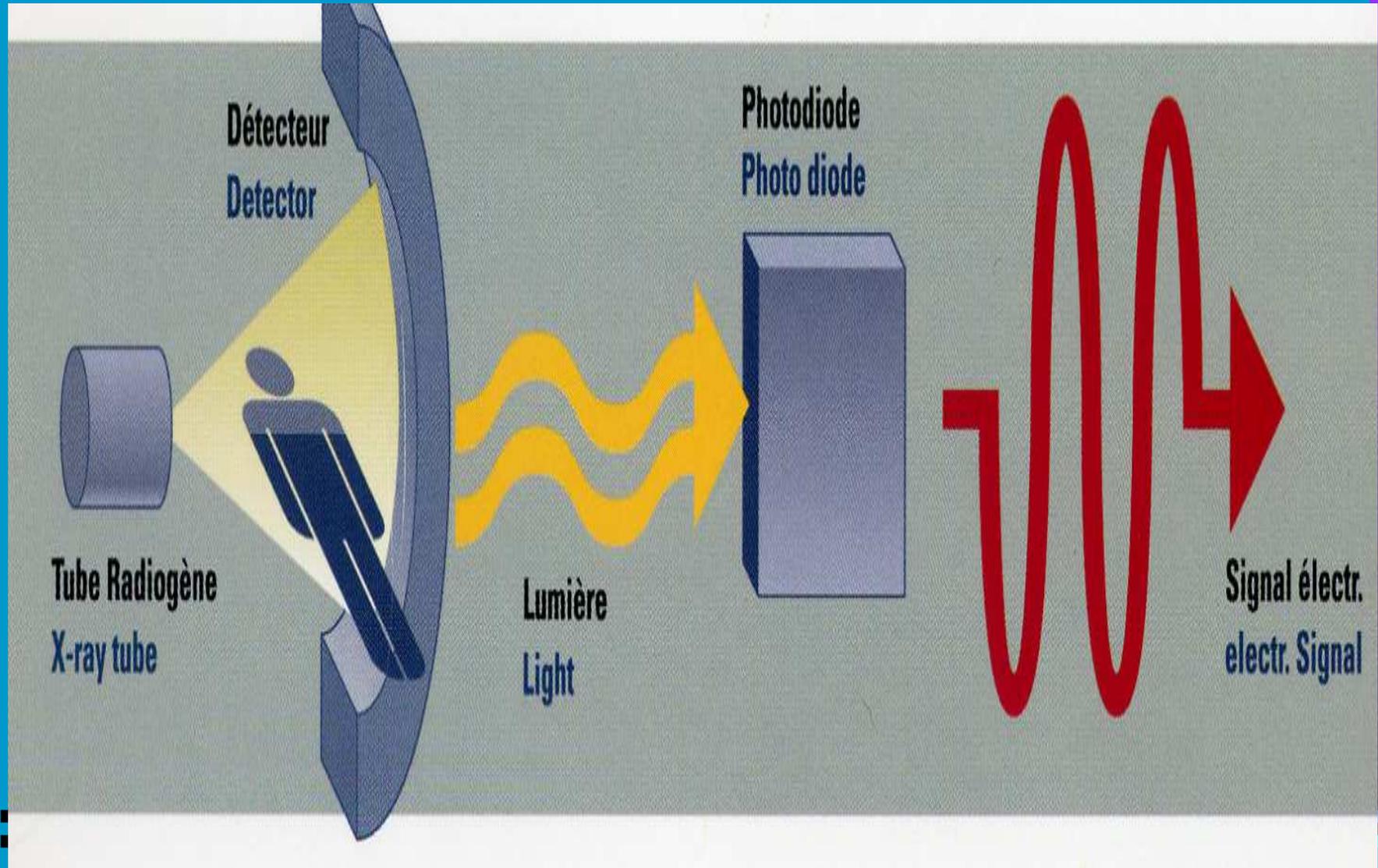
TDM



DETECTEURS



TRANSMISSION DU SIGNAL



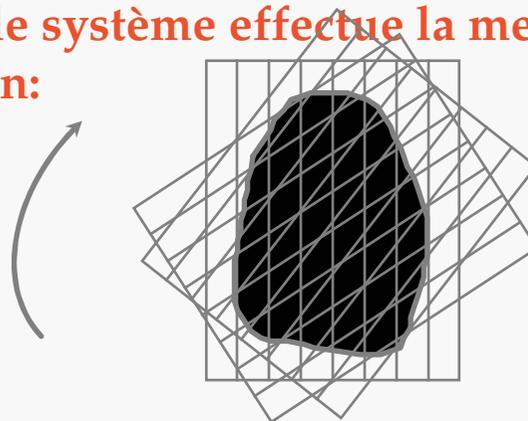
Principe du Scanographe /CT/ TDM

le scanographe est fondé sur la mesure des différents coefficients d'atténuation d'un corps traversé par un faisceau de Rayons X. Chaque corps a un coefficient d'atténuation μ propre qui dépend:

- de la densité du corps
- de l'énergie du faisceau X le traversant

Pour la mesure d'un coefficient d'atténuation, on utilise un faisceau de RX le plus mono-chromatique possible qui traverse le corps à étudier. Ce faisceau sera altéré suivant les coefficients d'atténuation rencontrés sur son parcours, c'est cette altération qui sera mesurée.

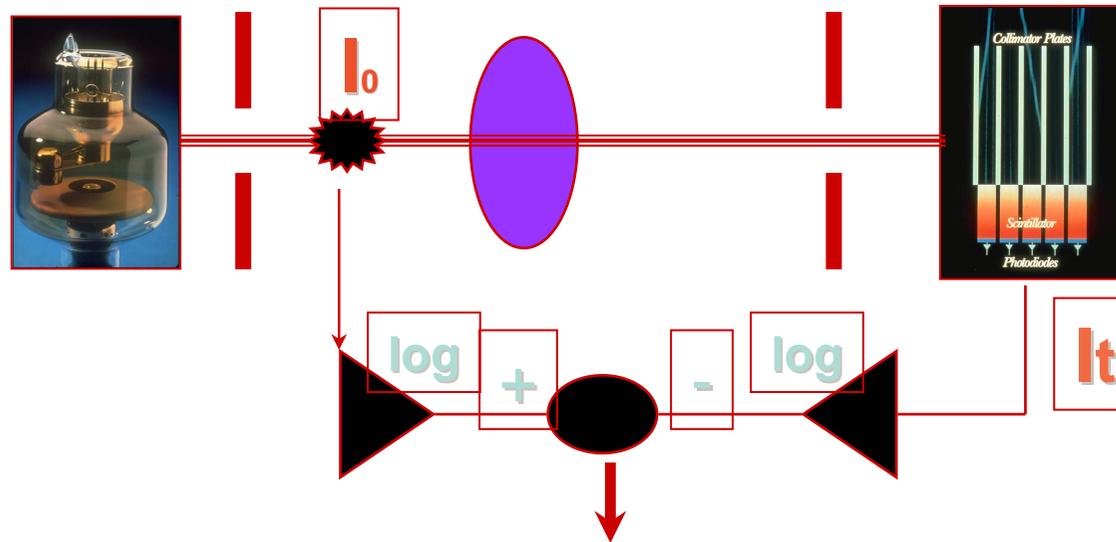
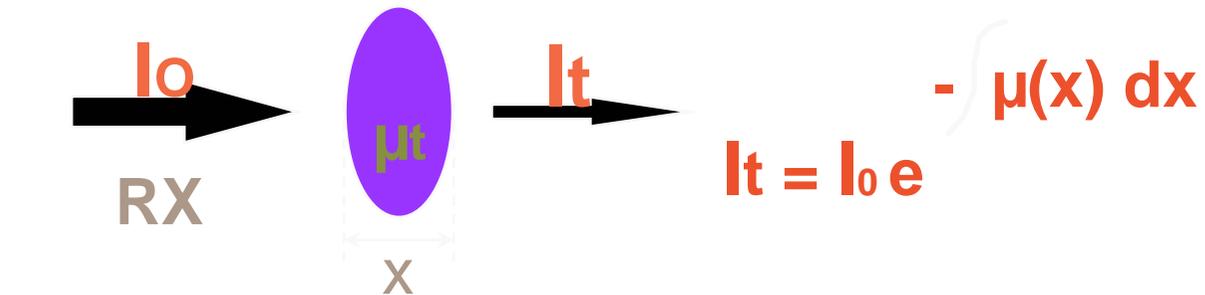
Pour évaluer une coupe, le système effectue la mesure de tous les coefficients du même plan:



Notion d'image analogique / numérique

- Image: représentation en 2D d'une grandeur physique point par point sur une surface
- Image Analogique: l'information (=l'image) est représentée par la variation continue d'une grandeur physique. Ex: le noircissement d'un film.
- Image **Numérique** ou digitale: est mesurée la grandeur physique en chaque point de l'image, on obtient ainsi une matrice (tableau de chiffres) qui constitue l'image numérique.
- Conversion: passage d'une information analogique à des chiffres (=numérisation = CAD), ou l'inverse (CDA).
 - **En tomодensitométrie, l'information est d'emblée numérisée.**

Densité / Coefficient d'Atténuation

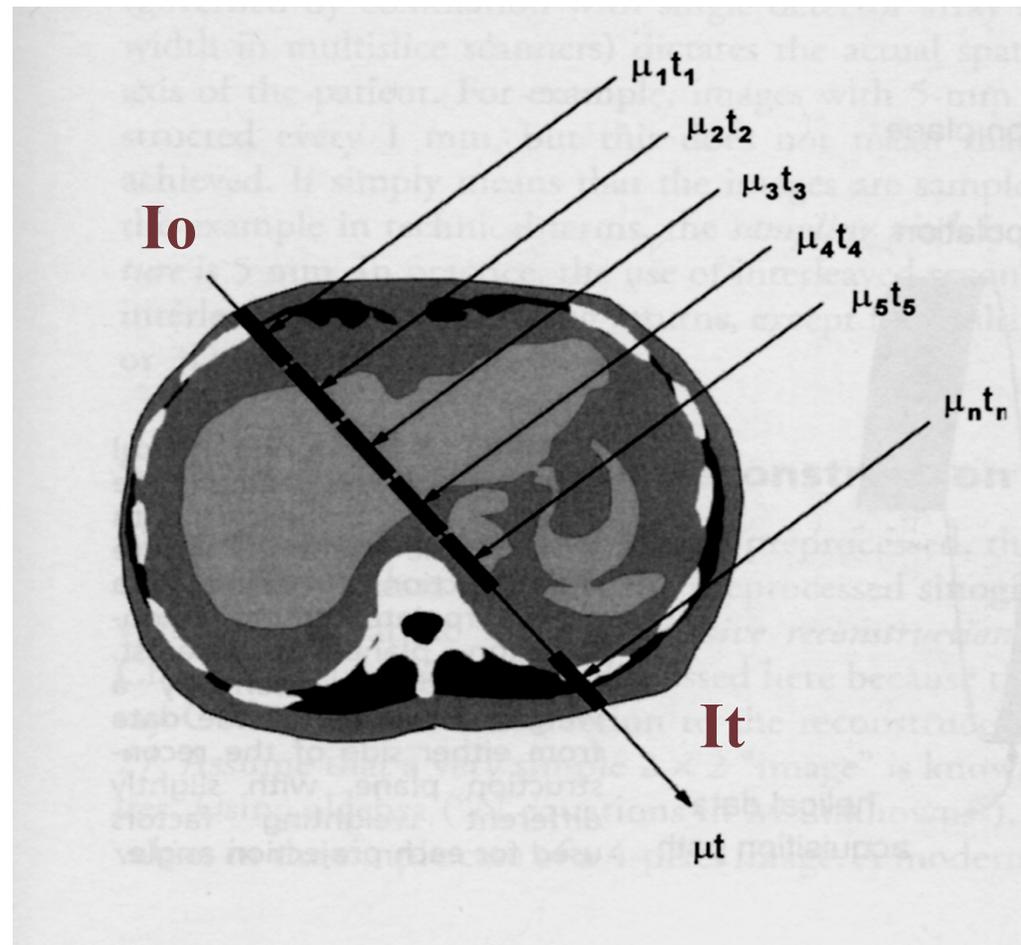


$$\log I_0 - \log I_t \Rightarrow \int \mu(x) dx$$

La mesure de I_t et la connaissance de I_0 permettent de calculer la valeur d'atténuation moyenne μ_t le long du faisceau

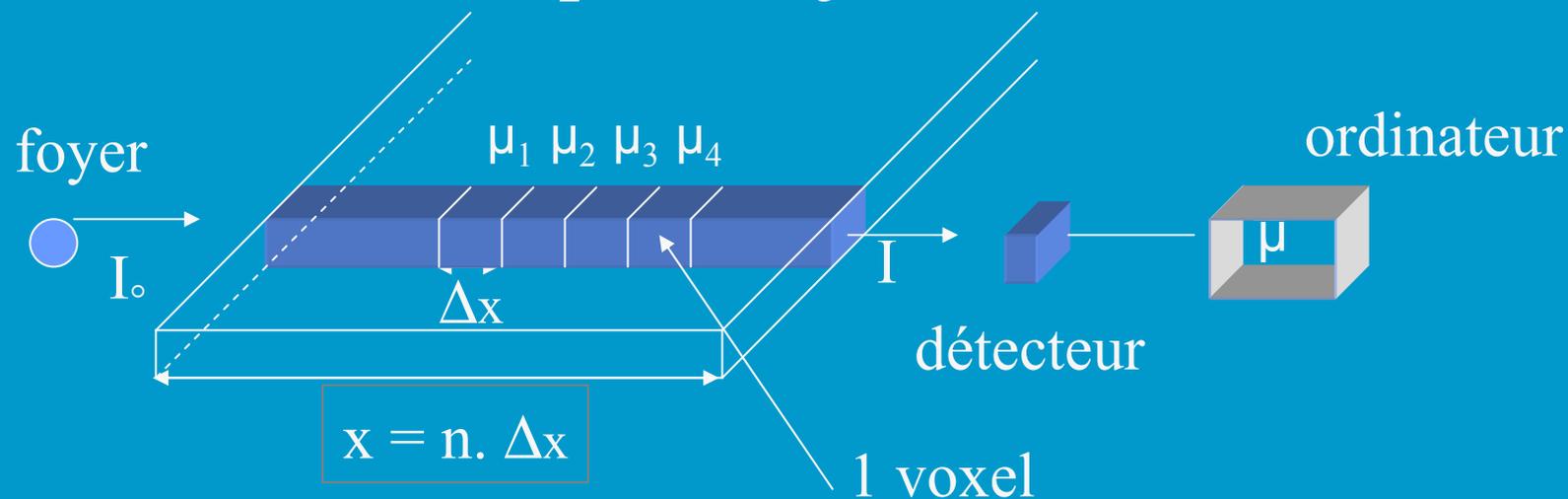
ATTENUATION CUMULEE

Comment retrouver les valeurs de $\mu_{1,2,..}$ etc locales contributives?



Le signal (grandeur mesurée) en tomodynamétrie

Le détecteur mesure l'atténuation des rayons X par l'objet étudié



$$I = I_0 \exp(-\mu \cdot x) = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n / n) \cdot x]$$

LA SCANOGRAPHIE

C'est une étude:
MORPHOLOGIQUE précise de l'image

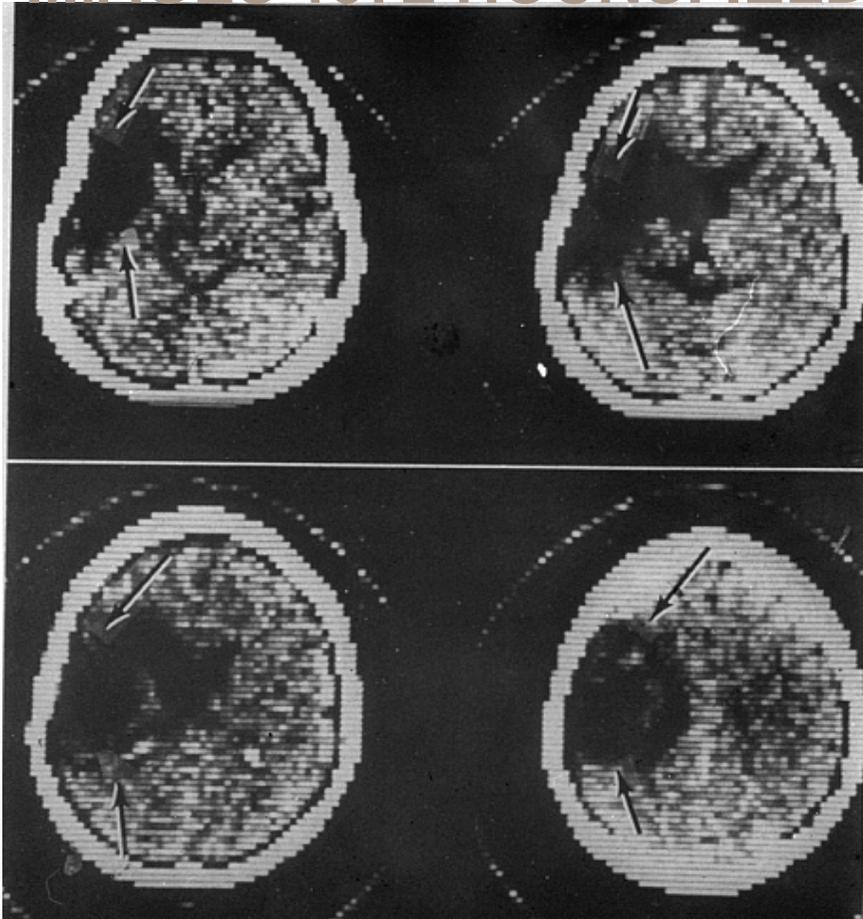
C'est une étude:
DENSITOMETRIQUE de cette image

Image numérique

- L'élément plan élémentaire (« point ») de l'image numérique est le **pixel**. En chaque pixel est indiquée la valeur de la grandeur mesurée \Rightarrow matrice de chiffres = image numérique
- L'image numérique permet:
 - Sa transmission sans dégradation
 - Son stockage
 - Le traitement d'image (soustraction de bruit de fond par ex, soustraction de 2 images...)
- Pour visualiser l'image, une échelle fait correspondre à chaque chiffre une couleur ou une nuance de gris. Cette échelle de couleurs ou de gris est flexible à volonté.

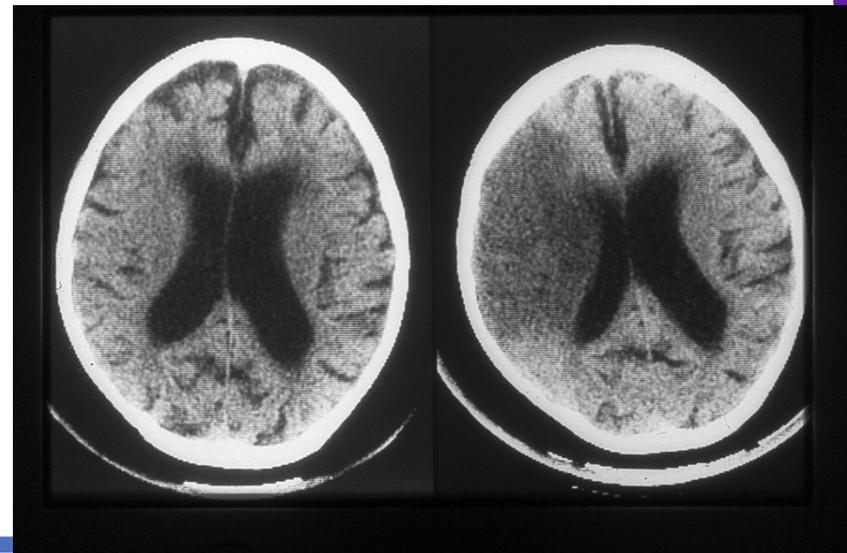
Au cours du temps, les images reconstruites dans les Plans de coupes ont été plus rapides à obtenir mieux résolues en X et Y et en profondeur de valeur de μ

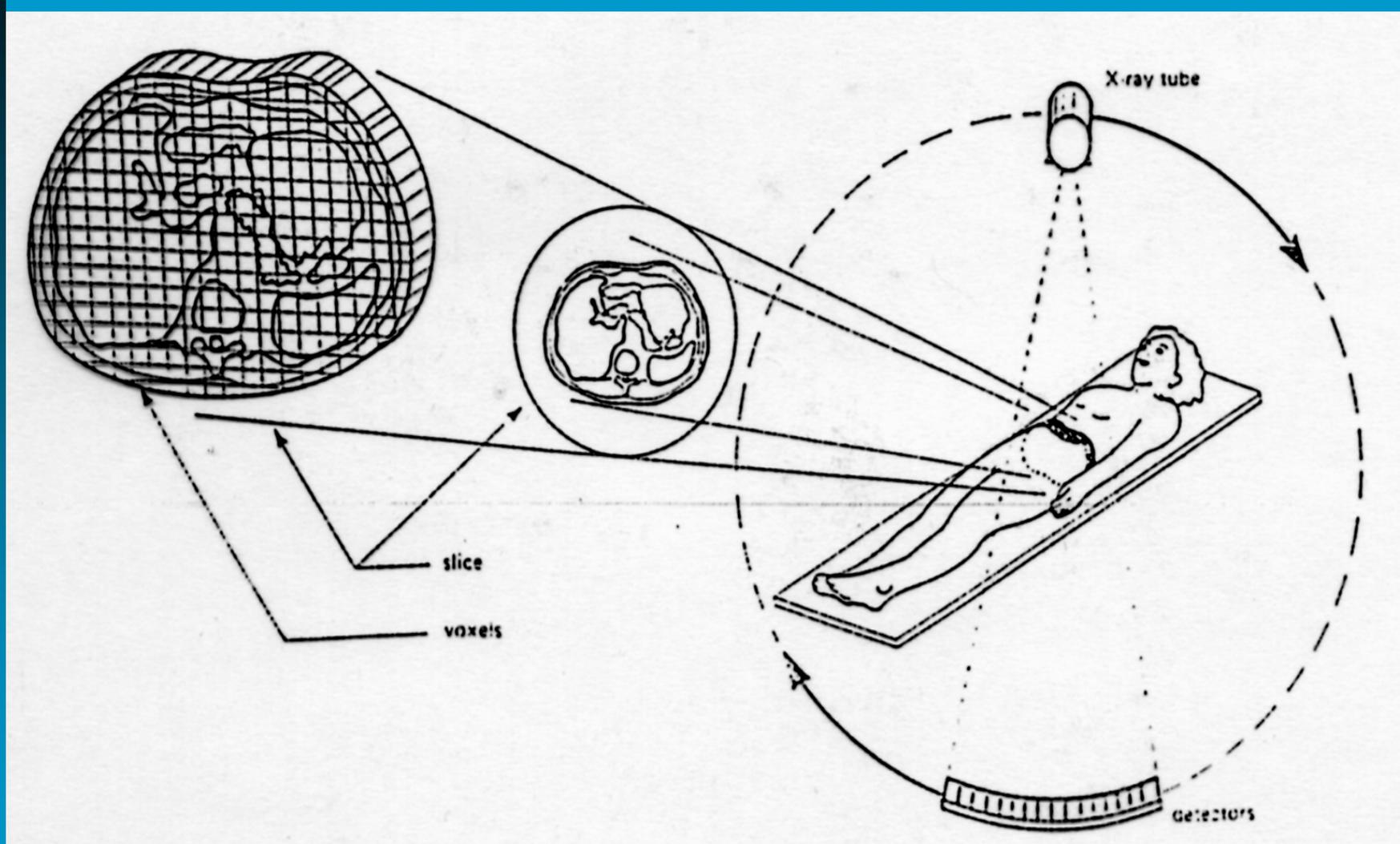
IMAGES 1972 HOUNSFIELD



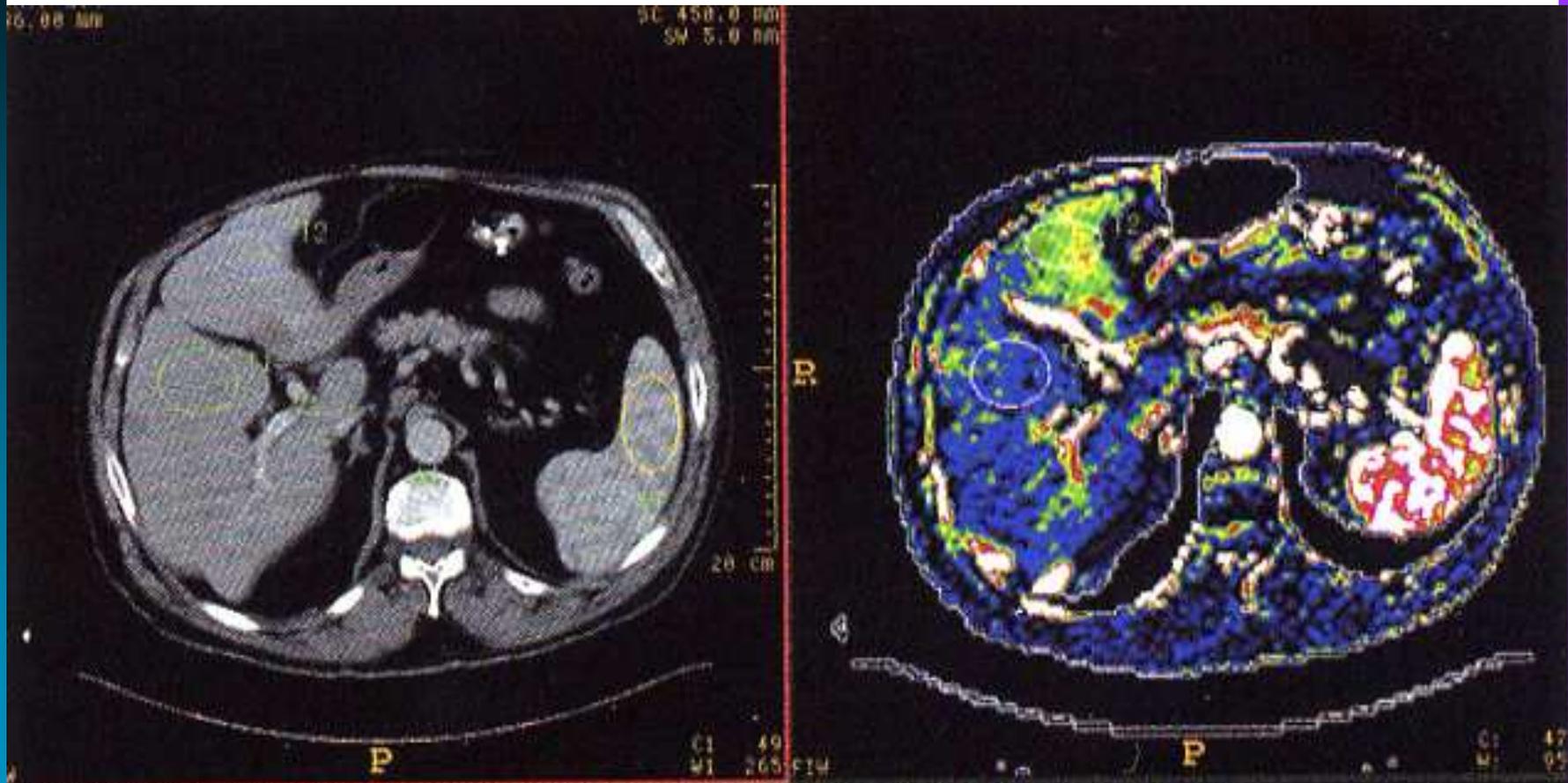
La Résolution spatiale est ainsi passée de 5 mm à 0,1 mm

IMAGES 1990





COUPE ABDOMINALE FOIE RATE

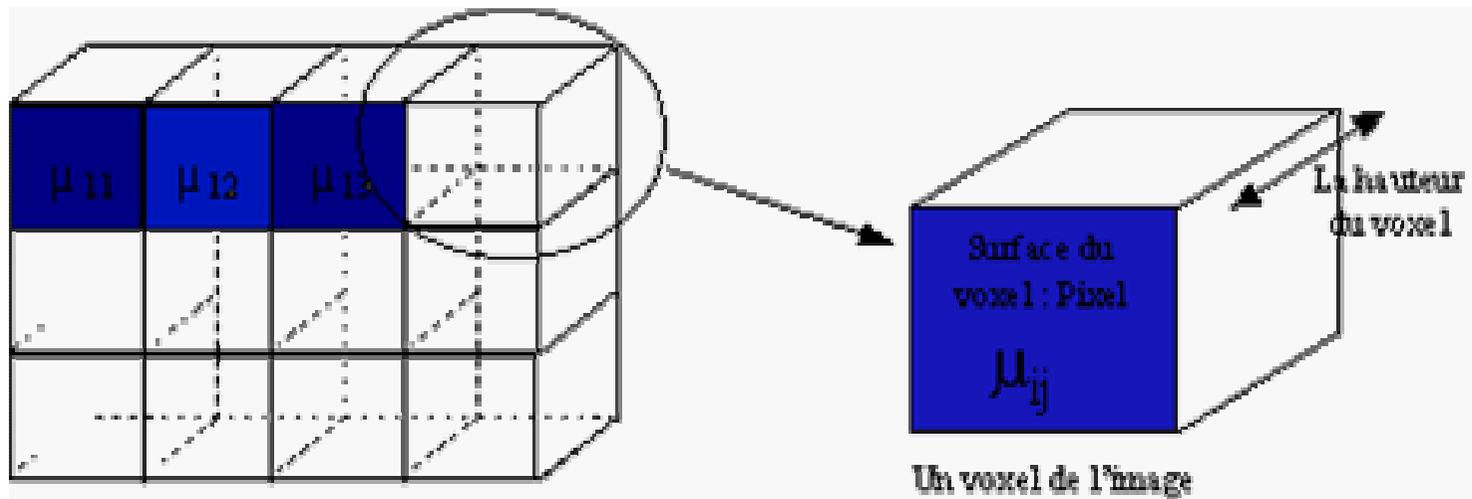


Echelle de gris

Échelle de couleur

Reconstruction d'une coupe à partir de ses projections

- A partir des mesures de μ_t acquises, on peut retrouver les valeurs des μ_i en chaque volume élémentaire (voxel) dans la coupe par un processus de reconstruction mathématique.
- On obtient ainsi l'image numérique de la coupe, qui représente la distribution spatiale de l'atténuation du faisceau de RX dans cette coupe.

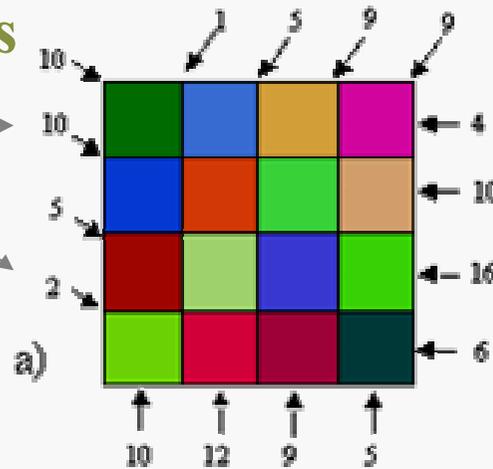


Reconstruction d'une coupe à partir de ses projection par méthodes algébriques itératives

Par la résolution d'un système d'équations

Exemple d'un système de 16 équations à 16 inconnues

μ_t mesurés
sur la
projection



b)

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

μ_t locaux
Calculés

par
l'ordinateur

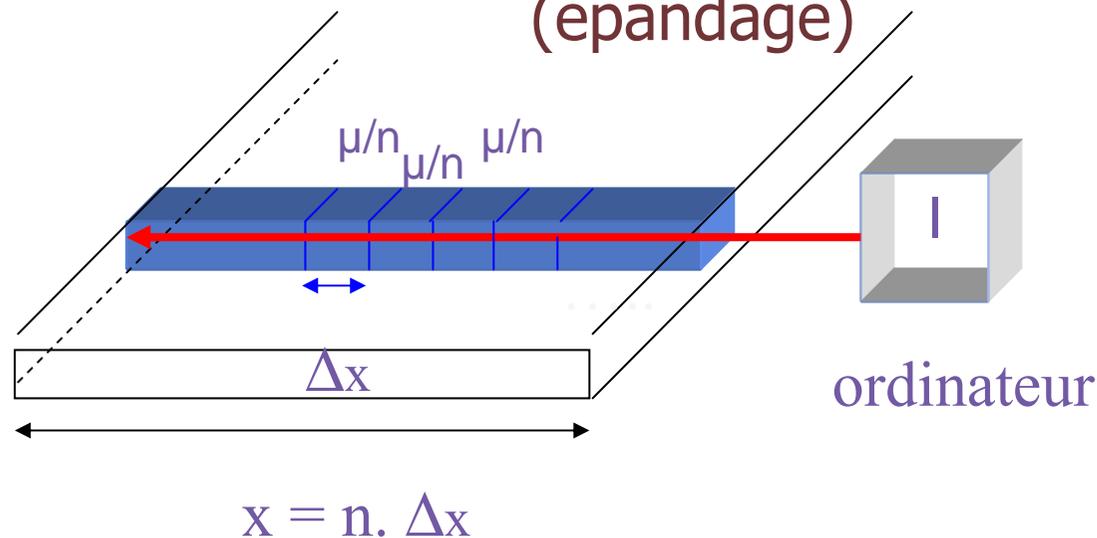
**Pour une coupe de 256X256 voxels, il faut résoudre un système à 65536 équations!!
C'est beaucoup trop long!**

Reconstruction d'une coupe à partir de ses projections

Une méthode utilisée est la rétroprojection filtrée

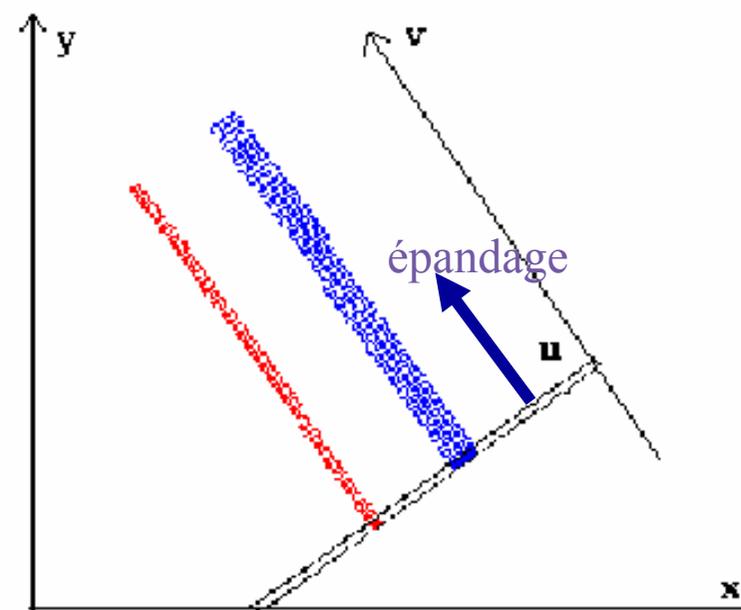
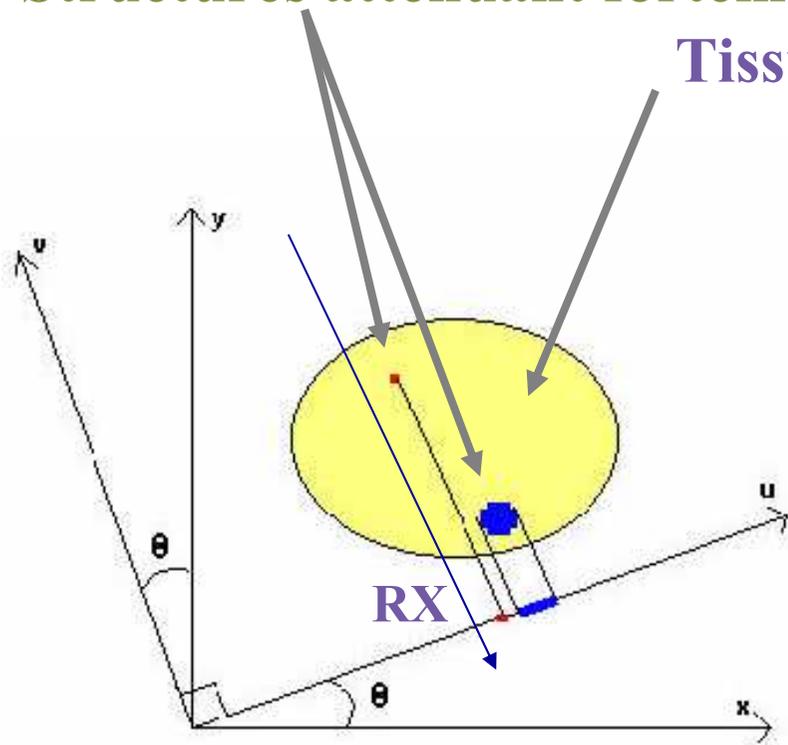
Rétroprojection (ou épandage):

But: Retrouver le lieu d'une atténuation du faisceau par recoupement de multiples projections On ré-étale chaque projection mesurée le long de son axe (épandage)

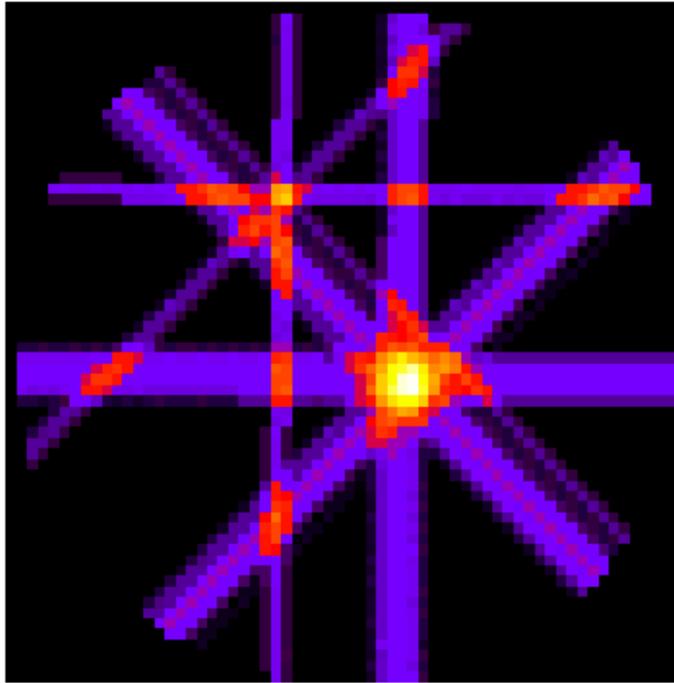


Structures atténuant fortement les RX

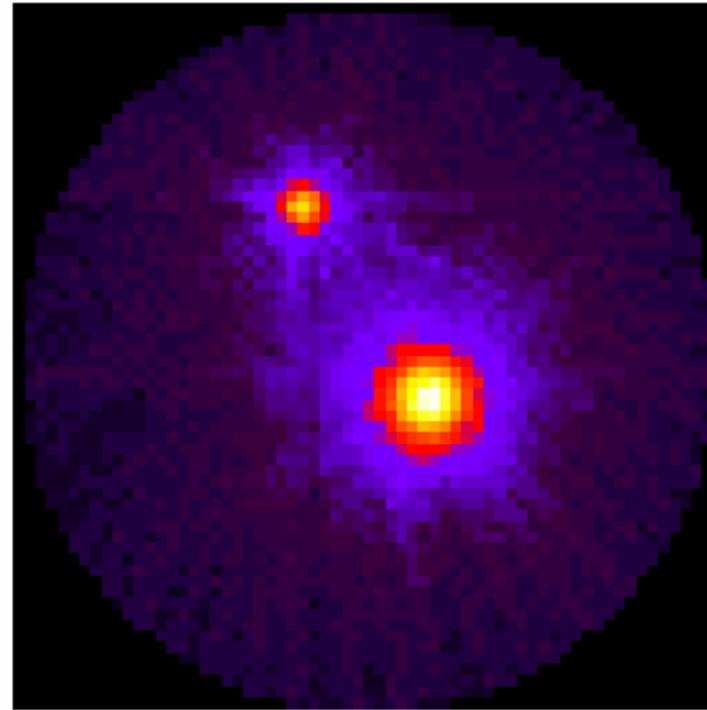
Tissu atténuant faiblement les RX



**Exemple de 2 structures atténuantes (μ élevés)
au sein d'un milieu peu atténuant**



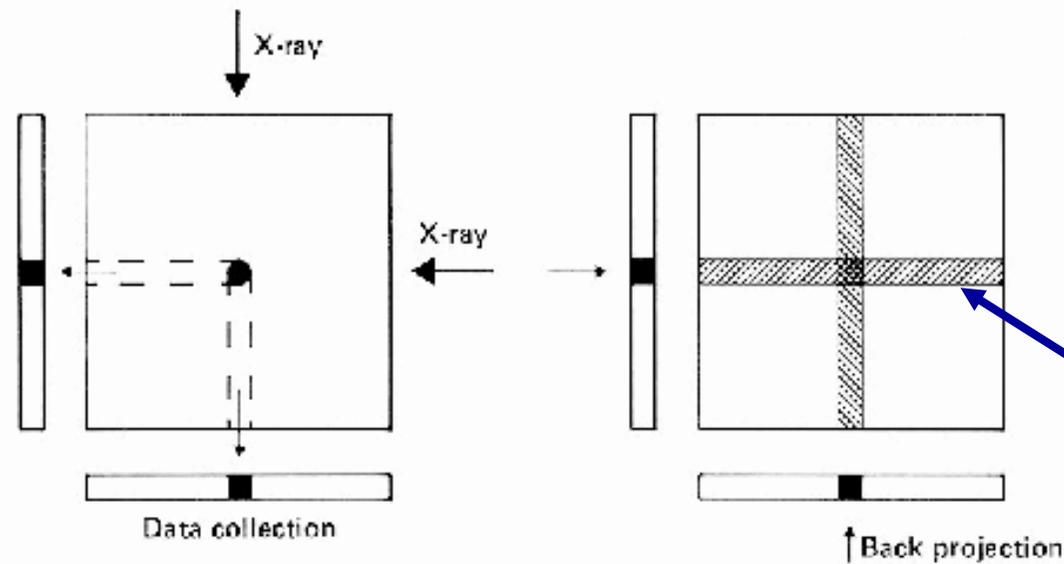
Épandage selon 4 directions



Épandage selon toutes les directions

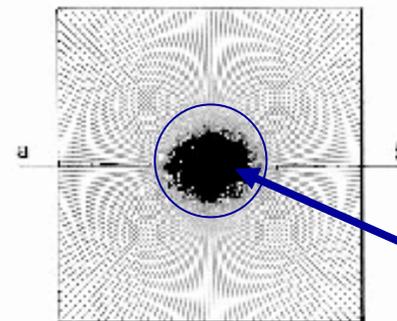
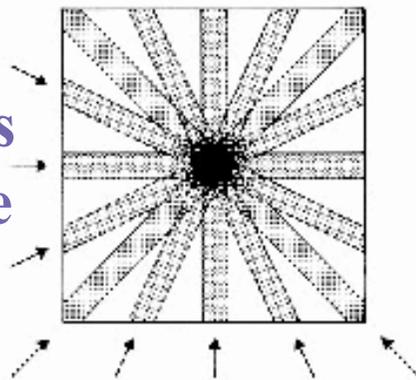
Cet épandage permet de visualiser les structures atténuant les RX (points),
Mais de façon floue au sein d'un important bruit de fond en raison des « trainées » des épandages (étoiles), qu'il faut éliminer par filtration.

Principe de la méthode de reconstruction par rétroprojection filtrée

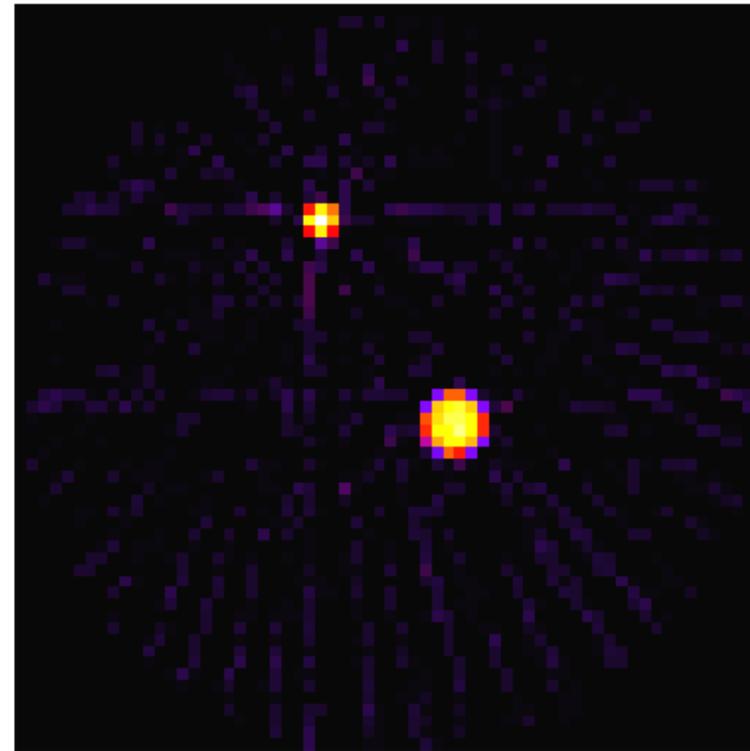
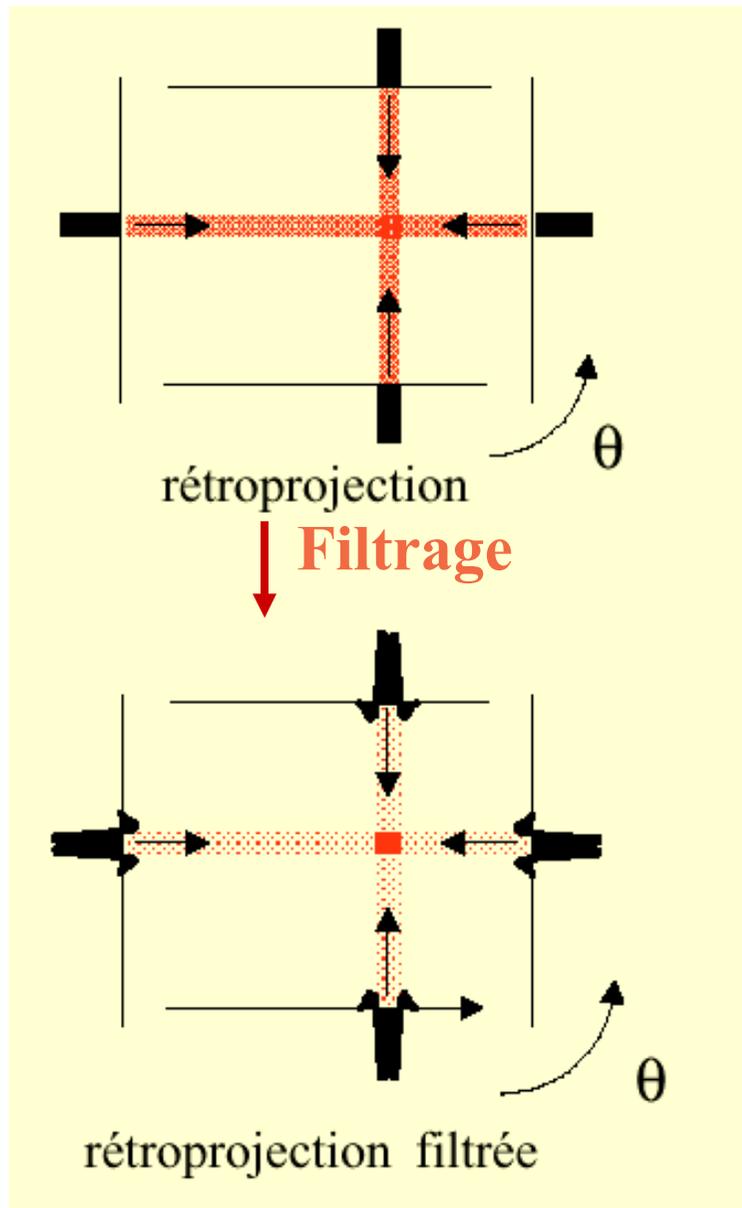


Traînée d'épandage

Filtrer, c'est effacer les traînées sans amoindrir le signal



signal



Mauvais filtrage
Artefacts étoiles

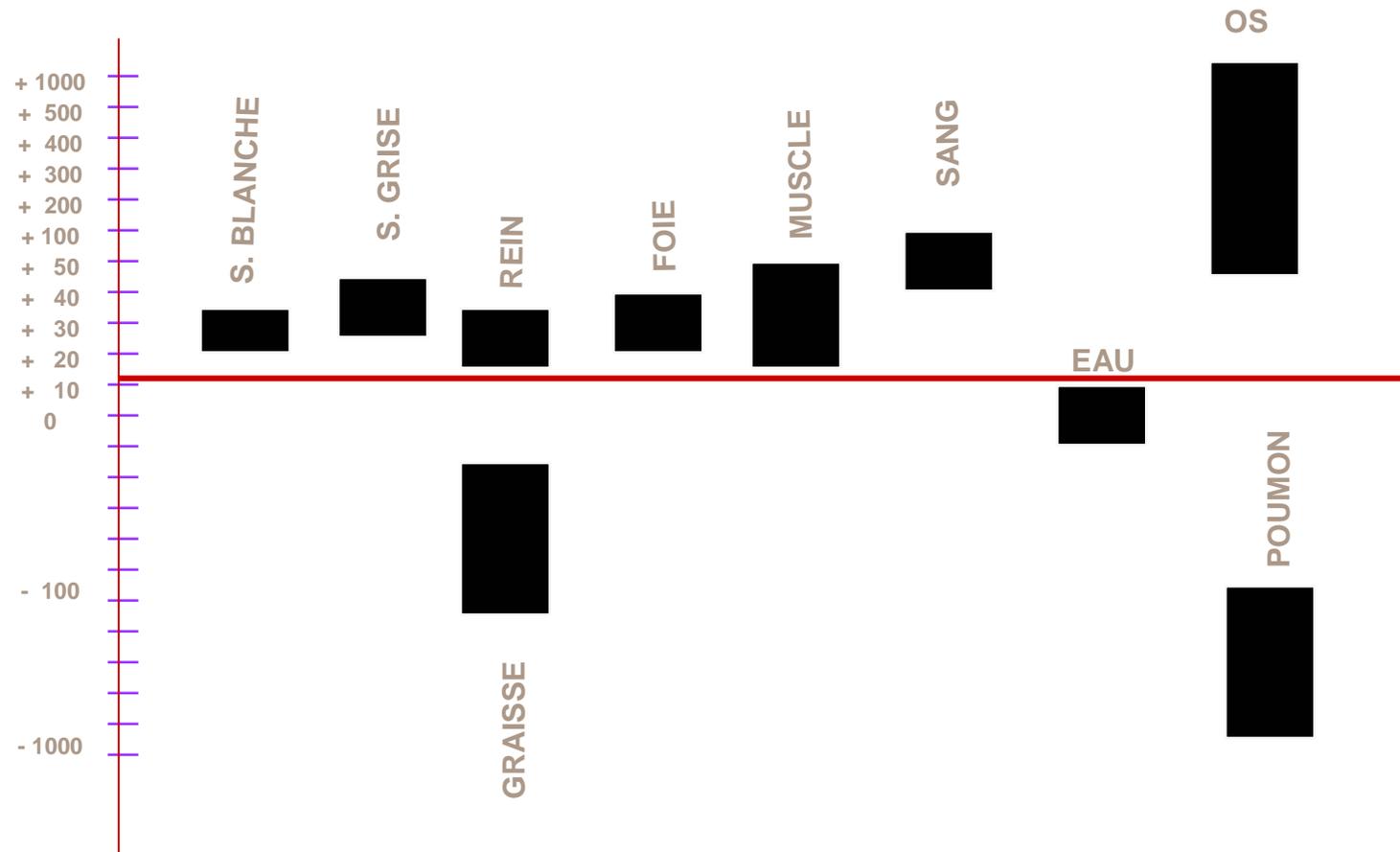
Standardisation de l'image du paramètre μ : échelle de Hounsfield

- Hounsfield a proposé de standardiser les valeurs d'atténuation attribuées aux pixels de l'image, en utilisant N_s tel que:

$$N_s = \frac{\mu_{\text{tissu}} - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000$$

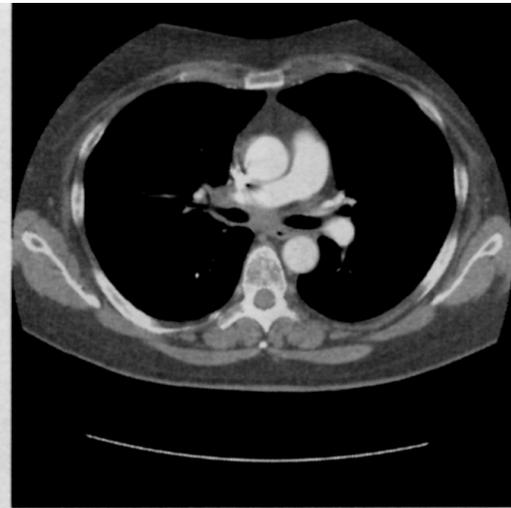
- Ce sont les unités Hounsfield.
- Dans ce système d'unités, l'eau a pour valeur 0 UH, l'air – 1000 UH, l'os plus de +1000UH, les tissus mous entre – 100 (lipides) et +200 (tissus avec calcifications) UH.
- Cette échelle comporte 12bits soit 4096 niveaux, **entre –1000 et +1000.**
- Elle est utilisée sur tous les scanners.

Echelle de Hounsfield



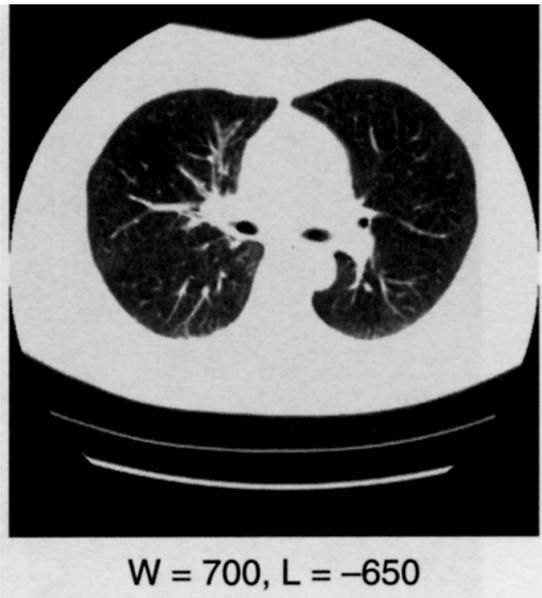
Visualisation

- Pour passer de l'image paramétrique en UH à l'image visible, on utilise une échelle de gris qui en général contient au plus 32 niveaux.
- On ne peut donc visualiser toute la dynamique de l'échelle d'Hounsfield (4096 niveaux) avec l'échelle de gris.
- En fait est sélectionnée une **fenêtre** sur l'échelle de Hounsfield dans laquelle vont s'étaler tous les niveaux de l'échelle de gris.
- L'utilisateur choisit le **niveau et la largeur de la fenêtre** en fonction des tissus qu'il veut étudier.
- A partir d'une seule acquisition, l'utilisateur peut faire varier la fenêtre (le contraste) de façon à étudier en détail différentes structures de densités très éloignées (ex: cerveau / boîte crânienne)



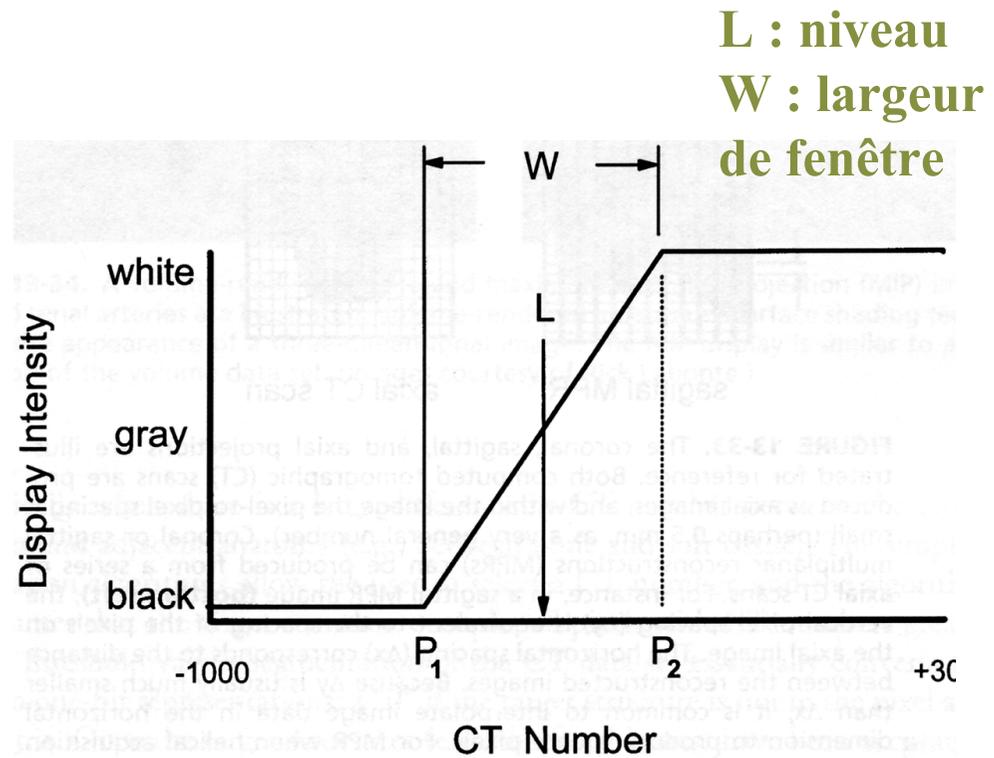
W = 600, L = -100

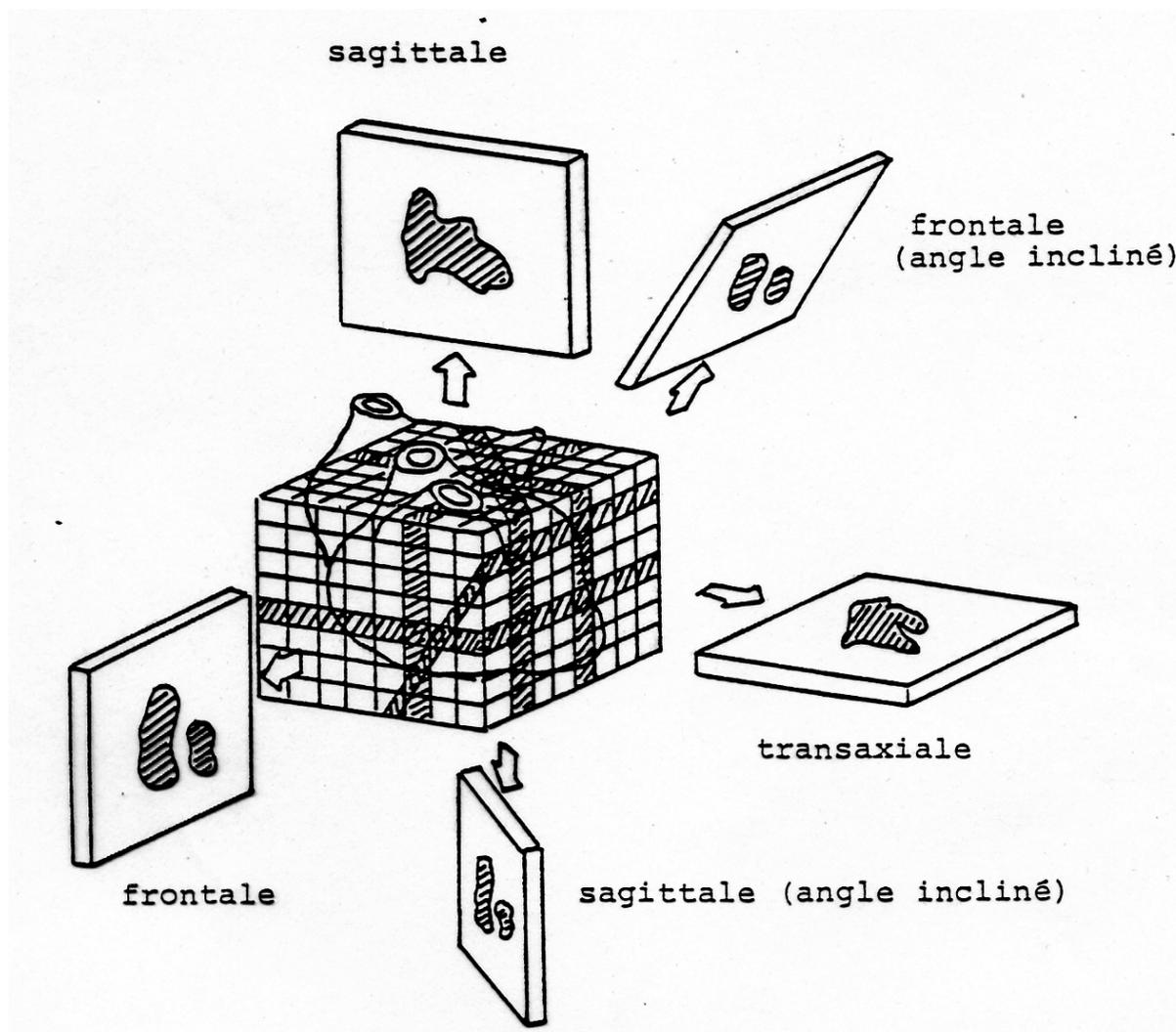
Niveau et fenêtre os médiastin



W = 700, L = -650

Niveau et fenêtre trame pulmonaire





**Le volume reconstruit est représenté selon les plans
désirés de l'espace**