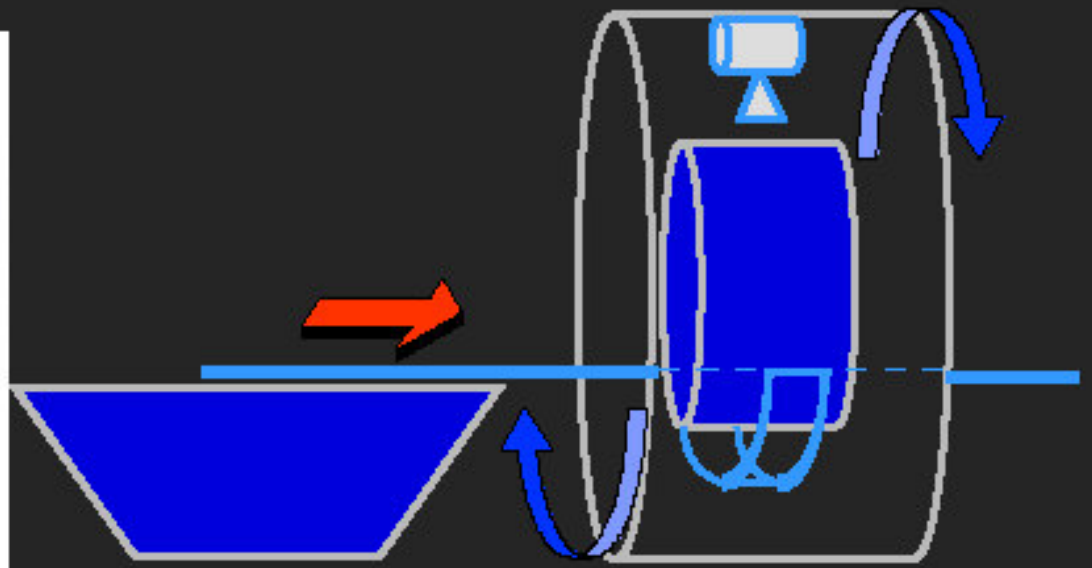


TOMODENSITOMETRIE

Laure Sarda, Service de Médecine
Nucléaire, Hôpital Bichat



©General Electric Medical Systems .HiSpeed CT/i

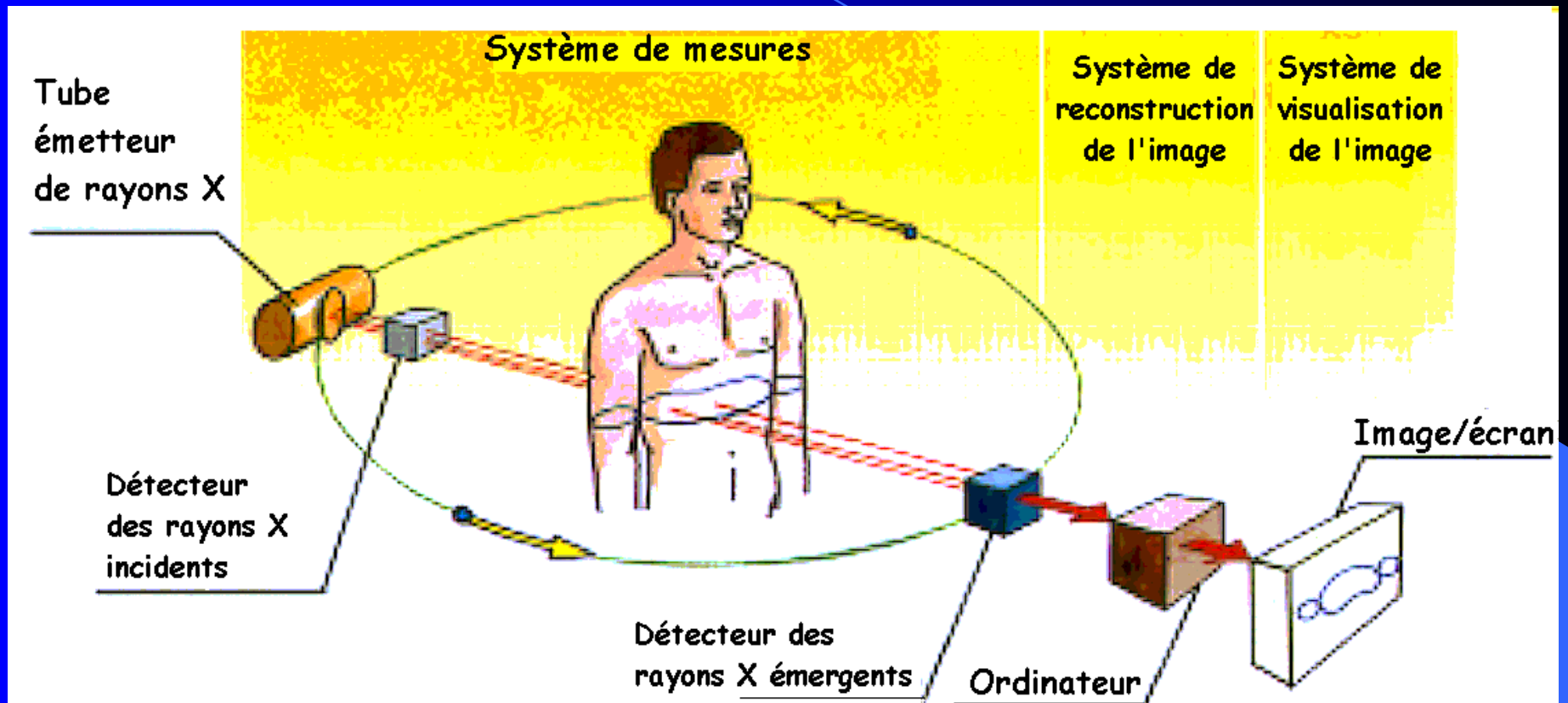


TOMODENSITOMETRIE

- 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 .

PRINCIPES GENERAUX

- La tomодensitométrie est basée 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
- L'acquisition de plusieurs coupes adjacentes conduit à l'information tridimensionnelle



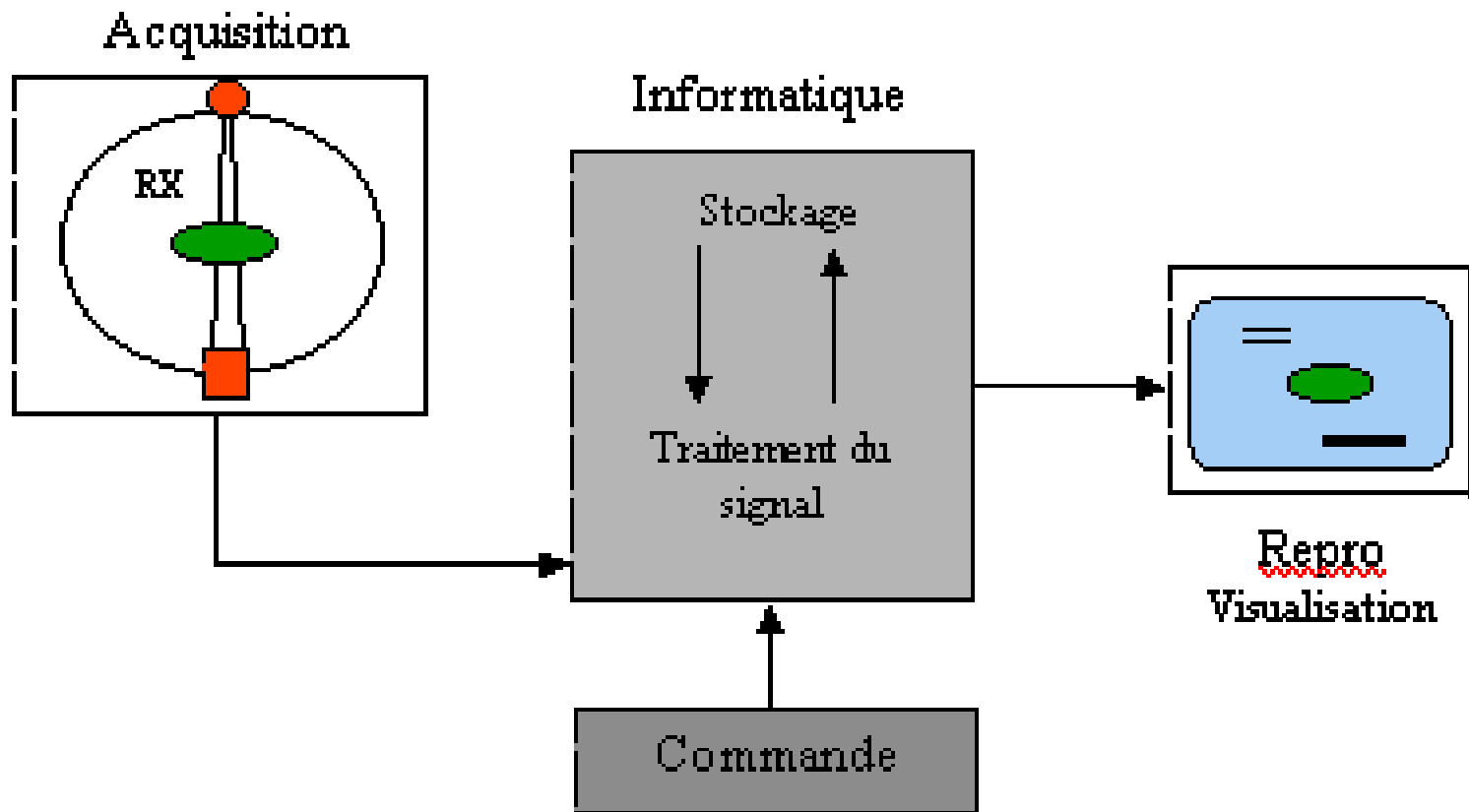


Figure 2.1 : Schéma d'une chaîne scanographique

Notion d'image analogique / numérique

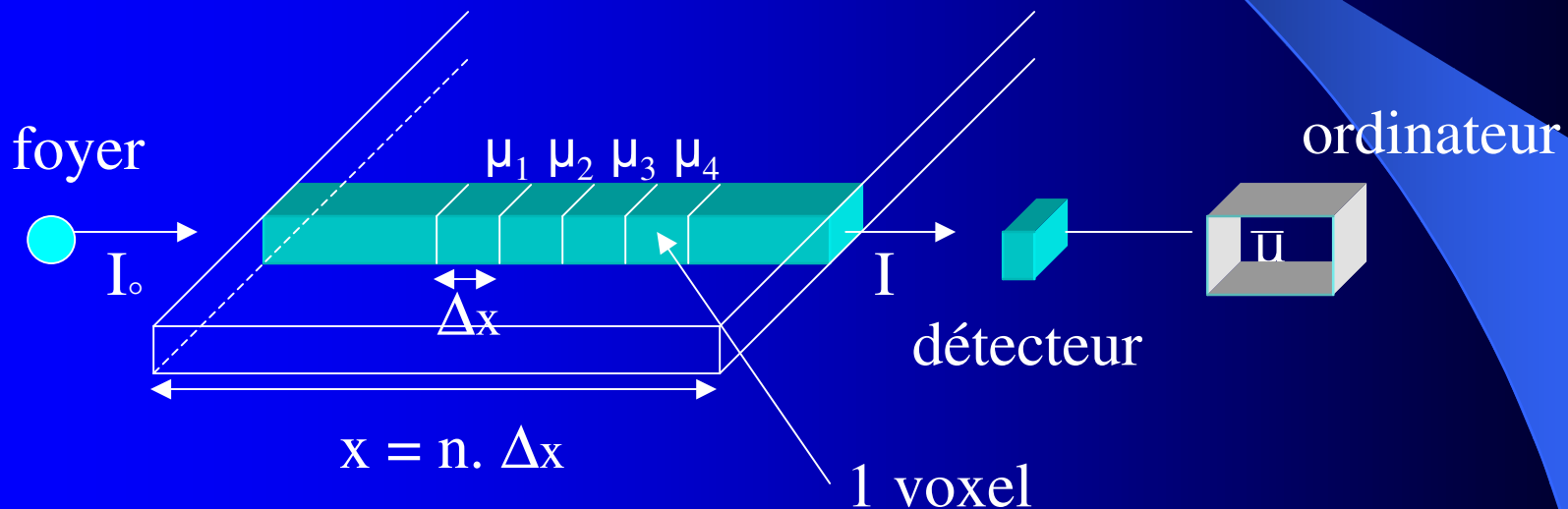
- Image: représentation en 2D d'une grandeur physique point par point sur une surface
- Image Analogique: l'information (=l'image) est représentée par la variation continue d'une grandeur physique. Ex: le noircissement d'un film.
- Image Numérique ou digitale: on quantifie la grandeur physique en chaque 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.

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 = image paramétrique**
- L'image numérique permet:
 - Sa transmission sans dégradation
 - Son stockage
 - Traitement d'image (soustraction de bruit de fond par ex, soustraction de 2 images...)
- Pour visualiser l'image, on fait correspondre à chaque chiffre une couleur, grâce à une échelle de couleurs ou de gris qui est flexible à volonté.

Le signal (grandeur mesurée) en tomodensitométrie

On mesure l'atténuation des rayons X par l'objet étudié

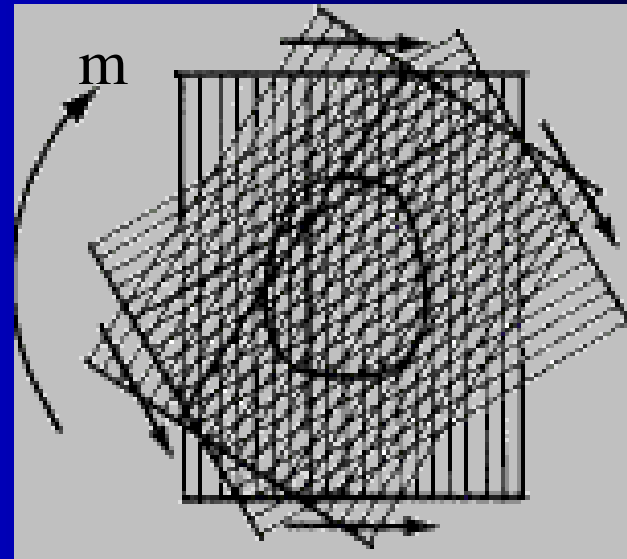
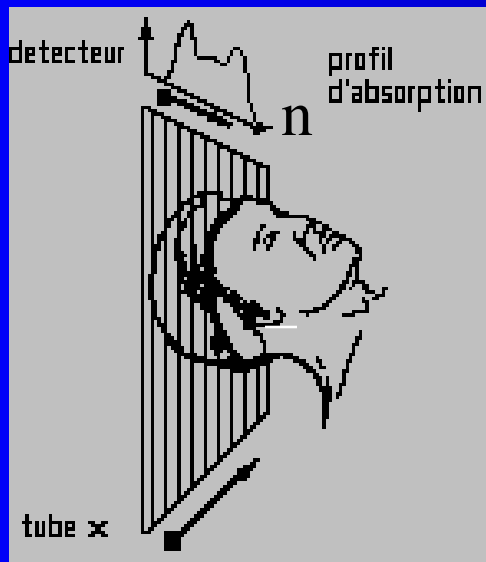


$$I = I_0 \exp(-\bar{\mu} \cdot x) = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n / n) \cdot x]$$

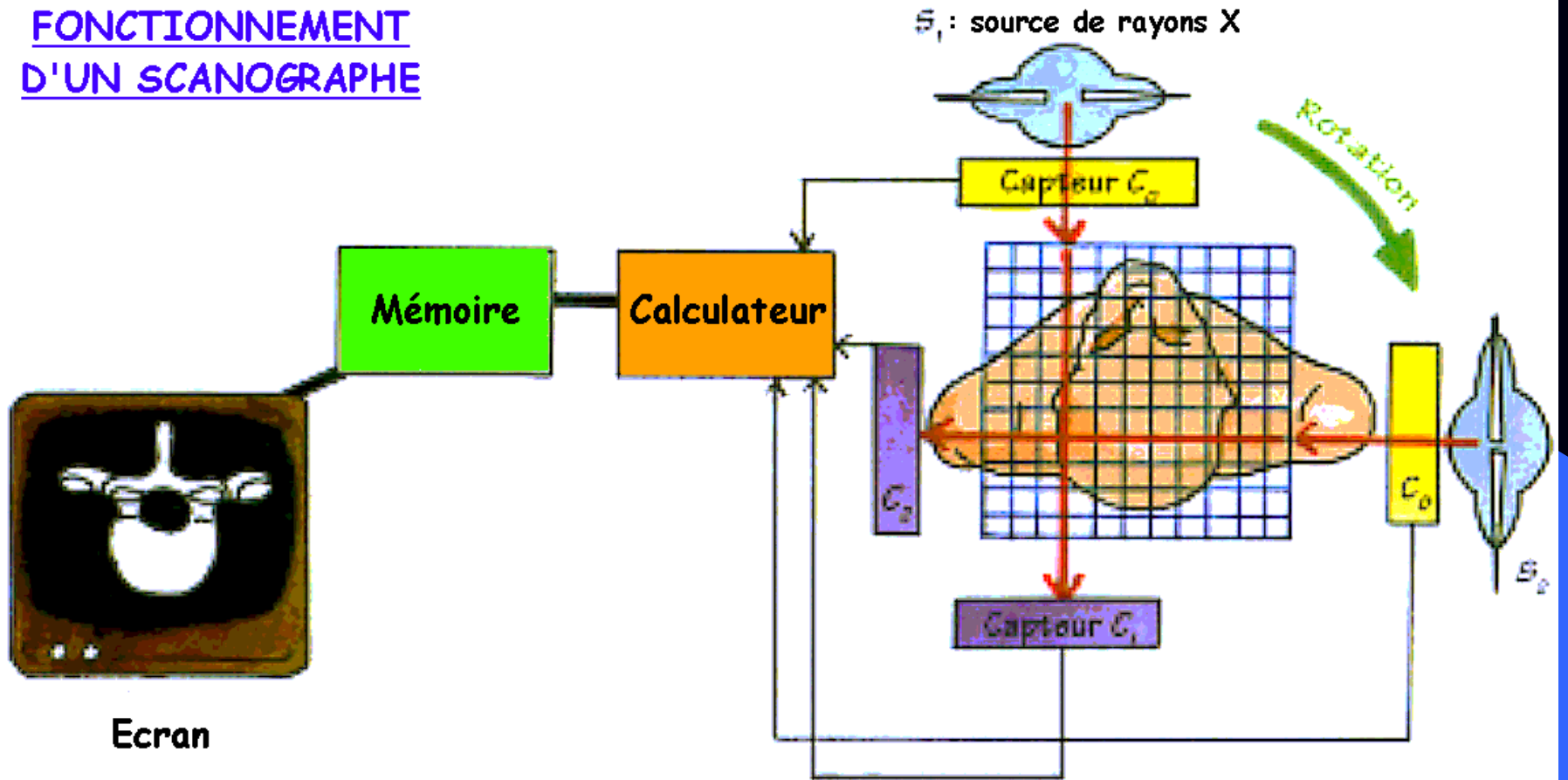
Acquisition des données d'une coupe axiale

On effectue plusieurs mesures (m) des $\bar{\mu}$ dans un axe de projection. Puis on répète ces mesures en tournant autour de l'objet selon plusieurs (p) angles de projections sur 360° .

On obtient ainsi mp mesures des $\bar{\mu}$,

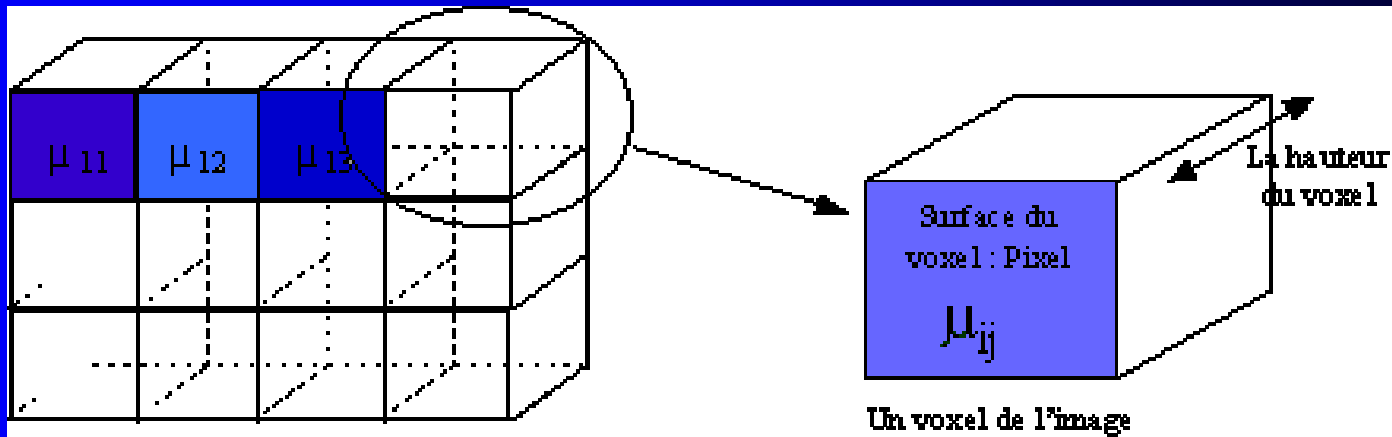


FONCTIONNEMENT D'UN SCANOGRAPHE



Reconstruction d'une coupe à partir de ses projections

- A partir des nm mesures de μ 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 projections

- Par la résolution d'un système d'équations
 - Exemple d'un système de 16 équations à 16 inconnues

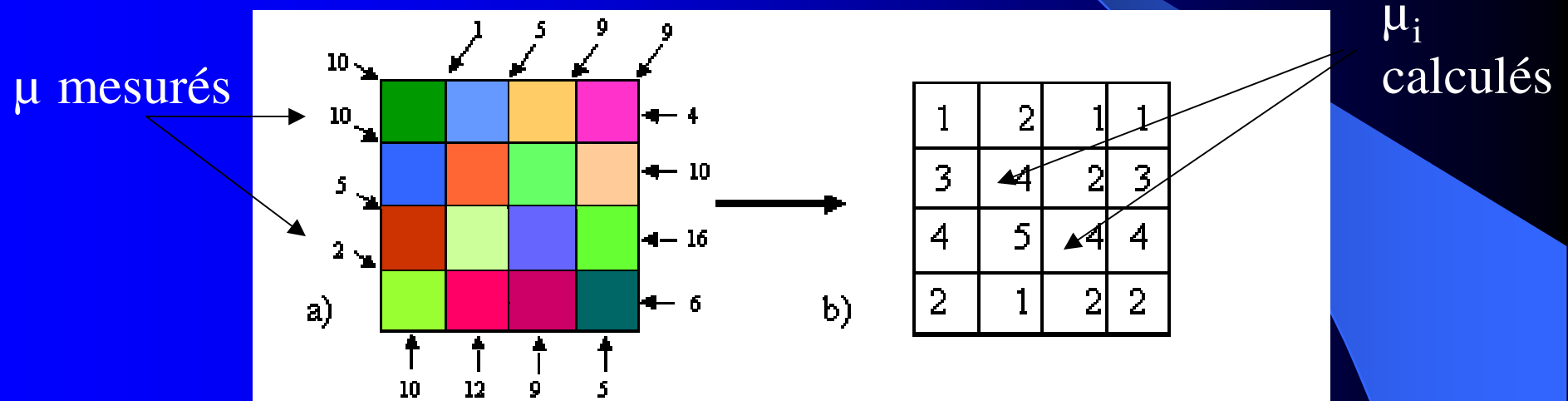


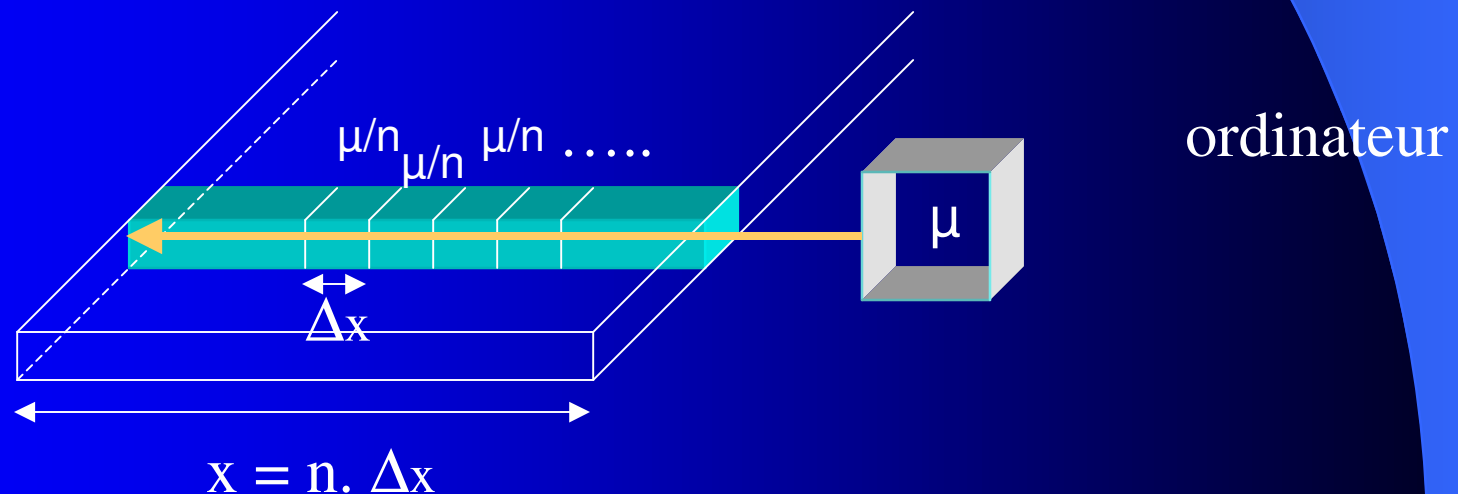
Figure 1.3 : Principe de calcul mathématique effectué par l'ordinateur.

- Mais 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

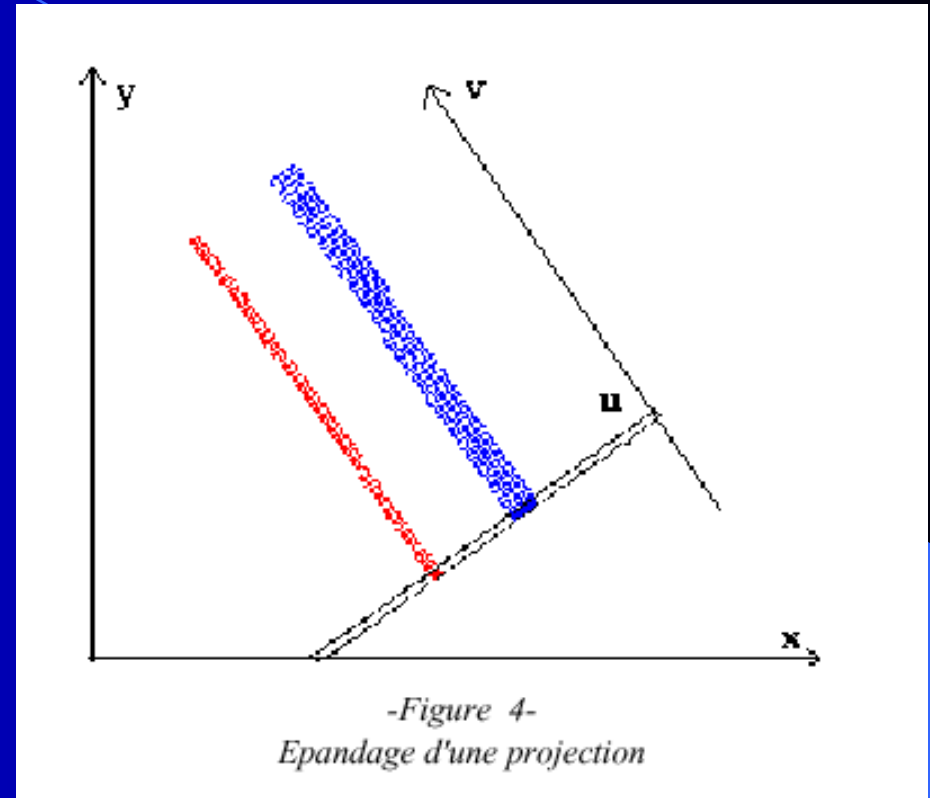
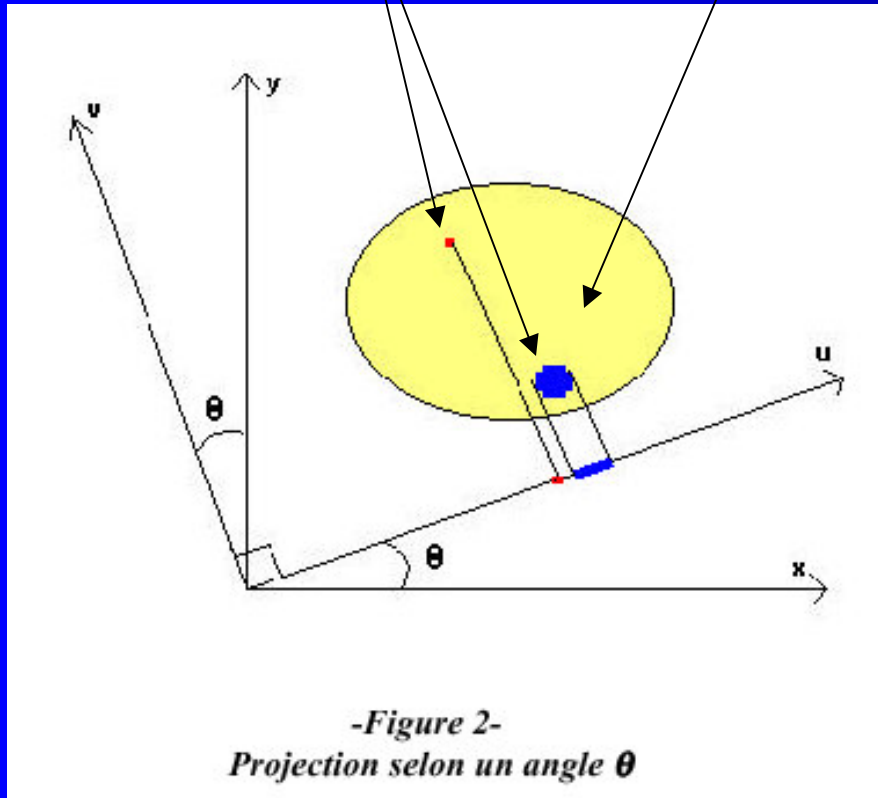
La méthode utilisée est la **rétroprojection filtrée**

- **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

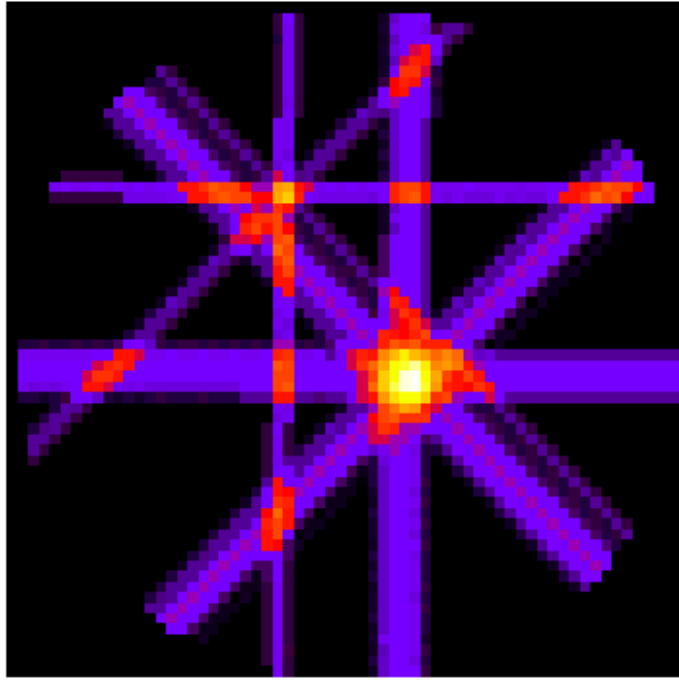


Structures atténuant fortement les RX

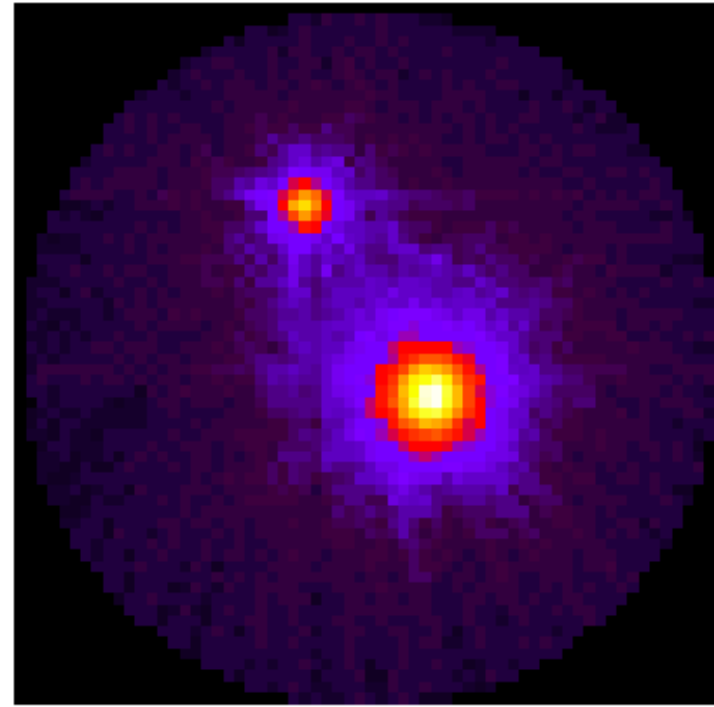
Tissu atténuant faiblement les RX



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



-Figure 5-
Epannage selon 4 directions



- Figure 6 -
Epannage selon l'ensemble des directions

On restitue 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.

Reconstruction d'une coupe à partir de ses projections

- Filtrage

- Le filtrage permet de reconstituer le point à partir de l'ensemble d'étoiles obtenu après épandage

- Procédé: convolution avec un filtre

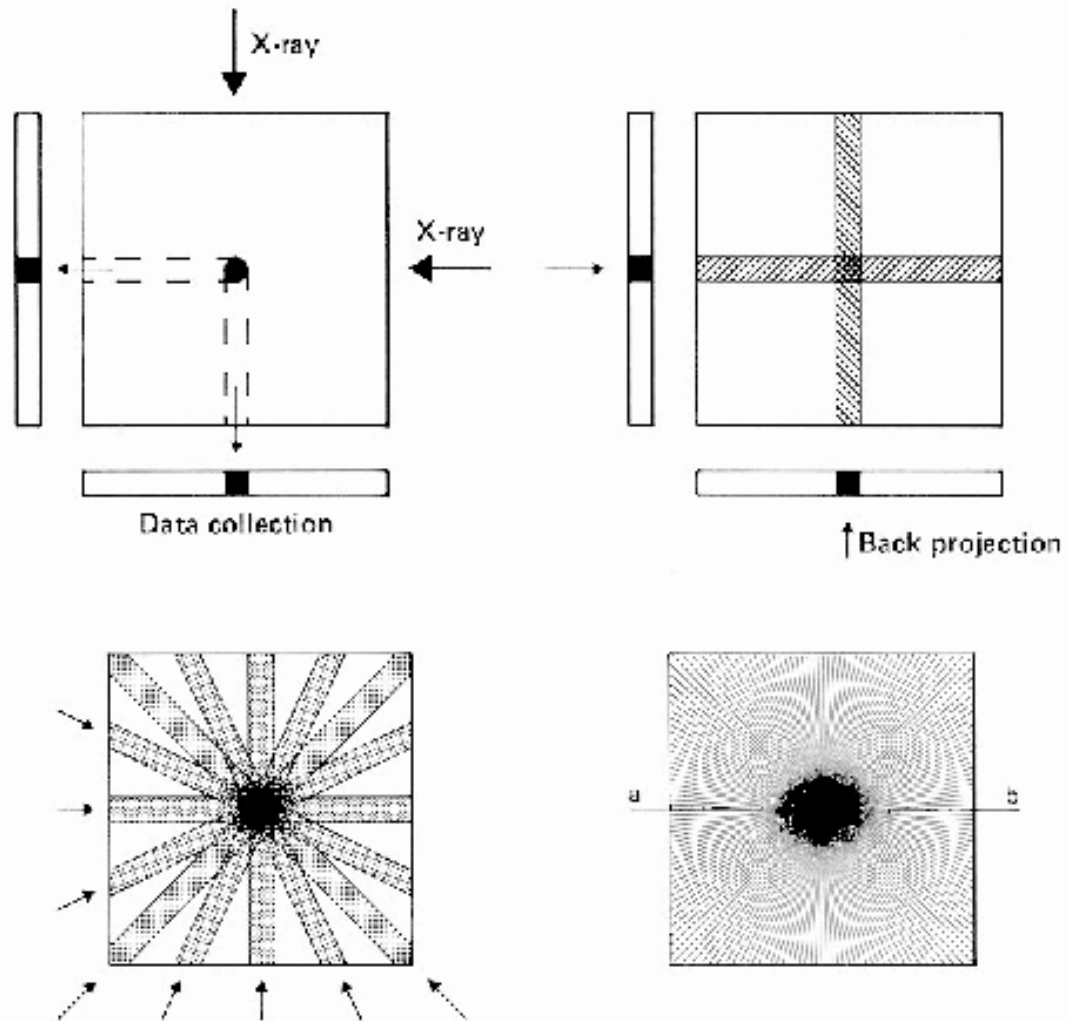
- 1/ application d'une fonction mathématique, la transformée de Fourier, qui « code » l'image dans le domaine fréquentiel (bruit de fond = basses fréquences, détails = hautes fréquences)

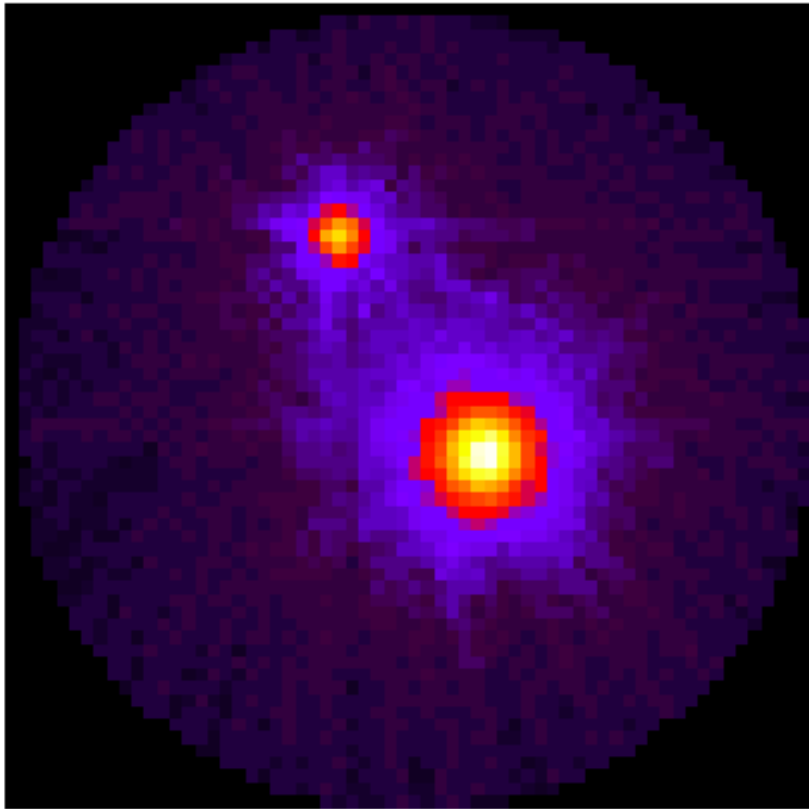
- 2/ Application d'un filtre, différent selon les applications diagnostiques (élimine les basses fréquences) par une simple multiplication dans le domaine fréquentiel de Fourier

- 3/ Transformée de Fourier inverse, afin de restituer l'image filtrée dans le domaine réel.

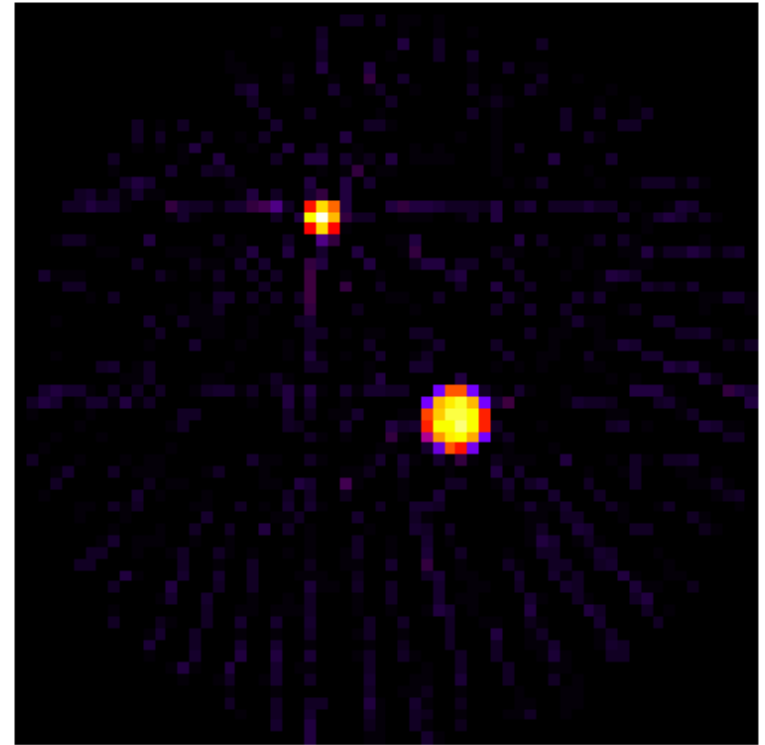
- En fait, on effectue le filtrage avant la rétroprojection.

Principe de la méthode de reconstruction par rétroprojection filtrée



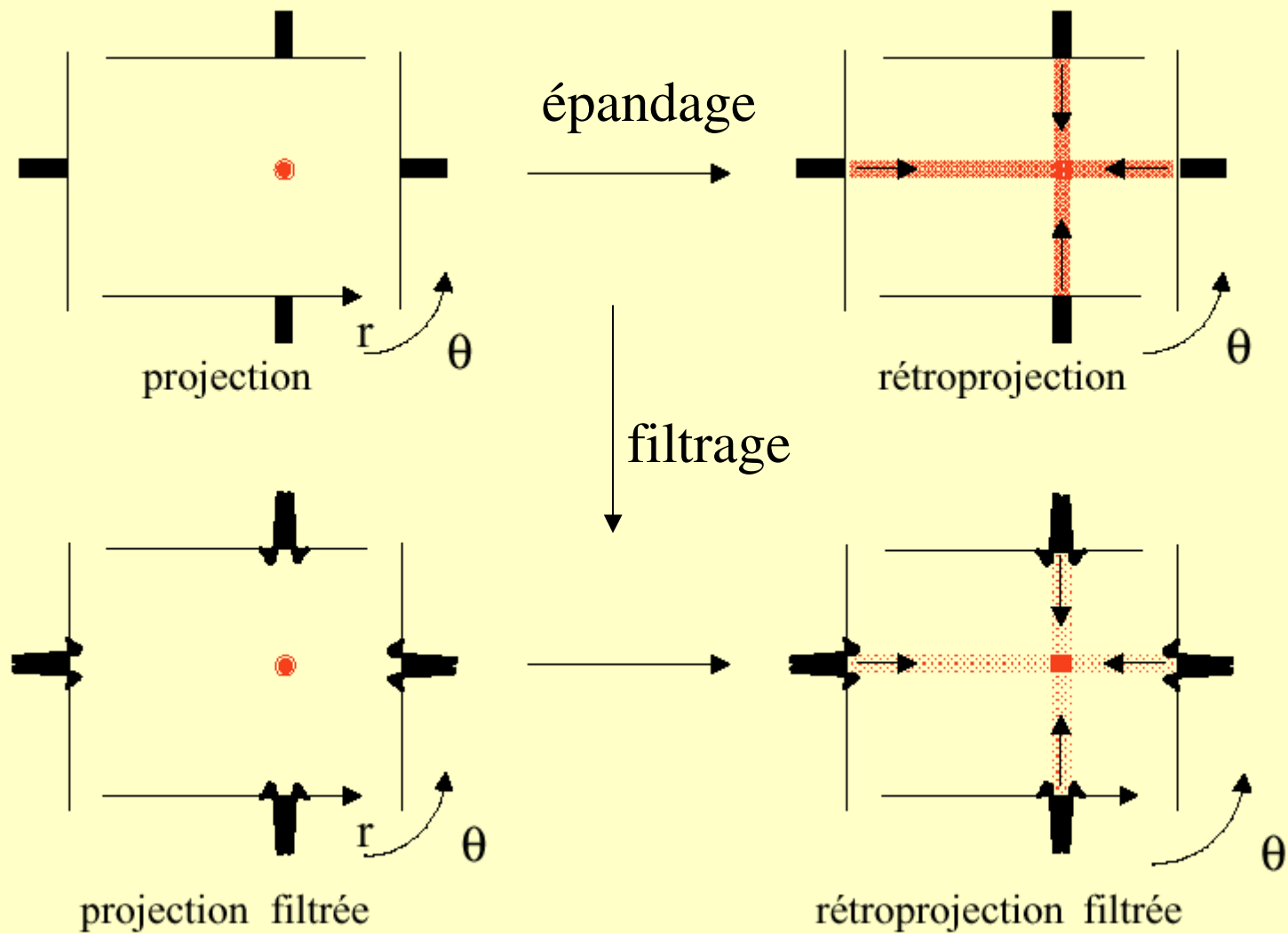


- Figure 6 -
Epandage selon l'ensemble des directions

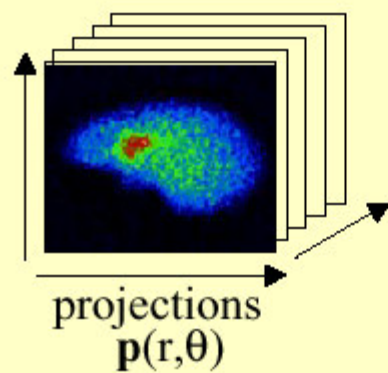


- Figure 14 -
Epandage des rétroprojections filtrées

Méthode de rétroprojection filtrée : principe



Méthode de rétroprojection filtrée



transformée de
Fourier

$P(\rho, \theta)$

filtrage

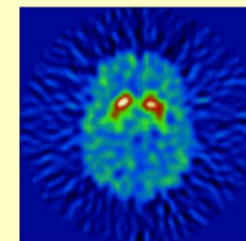
$|\rho| P(\rho, \theta)$

transformée de
Fourier inverse

$p'(r, \theta)$

rétroprojection

images reconstruites
 $f(x, y)$



Standardisation de l'image paramétrique: échelle de Hounsfield

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

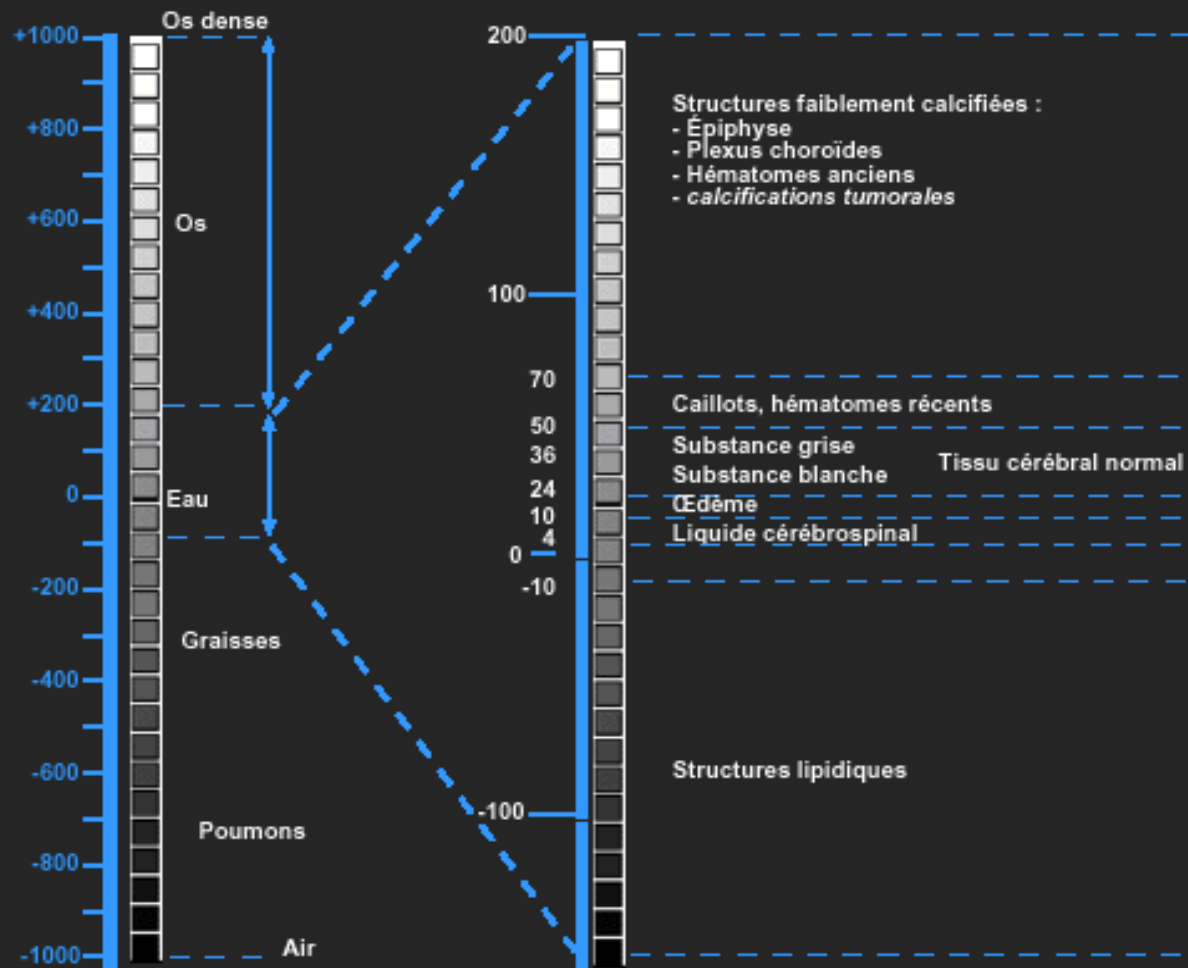
$$N_s = \frac{\mu_{\text{tissu}} - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000$$

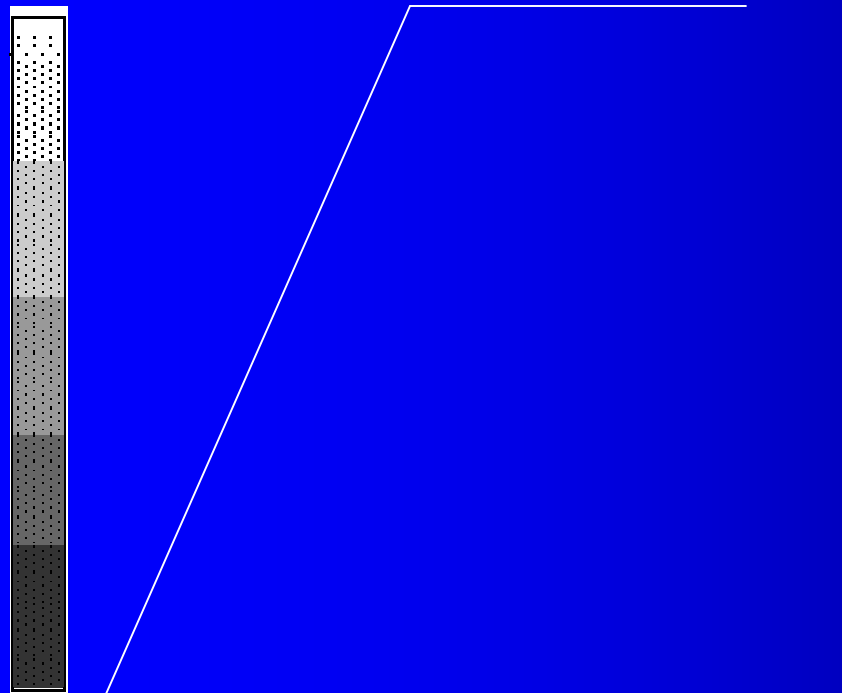
- **Ce sont les unités Hounsfield.**
- Dans ce système d'unités, l'eau a pour valeur 0 UH, l'air -1000 UH, l'os plus de +1000UH, les tissus mous entre -100 (lipides) et +200 (tissus avec calcifications) UH.
- Cette échelle comporte 12bits soit 4096 niveaux, entre -1000 et +1000.
- Elle est utilisée sur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

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 on sélectionne 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, on peut faire varier la fenêtre (le contraste) de façon à étudier en détail différentes structures de densités très éloignées (ex: cerveau / boîte crânienne)

Échelle de Hounsfield

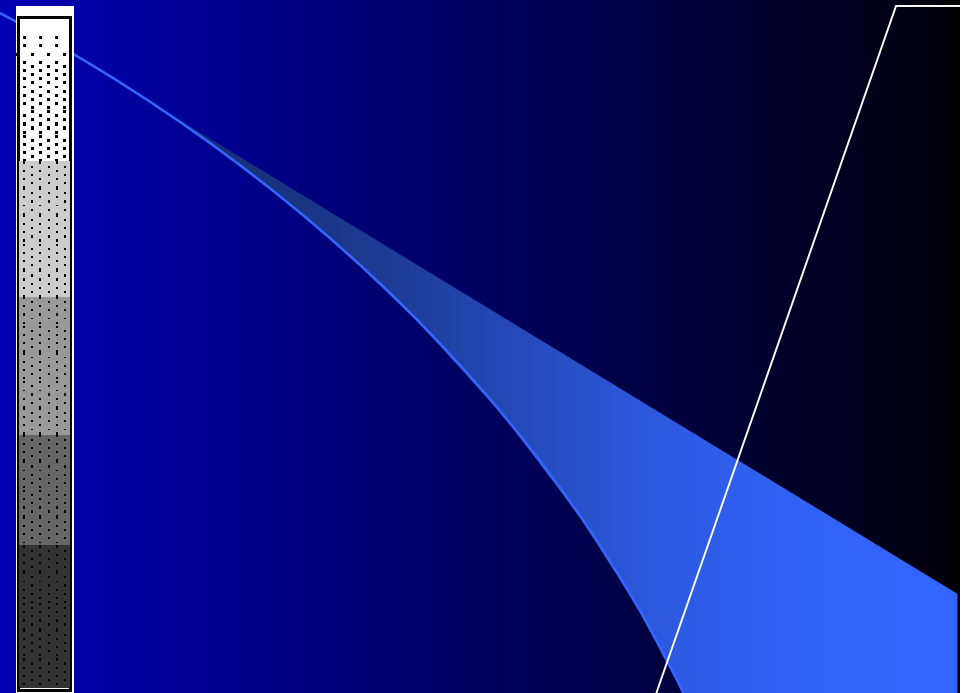




air Trame
pulmonaire

OS

Fenêtre adaptée à l'étude
du parenchyme pulmonaire



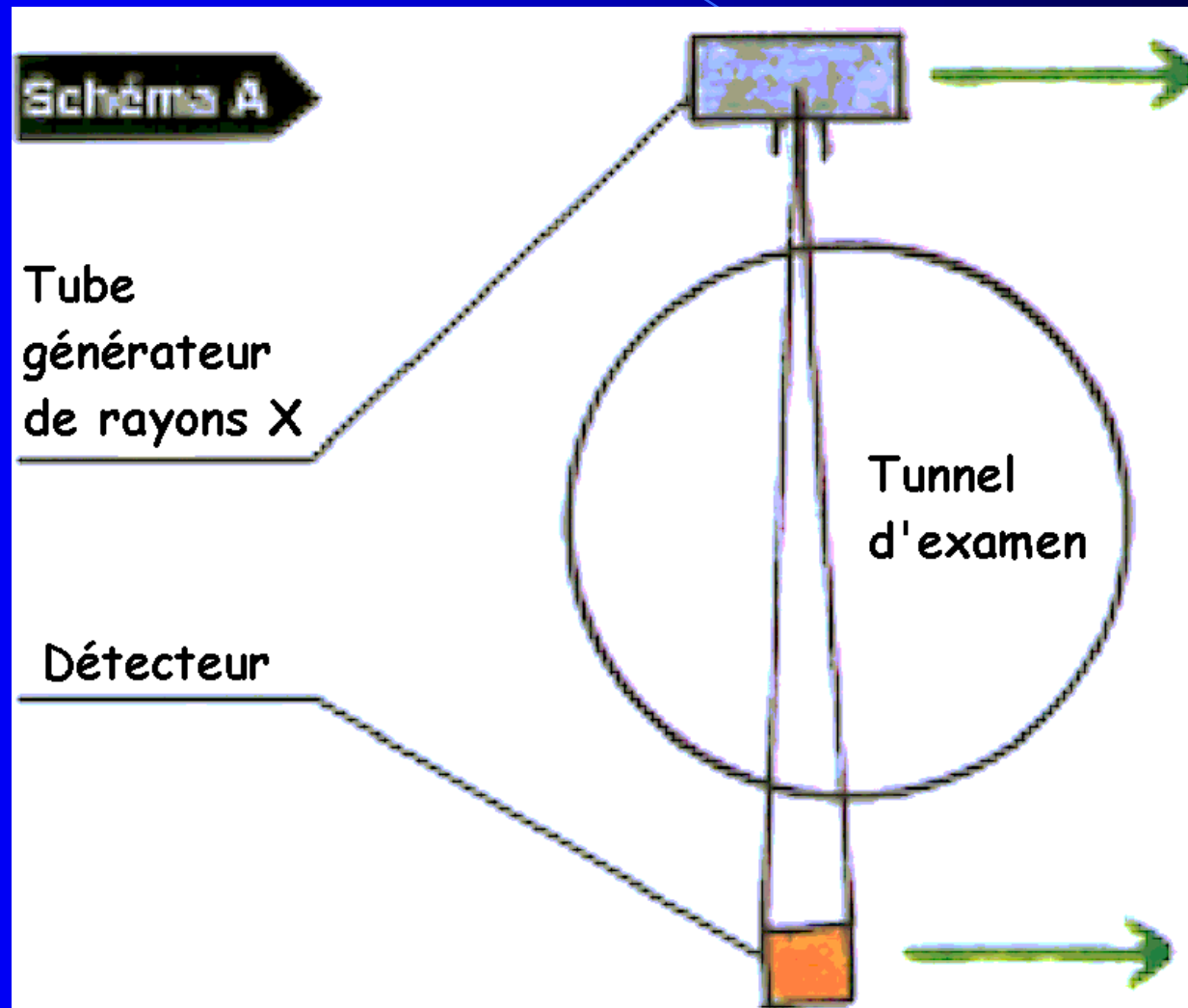
air

Travées
osseuses

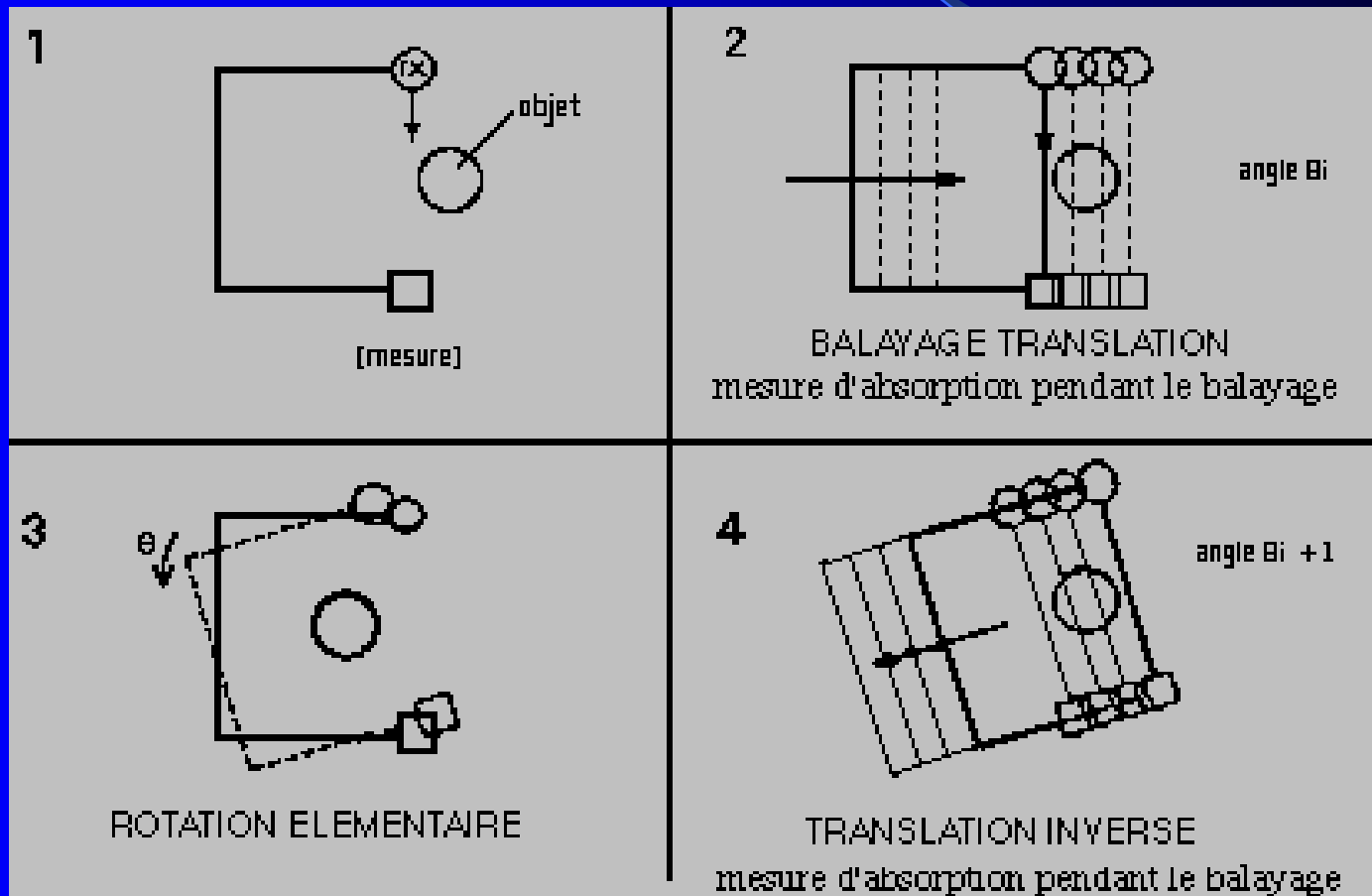
OS

Fenêtre adaptée à l'étude
Des structures osseuses

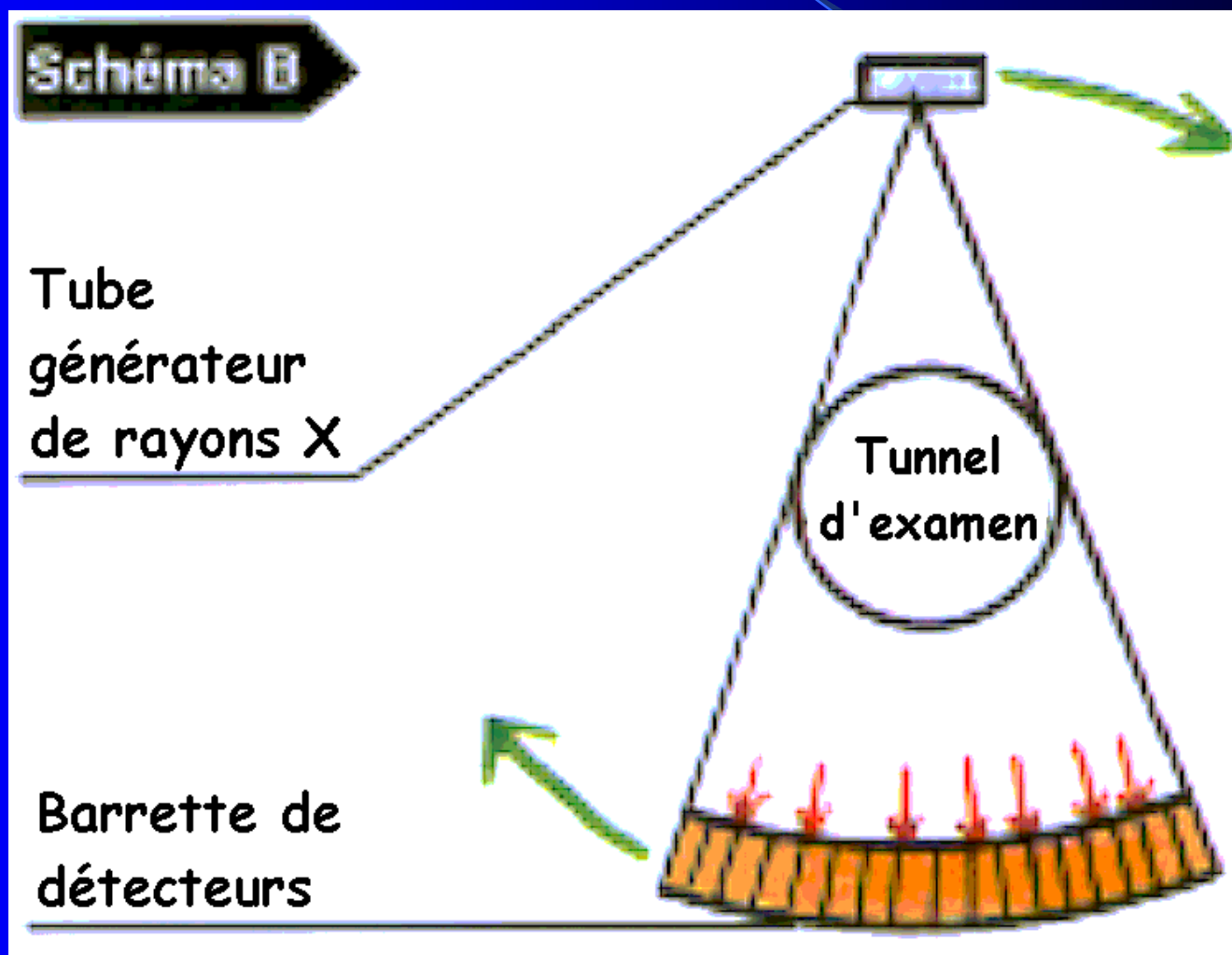
Premier prototype, constitué uniquement d'un tube à rayons X et d'un détecteur entre lesquels était placé le patient.



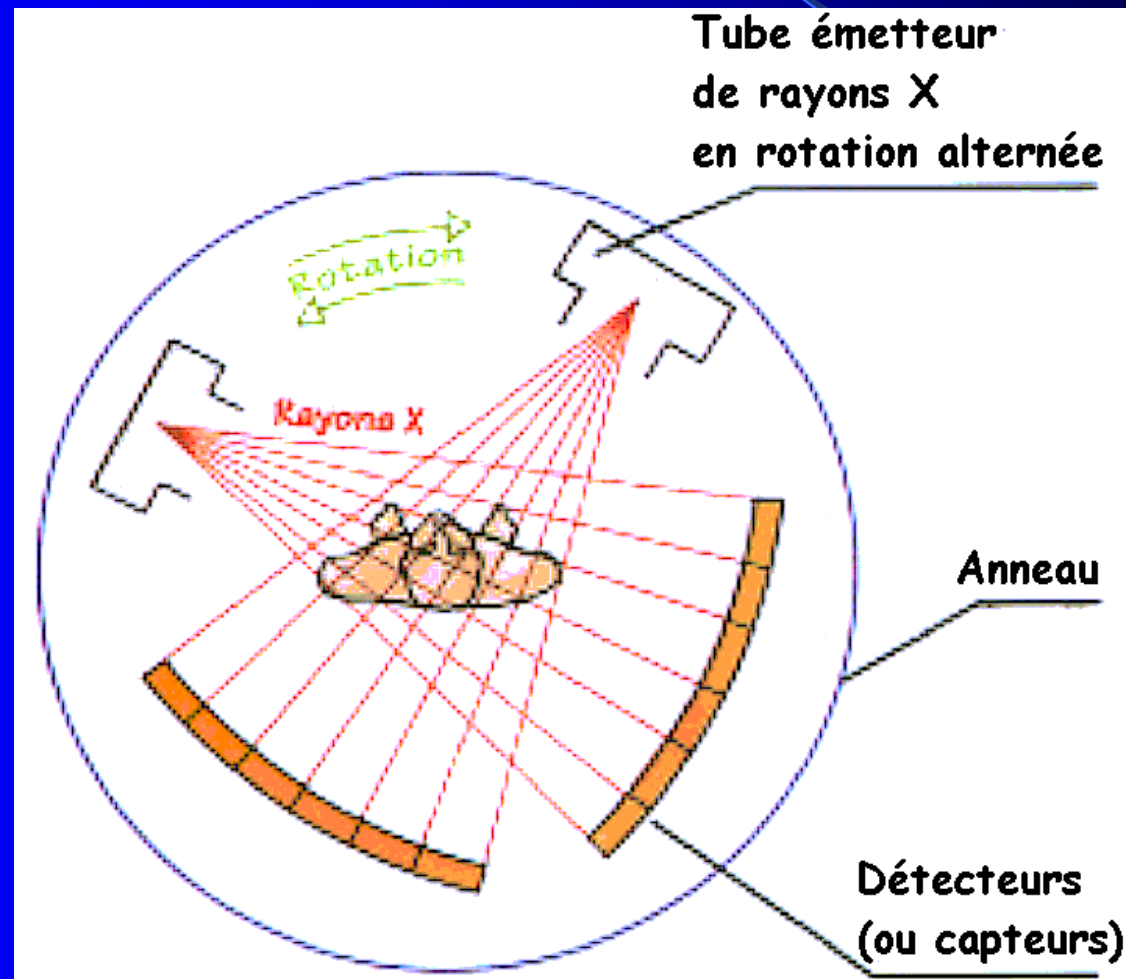
Le tube et le détecteur effectuaient un mouvement de translation puis de rotation.



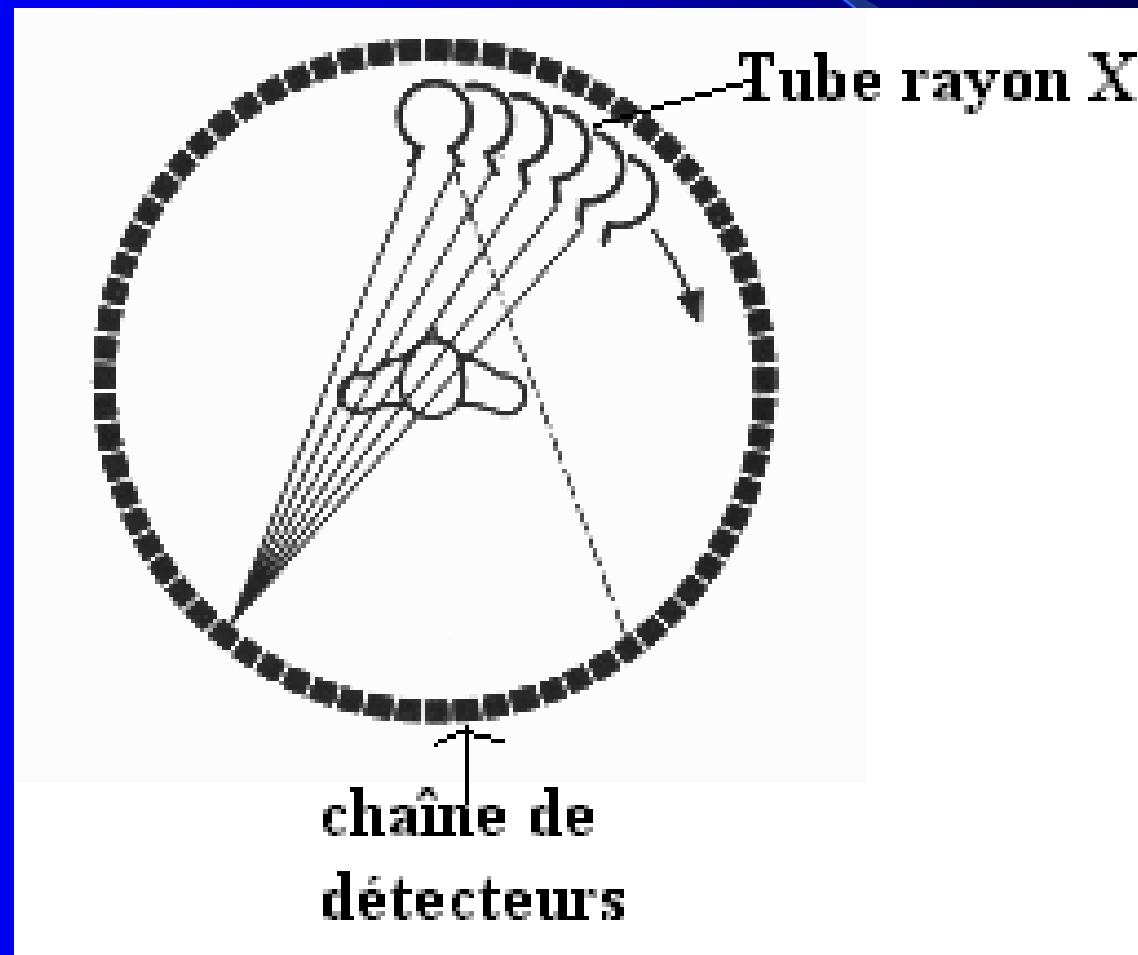
Deuxième génération: au lieu d'envoyer un pinceau de rayons X vers un seul détecteur, le tube envoie un faisceau plus ouvert capté par plusieurs détecteurs. Amélioration de la vitesse de balayage. 20 à 60s par coupe

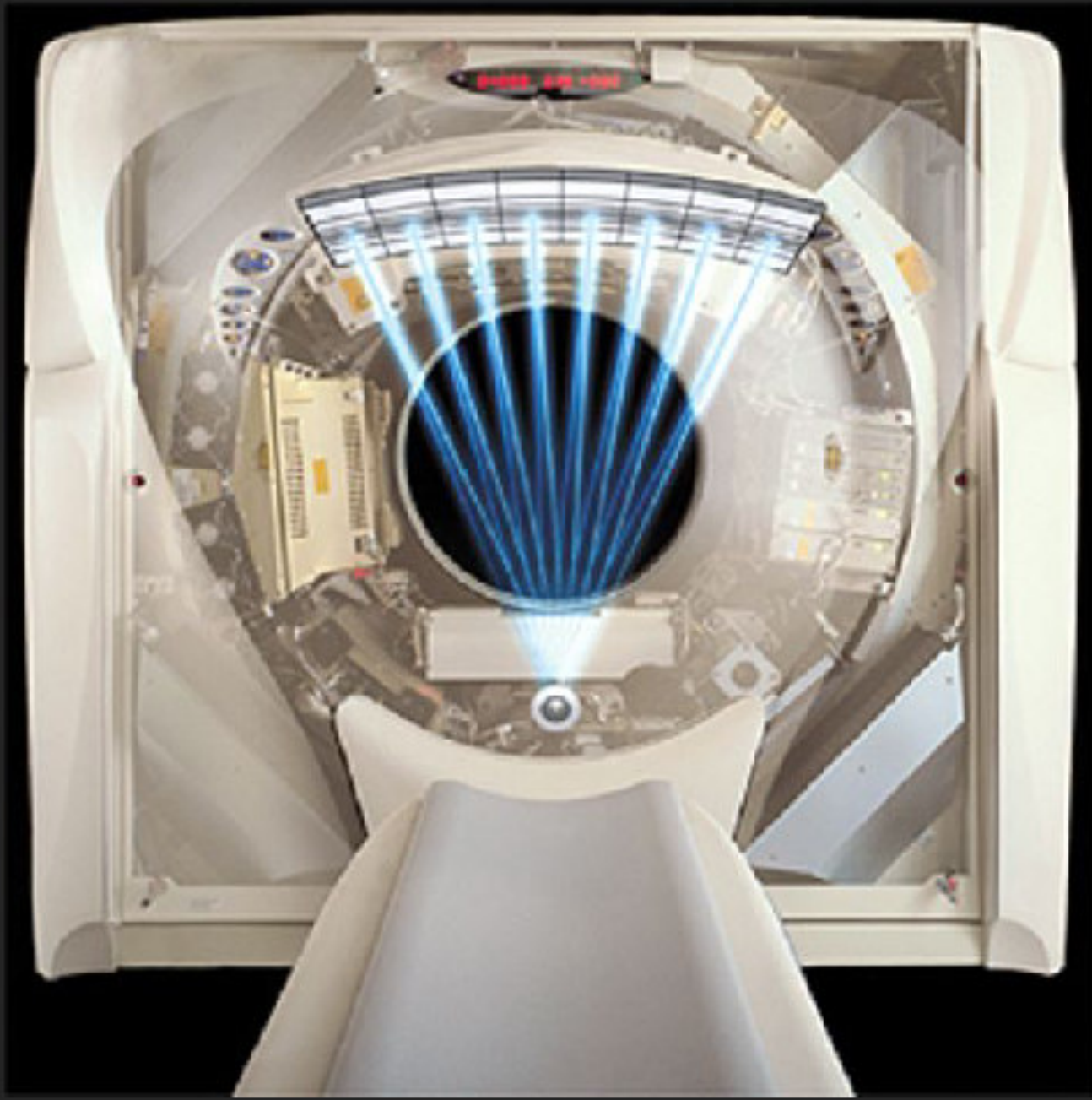


Troisième génération: la translation disparaît, la barrette détectrice (250 à 500 détecteurs) étant suffisamment longue pour englober tout l'organe à étudier et tournant de façon synchrone avec le tube à rayon X.



Quatrième génération : Le tube tourne seul dans une couronne comprenant de nombreux détecteurs fixes (de l'ordre de 800 à 1000).

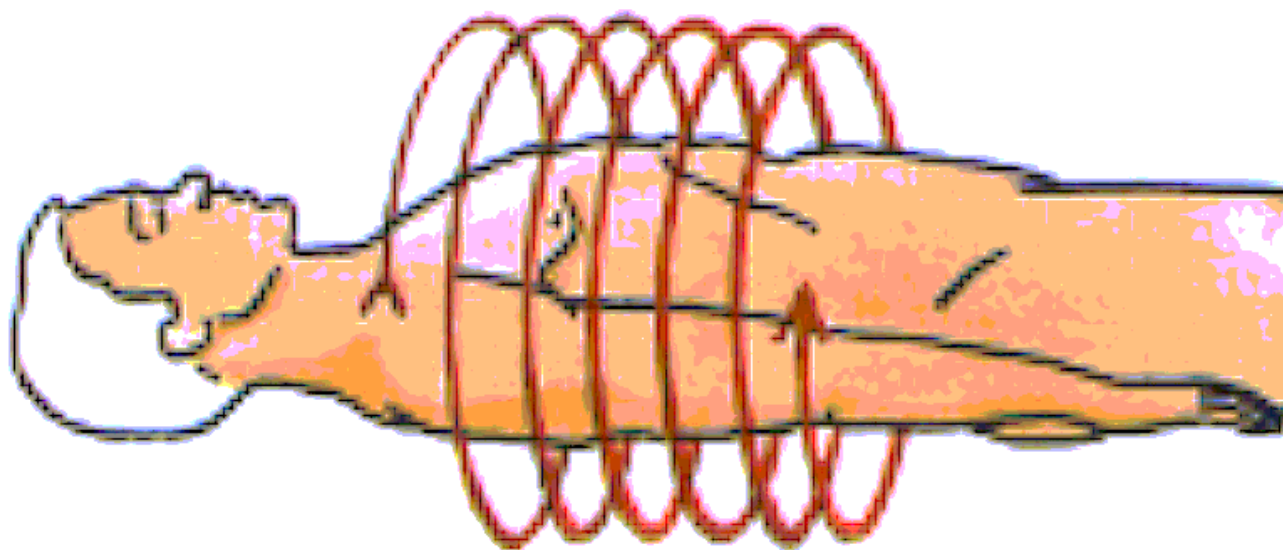




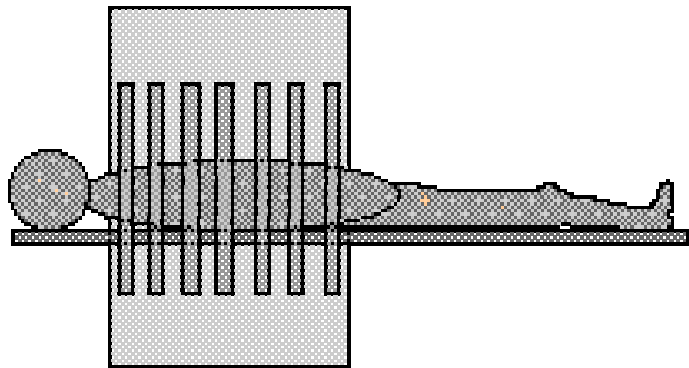
- **Cinquième génération:**
- Afin de réduire l'effet de pénombre par une meilleure focalisation et augmenter la distance patient-tube, cette nouvelle génération place le tube à rayons X en dehors de la couronne, cette couronne est animée d'un mouvement de nutation, les détecteurs proches du tube s'effaçant pour laisser passer le rayonnement incident.

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 qui présentent entre elles un certain degré de chevauchement.

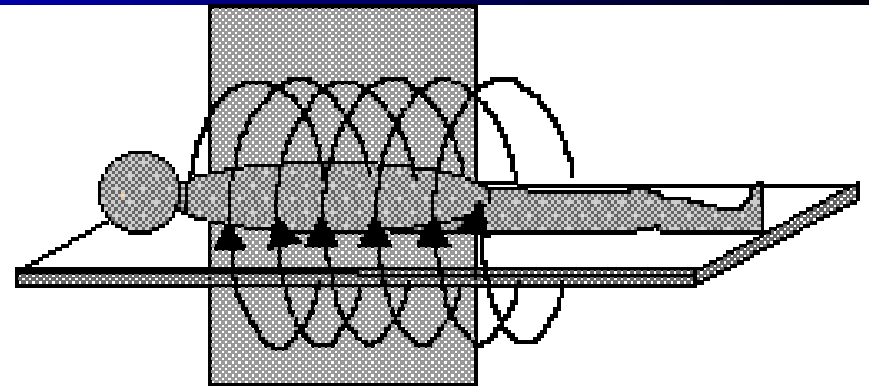
Balayage spiralé du corps par les rayons X



Mouvement de translation du patient



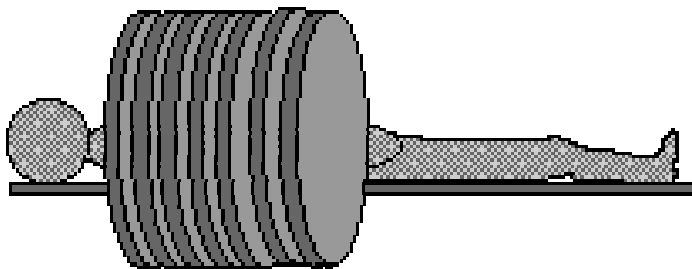
a) Les coupes séquentielles d'un scanner



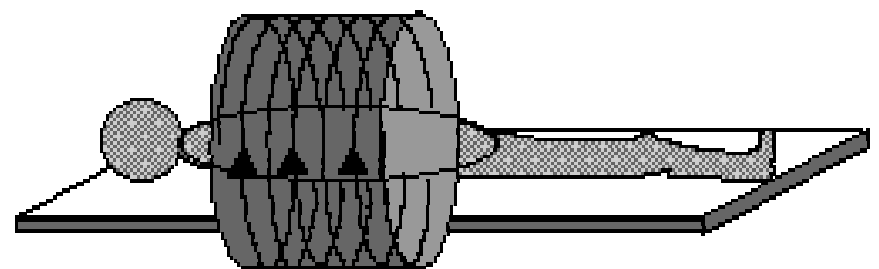
b) Les coupes hélicoïdaux (ou spiralée)

Figure 3.1 : Comparaison d'un scanner séquentiel et hélicoïdal

Vue sur les volumes irradiés dans le cas de coupe non jointive :



a) Le volume couvert par un scanner en mode séquentiel



b) Le volume couvert en mode hélicoïdales

Figure 3.2 : Comparaison des volumes irradiés entre un scanner séquentiel et hélicoïdal

Année	1972	1980	1990	2000
temps d'acquisition (s)	300	2,5	1	0,5
taille de la matrice (pixel)	80 x 80	256 x 256	512 x 512	1024 x 1024
puissance (kW)	2	6	40	60
résolution spatiale (pl/cm)	3	15	15	15
résolution en contraste	5mm/5UH / 50mGy	3mm/3UH / 30mGy	3mm/3UH / 30mGy	3mm/3UH / 30mGy

Performances de la TDM

Progrès majeur / radio conventionnelle

- Absence de superposition
- Résolution en densité X10 (de l'ordre de 1%), utilisation des produits de contraste iodés en quantité bien moindre qu'en radio conventionnelle
- Résolution spatiale (distance minimale séparant 2 points distincts dans l'image = finesse de l'image) dépend de paramètres physiques et informatiques (taille du pixel)
- Possibilité d'études cinétiques avec les scanners spiralés

Irradiation relativement importante, diminue avec les progrès technologiques

- Compétition avec les techniques non irradiantes: écho, IRM