

IMAGERIE PAR RAYONS X

Pr L. Sarda-Mantel

Service de Médecine Nucléaire

Hôpital Lariboisière

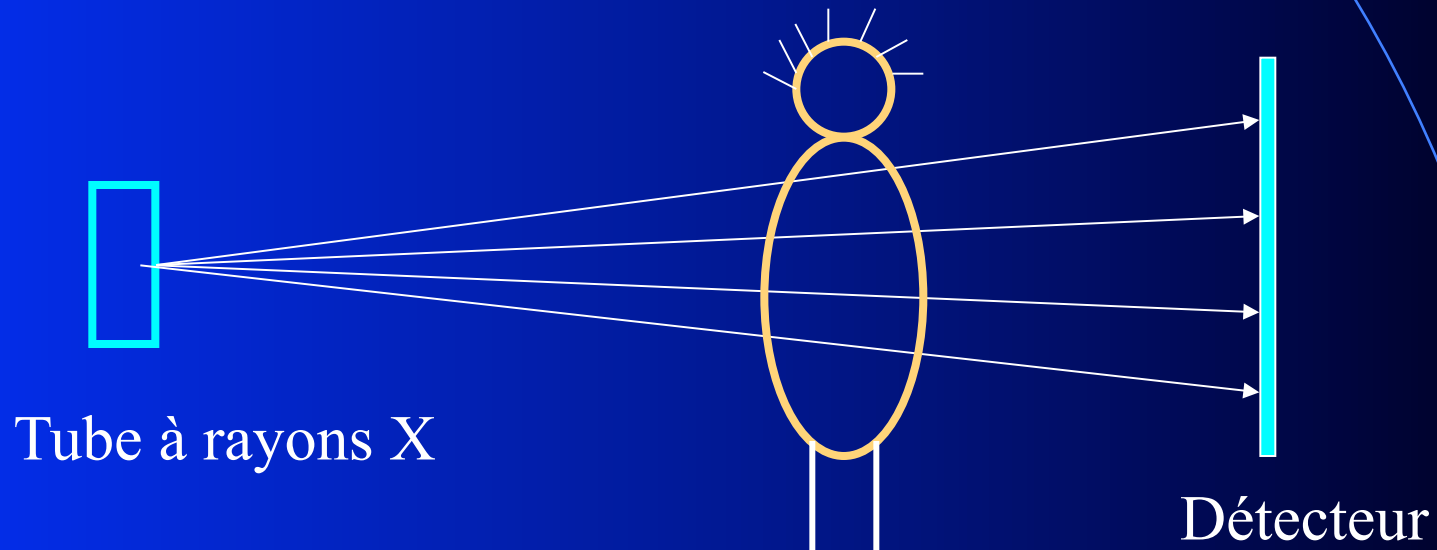
Introduction

- Développement considérable des méthodes d'imagerie médicale ces dernières années
- Certaines méthodes n'induisent pas d'irradiation de l'organisme (échographie, IRM)
- Les plus nombreuses utilisent les rayonnements ionisants, X ou γ
- La radiologie conventionnelle représente encore aujourd'hui plus de la moitié des examens d'imagerie médicale

Radiographie

Principe

- La radiographie enregistre l'image formée par des rayons X plus ou moins atténués après qu'ils aient traversé l'objet « radiographié ».



Les rayons X

Les rayons X ont été découverts en 1895 par W. Röntgen à Würzburg en Allemagne. Le pouvoir des rayons X de traverser des parois opaques et de révéler l'intérieur du corps humain a immédiatement donné un grand retentissement populaire à cette découverte scientifique.

Les rayons X sont des radiations photoniques = ondes électromagnétiques.

Chaque onde électromagnétique est caractérisée par sa longueur d'onde λ , sa fréquence ν , ou par l'énergie du photon E telles que:

$$E = h \cdot \nu = h \cdot c / \lambda$$

où h est la Constante universelle de Planck ($h = 6,626 \cdot 10^{-34}$ J.s), c la vitesse de la lumière, et où λ est en mètres.

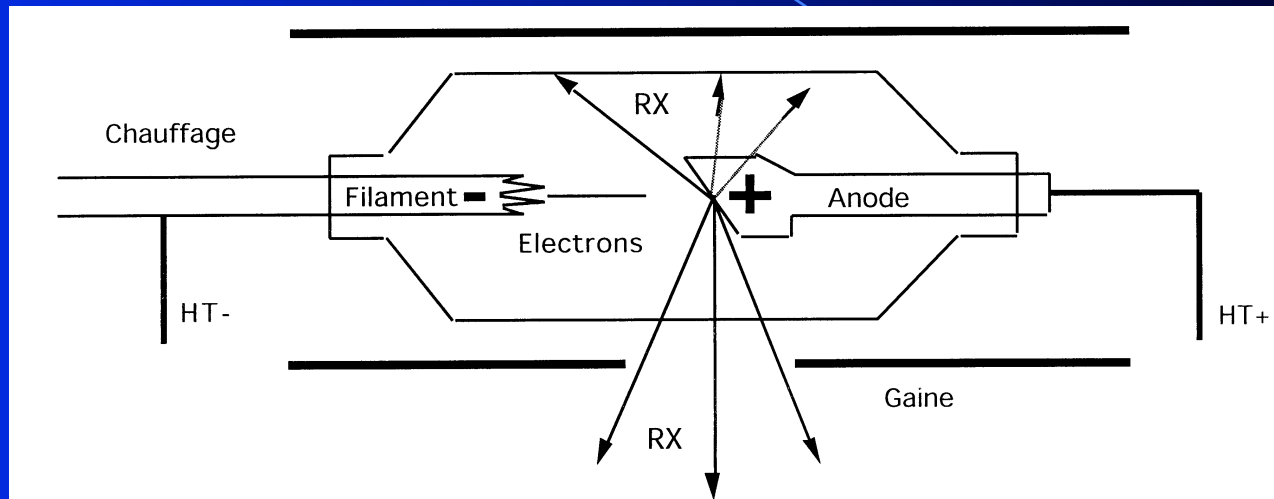
Les rayons X

Dans l'ensemble des radiations électromagnétiques, s'étendant des rayonnements γ à très courte longueur d'onde ($\lambda = 0,001$ nm) aux ondes longues radioélectriques ($\lambda = 1$ km), les rayons X occupent un domaine de 0,03 nm à 10 nm.

Classe de rayonnement	DOMAINE HERTZIEN		INFRAROUGE	LUMIERE VISIBLE (Rouge à violet)	ULTRAVIOLET	RAYONS X	RAYONS γ
	Ondes radio	Micro-ondes					
Longueur d'onde λ (en nm)	$> 10^9$	10^9 à 10^6	10^6 à $7 \cdot 10^2$	$7 \cdot 10^2$ à $4 \cdot 10^2$	$4 \cdot 10^2$ à 10	10 à 0,03	$< 0,03$
Fréquences ν (en Hz)	$< 3 \cdot 10^8$	$3 \cdot 10^8$ à $3 \cdot 10^{11}$	$3 \cdot 10^{11}$ à $4,3 \cdot 10^{14}$	$4,3 \cdot 10^{14}$ à $7,5 \cdot 10^{14}$	$7,5 \cdot 10^{14}$ à $3 \cdot 10^{16}$	$3 \cdot 10^{16}$ à 10^{19}	$> 10^{19}$

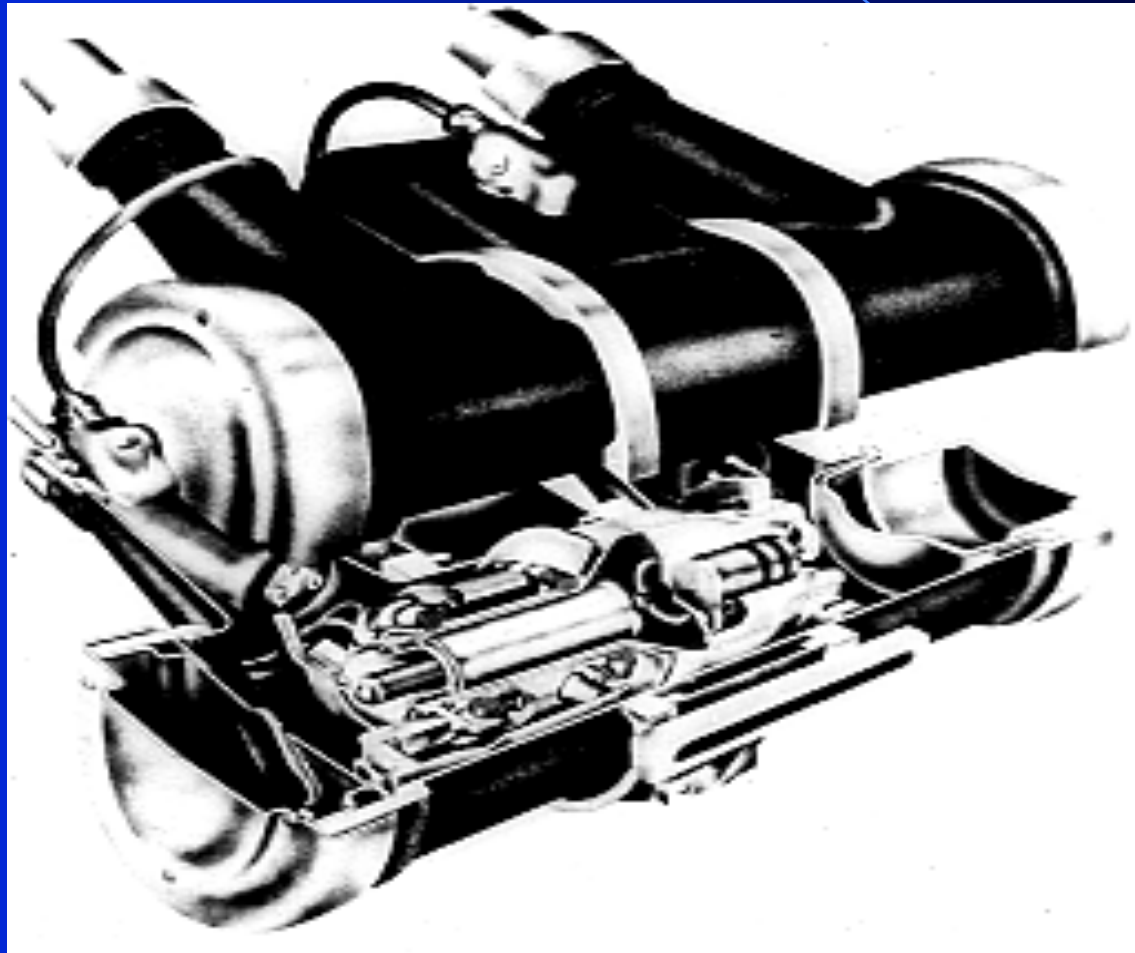
(les valeurs de ce tableau sont arrondies)

Production des rayons X: Le tube à rayons X



Dans une enceinte de verre où règne le vide, des électrons sont émis par un filament dans lequel circule un courant électrique. Ceux-ci sont accélérés en direction d'une anode par un champ électrique créé par une ddp élevée ($U = 40$ à 120 kV) entre le filament qui sert de cathode et l'anode. Ces électrons entrent en collision avec la cible que constitue le métal de l'anode (tungstène le plus souvent).

TUBE A RX





Energie cinétique des e- émis par le tube

Joules

Coulombs

$$T_0 = e \cdot U$$

Volts

Ou bien:

Électron volts

Volts

$$T_{0(eV)} = U_{(V)}$$

puisque 1 eV = énergie cinétique d'1 e- dans un champs de 1V

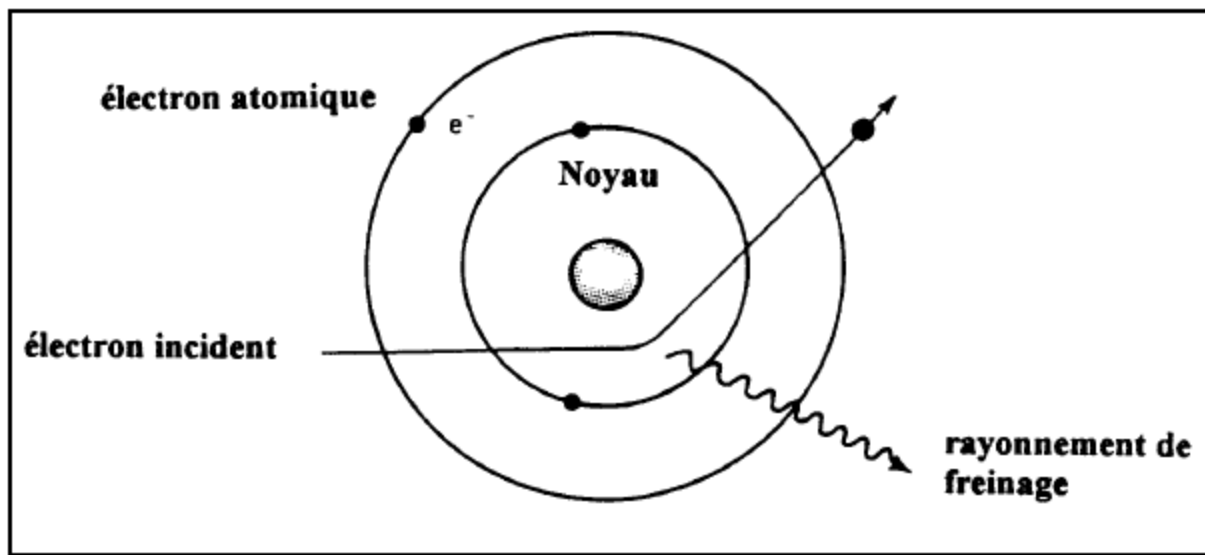
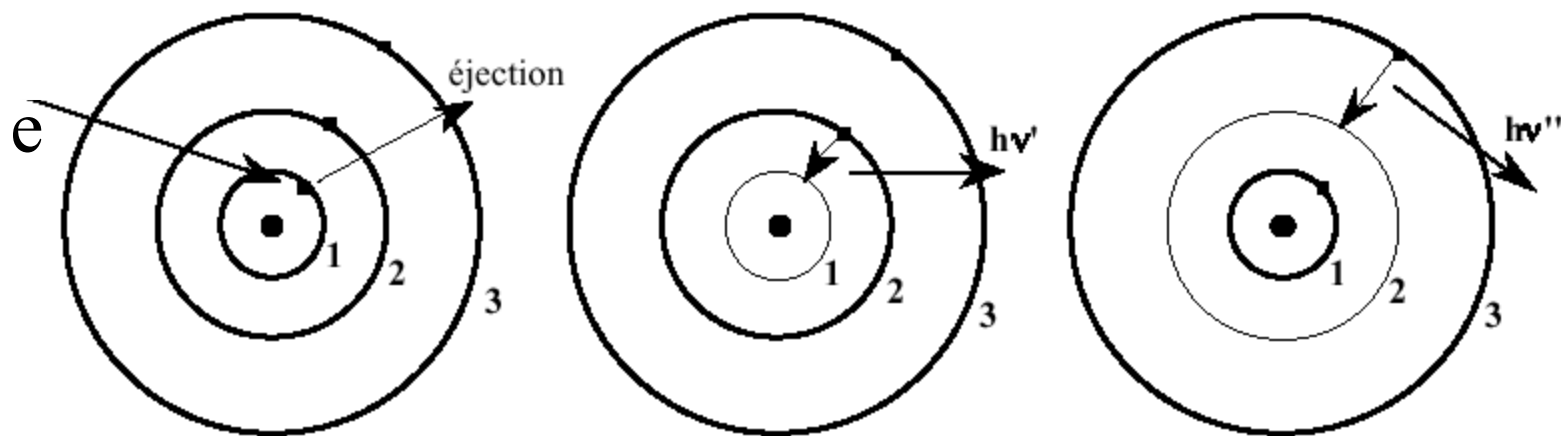


FIG. 2.7. Rayonnement de freinage.

1- Emission de photons de fluorescence



Spectre des rayons X émis par le tube

1/ Rayonnement de freinage = SPECTRE CONTINU

Les électrons incidents subissent une très forte décélération dans l'anode solide due à leurs interactions avec les noyaux des atomes cibles, et émettent alors du rayonnement de freinage, de spectre énergétique continu

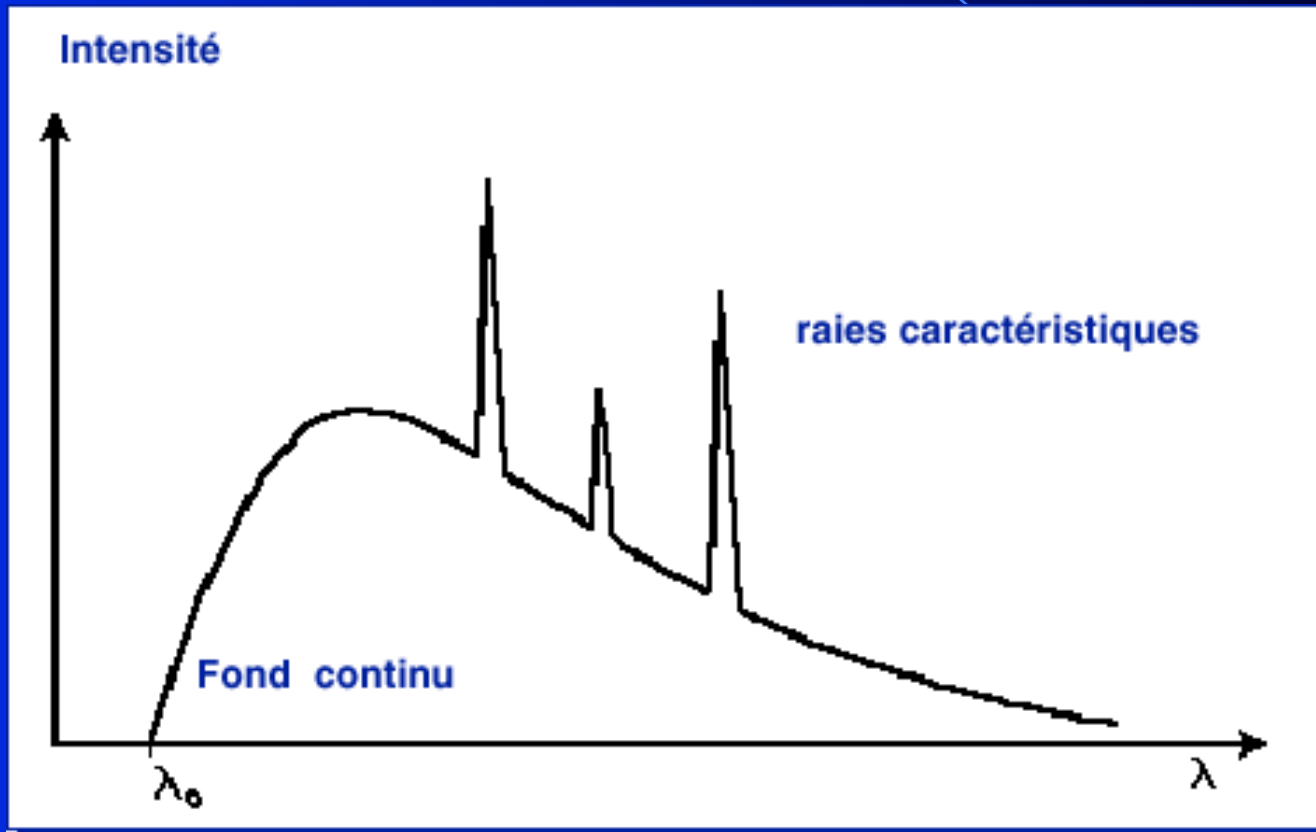
entre 0 et $E_{\max} = T_0$ (qui est f° de U)

2/ Photons de fluorescence = SPECTRE DE RAIES CARACTERISTIQUES

Intéactions avec les e^- de l'anode: ionisations ou excitations. Si l'électron arraché provient d'une couche interne de l'atome, les électrons des couches externes vont se précipiter dans la place laissée vacante. Ce faisant, l'électron qui change d'orbite perd de l'énergie, qui est émise sous la forme d'un photon. L'énergie E des photons ainsi émis est parfaitement déterminée. Elle est égale à la différence entre les énergies initiales W_1 et finale W_2 de l'électron qui change d'orbite : $E = W_1 - W_2$, d'où le spectre de raies caractéristiques de l'élément composant l'anode

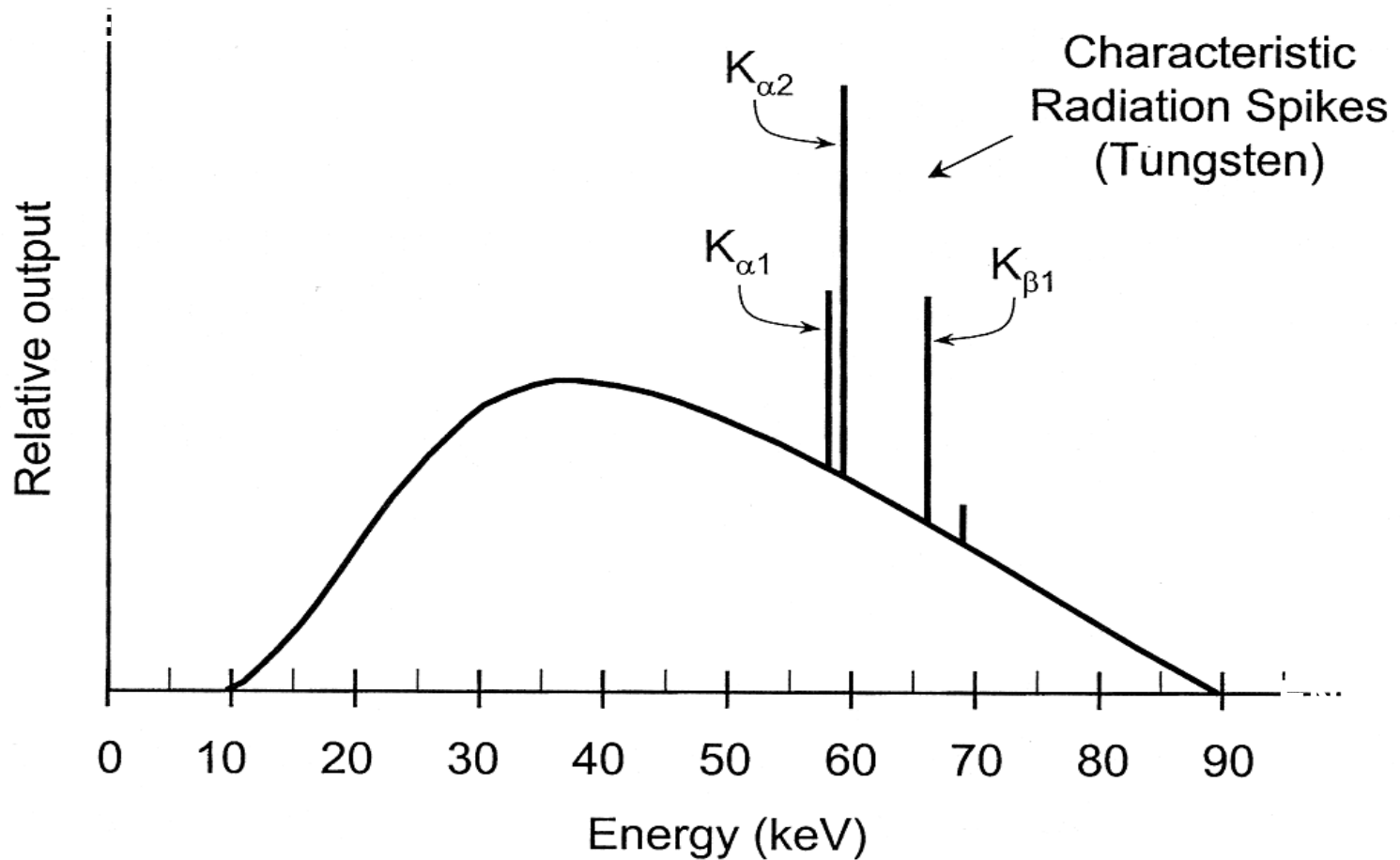
Spectre des rayons X émis par le tube

Ainsi un tube à rayons X émet simultanément et indépendamment un spectre continu et un spectre de raies.

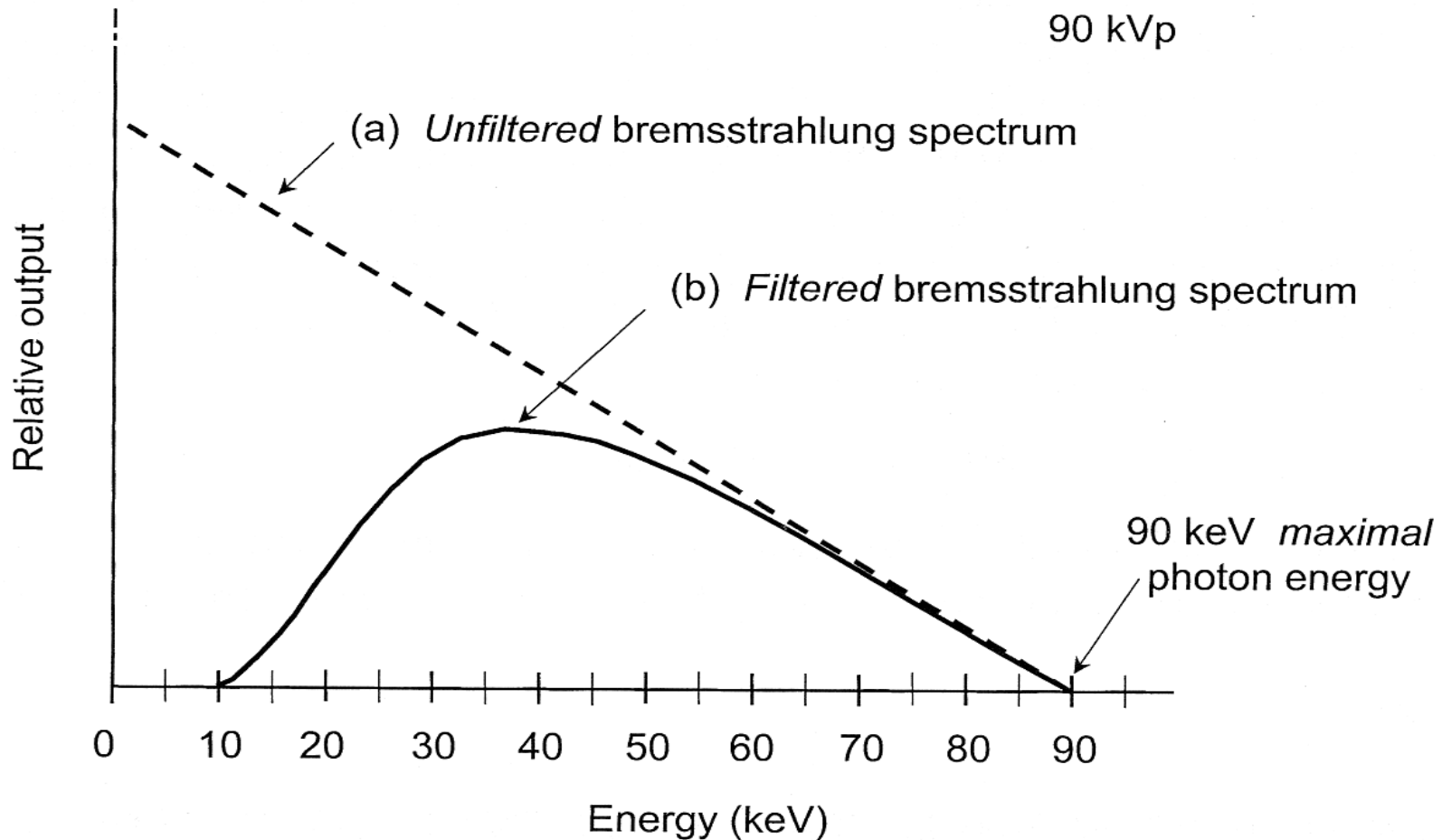


Les X d'énergie très faible sont éliminés par une lame d'aluminium Placée à la sortie du faisceau

SPECTRE RX



FILTRATION DES BASSES ENERGIES DU SPECTRE



Tube à rayons X

- Le rendement d'un tube à rayons X est très faible, 98% de l'énergie émise étant dissipée sous forme de chaleur.
- L'anode est le plus souvent en tungstène, métal de numéro atomique élevé (74), offrant une forte probabilité d'interaction des électrons incidents, et résistant bien à la chaleur dégagée.
- Le refroidissement de l'anode est effectué par un bain d'huile, éventuellement complété par une circulation d'eau.

Tube à rayons X

L'anode tournante, utilisée en médecine, autorise une plus grande intensité de rayonnement donc la réduction du temps d'exposition.

Les rayons X sortent du tube par une fenêtre pratiquée dans l'enceinte plombée qui l'entoure. On limite le rayonnement à un cône homogène d'environ 35 à 40 degrés d'ouverture.

Filtrage en sortie par une lame d'aluminium (arrête les X d'énergie très faible)

Energie totale émise par le tube à RX

Joules

Coulombs

Numéro atomique de l'anode

$$\varepsilon = k q Z U^2 = k i t Z U^2$$

Volts

Cste

Charge de l'e-

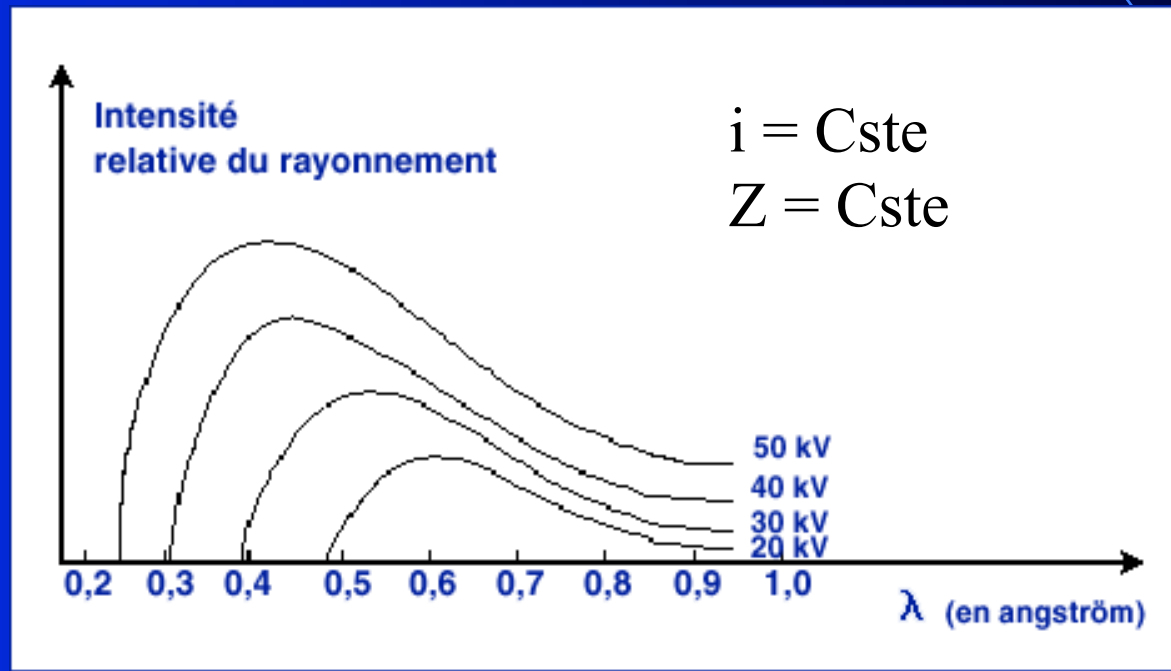
$$q = i . t = n . e$$

Ampères

Durée de f° du tube

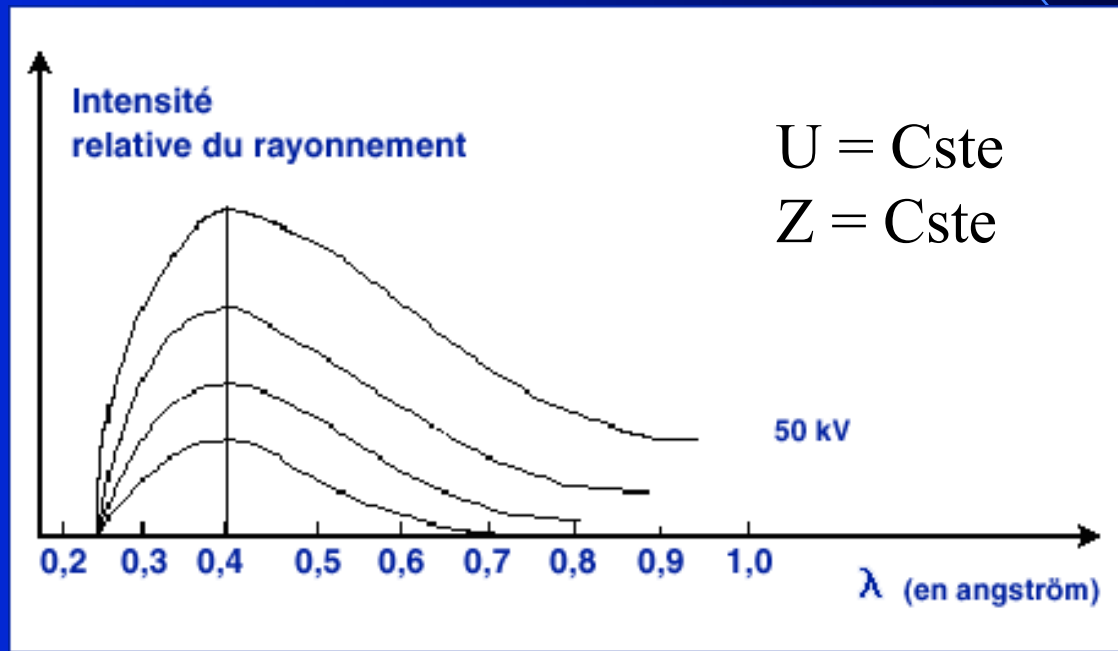
Règlages électriques du tube à RX

Une **augmentation de la tension** appliquée entre l'anode et la cathode influe à la fois sur la quantité et sur la qualité du rayonnement X: élévation de l'énergie des rayons X \Leftrightarrow raccourcissement des longueurs d'ondes (ou augmentation des fréquences)



Règlages électriques du tube à RX

Les variations de l'intensité du courant de chauffage appliqué au filament de la cathode modifient la quantité des rayonnements émis, mais pas leur qualité: les longueurs d'ondes (ou fréquences) demeurent identiques.



Variation du rayonnement en fonction de i , pour U et Z constants

Fluence énergétique (énergie transportée) en 1 point

$$F = d \varepsilon / dS$$

dS est la section d'une sphère élémentaire centrée sur P
 $d\varepsilon$ est la fraction de l'énergie totale du faisceau qui passe dans dS

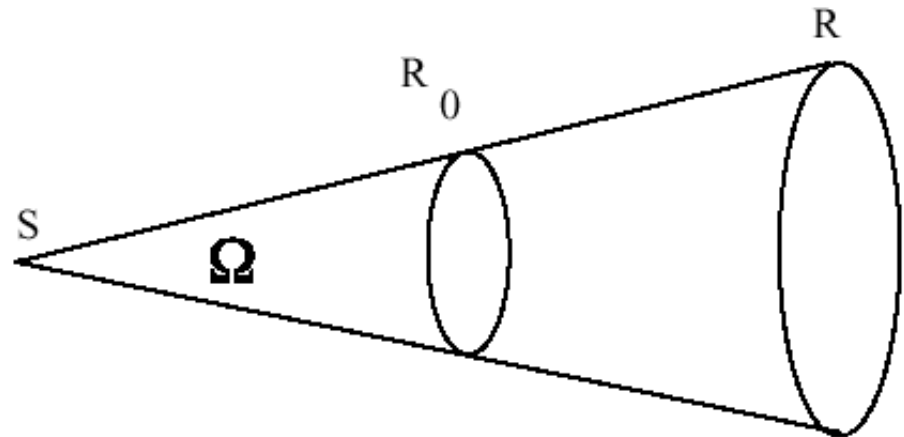
En pratique, on exprime la quantité de rayonnement en 1 point par l'exposition X en Coulombs / Kg d'air (mesure du nombre de paires d'ions formées par le rayonnement dans une masse d'air connue dans une chambre d'ionisation).

Géométrie du faisceau

- Le faisceau s'élargit (divergent) \Rightarrow
- F diminue en fonction du carré de la distance

Surface du faisceau:

$$\phi(R) = \frac{\Phi}{4\pi R^2} = \phi(R_0) \cdot \frac{(R_0)^2}{(R)^2}$$



la densité de photon par unité de surface diminue comme le carré de la distance. Cette loi est fondamentale et interviendra comme règle de radioprotection.

Formation de l'image radiante

- Les photons X incidents interagissent plus ou moins avec le malade en fonction de la structure qu'ils traversent: effet photoélectrique, effet Compton.
- Pour un faisceau monoénergétique, le nombre de photons n'ayant pas interagi avec le malade est

$$N = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-(\mu/\rho) \cdot (\rho x)}$$

μ = coeff d'atténuation, x = épaisseur du malade, ρ = masse volumique, μ/ρ = coeff d'atténuation massique, $CDA = \ln 2 / \mu$

- μ Augmente avec ρ , Augmente avec Z , Diminue avec E des photons incidents
- Pour un faisceau de photons donné, μ varie en chaque point du malade, en fonction de ρ et Z (qui sont plus élevés pour l'os que pour le poumon par exemple), donc N varie en chaque point du détecteur.

ATTENUATION

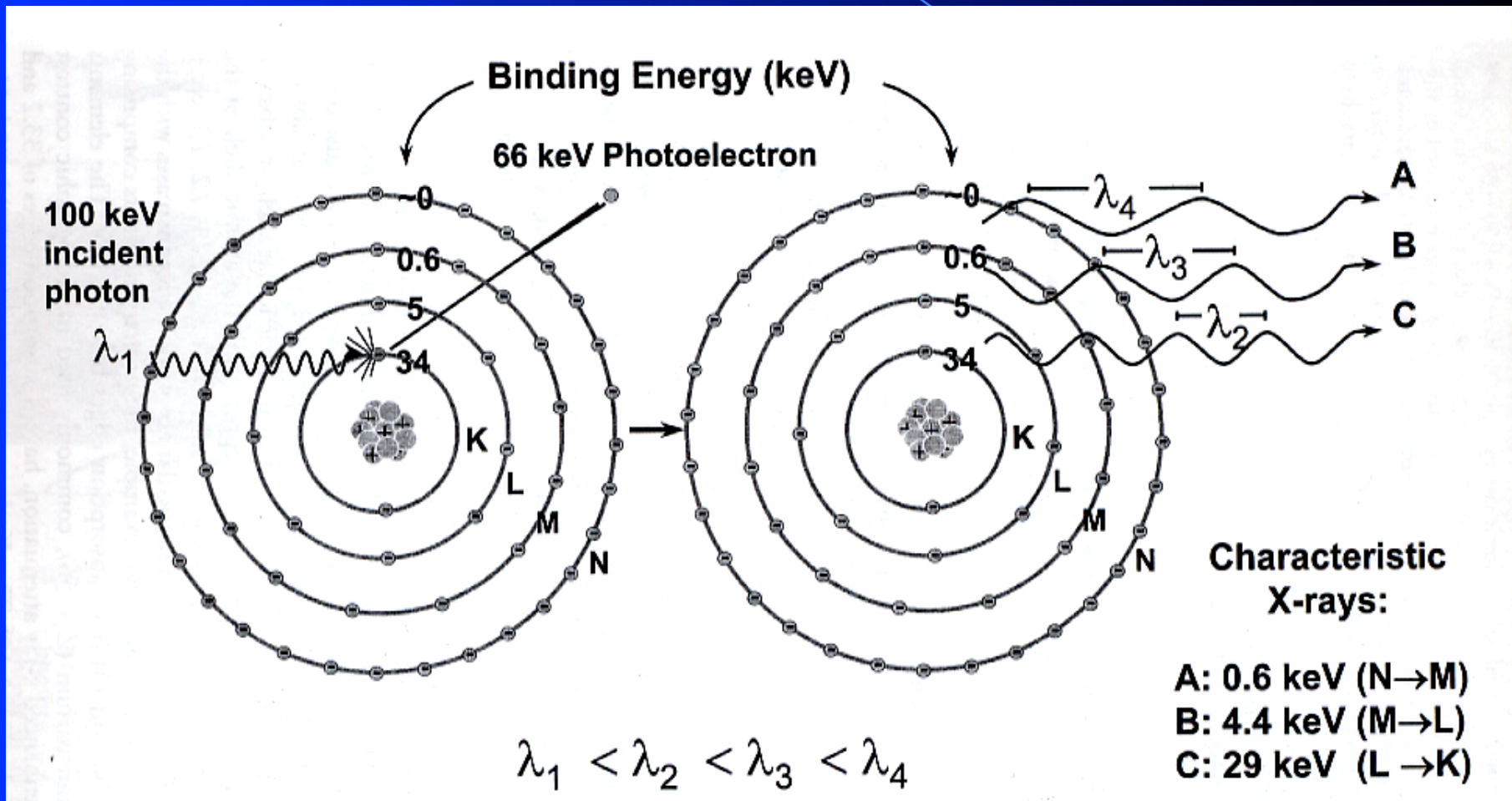
ATTENUATION =

absorption(photoélectrique)

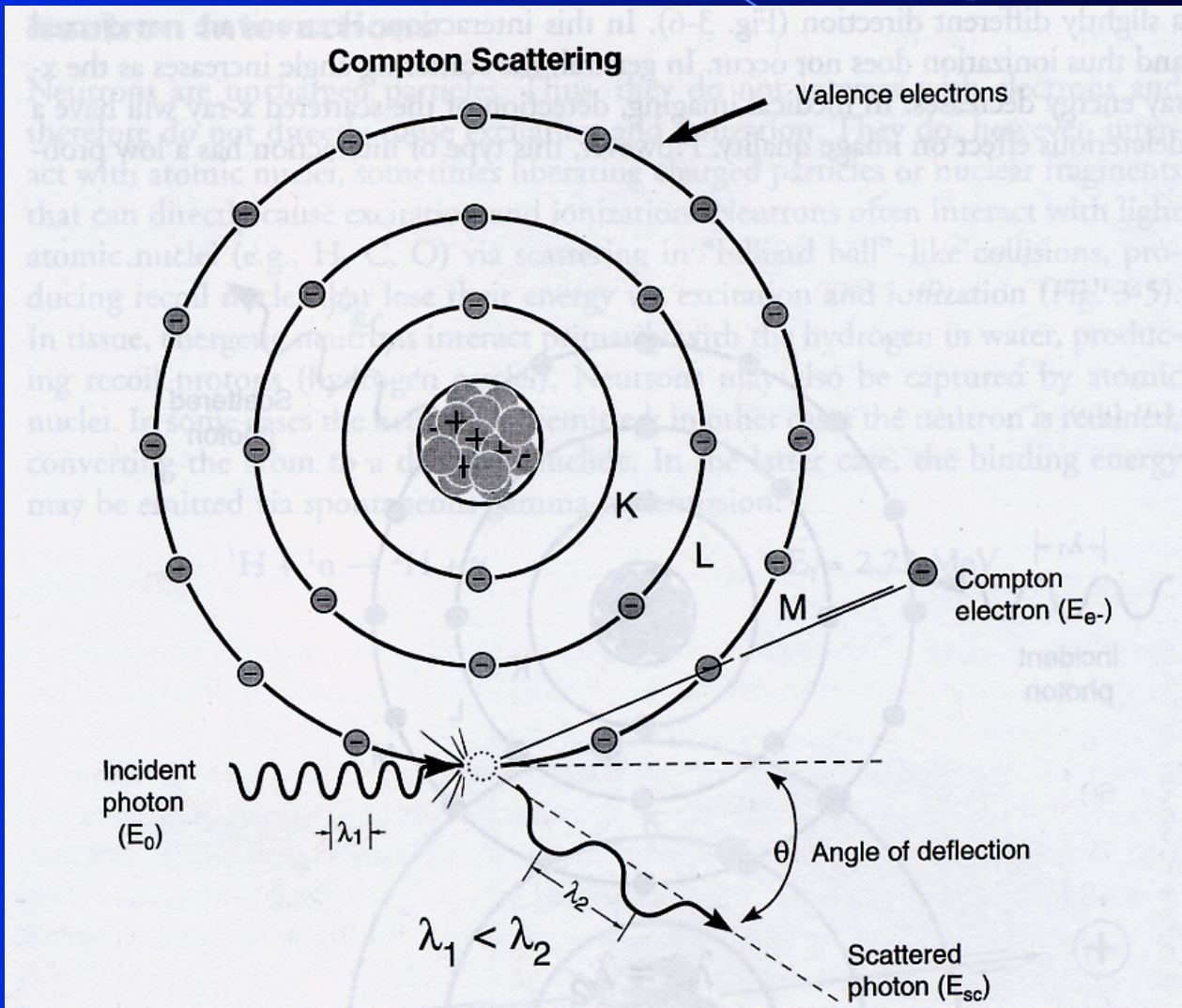
+

Diffusion (Compton)

Intéraction des photons avec la matière : Effet Photoélectrique

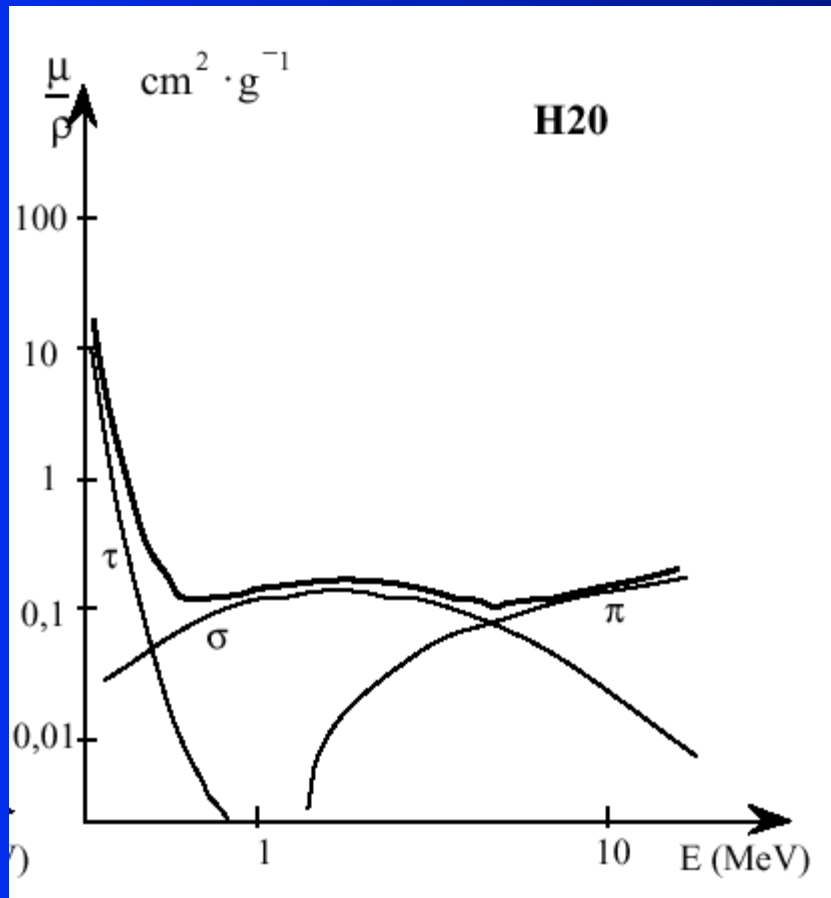


Intéraction des photons avec la matière : Effet Compton



Interaction des photons avec la matière

Importance relative des différents types d'interaction en fonction de $h\nu$ dans l'eau

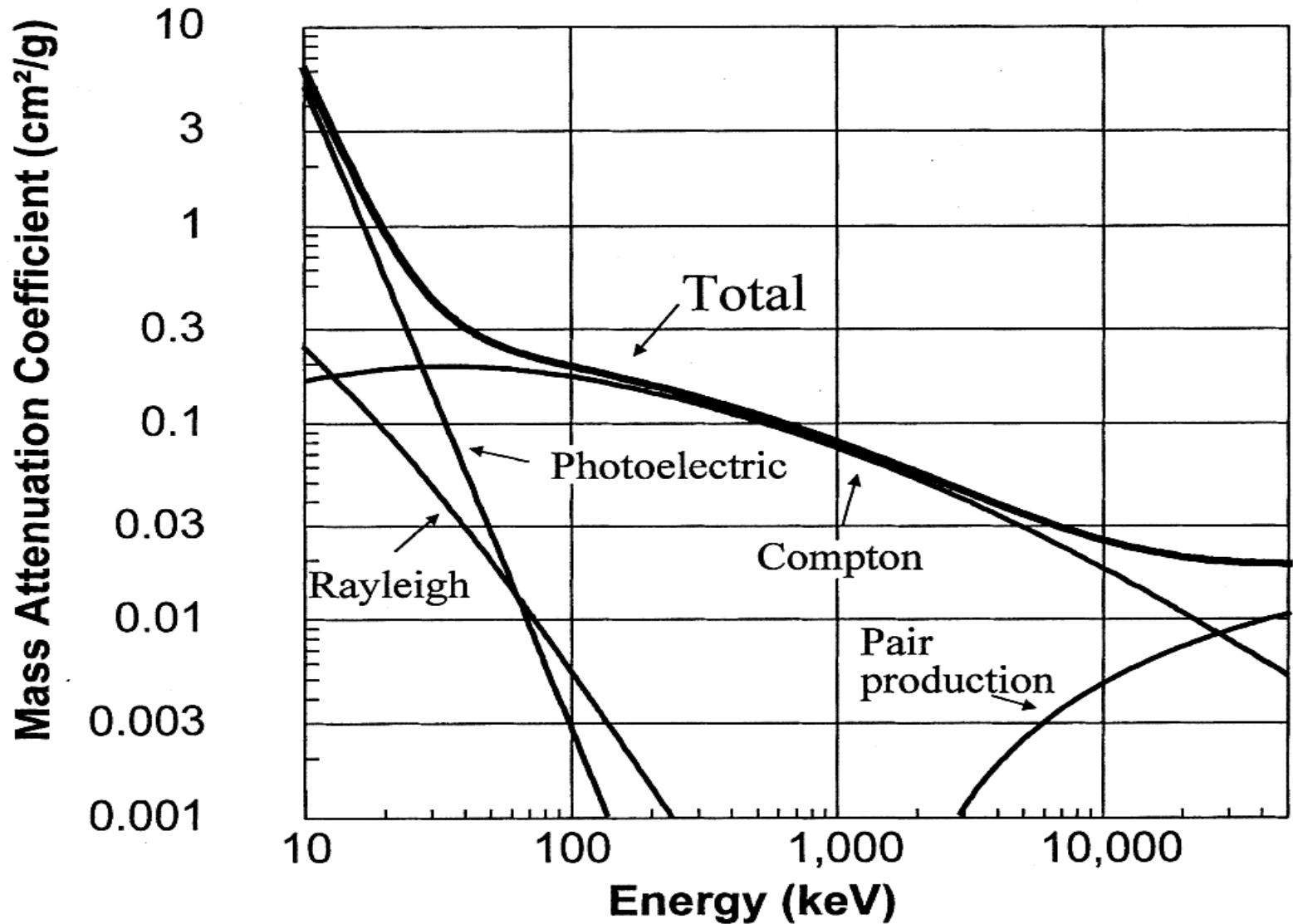


σ = coeff atténuation due au Compton

τ = coeff atténuation liée à l'effet photoélectrique

π = création de paires

Mass Attenuation Coefficients for Soft Tissue



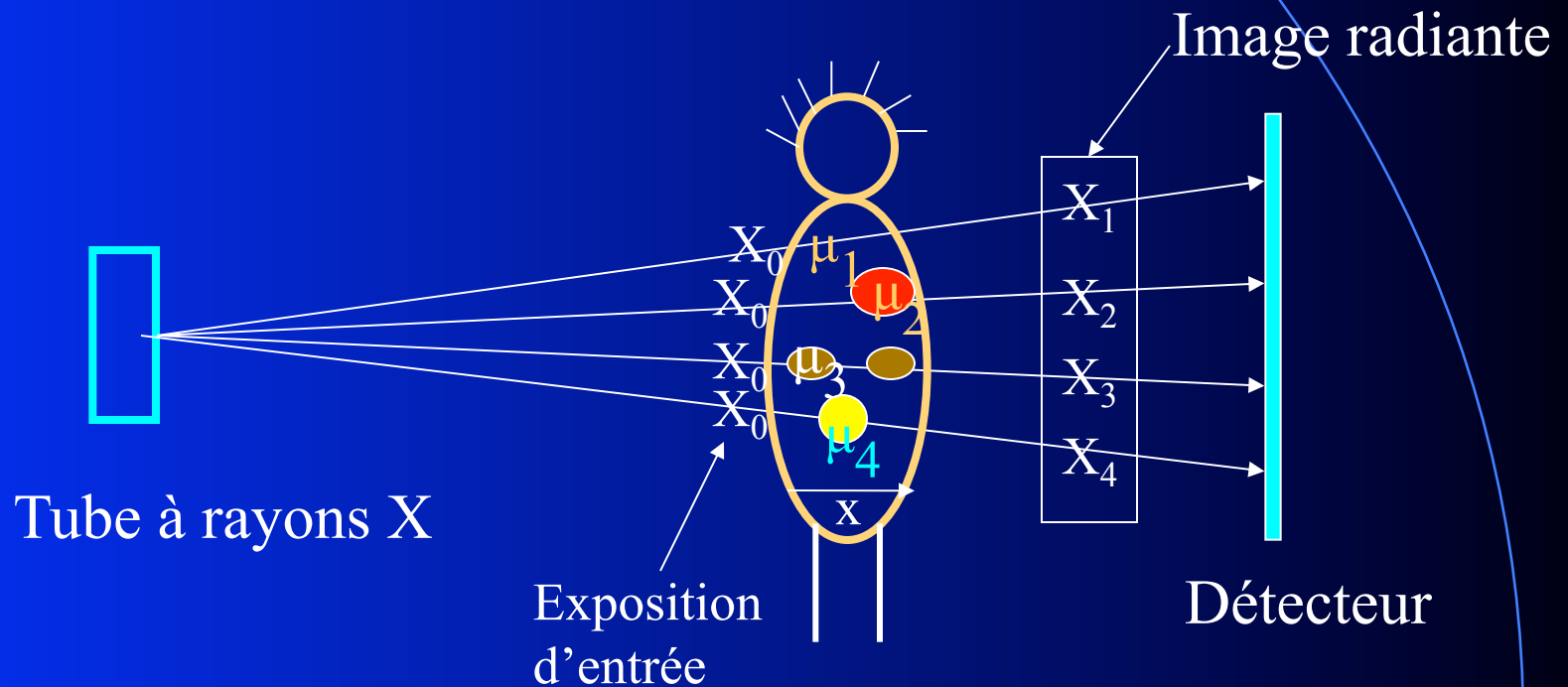
ABSORPTION DES MILIEUX

Table 5–2. Percentage of Photoelectric Reactions

RADIATION ENERGY (keV)	WATER (Z = 7.4)	COMPACT BONE (Z = 13.8)	SODIUM IODIDE (Z = 49.8)
20	65%	89%	94%
60	7%	31%	95%
100	2%	9%	88%

Formation de l'image radiante

- L'image radiante est représentée par les différentes valeurs de X en chaque point « à la sortie du malade », hors rayonnement diffusé = rayonnement transmis.



SALLE DE RADIO



TABLE RADIOLOGIQUE



Contraste dans l'image radiante

Pour un faisceau parallèle monoénergétique

$$\text{En un point 1: } X_1 = X_0 e^{-\mu_1 x_1}$$

$$\text{En un point 2: } X_2 = X_0 e^{-\mu_2 x_2}$$

Si $x_1 = x_2 = x$, alors le contraste C entre les points 1 et 2 de l'image radiante est:

$$C = \text{Ln} (X_1 / X_2) = (\mu_2 - \mu_1) \cdot x$$

C décroît lorsque l'énergie des RX augmente (lorsque U augmente), car alors $(\mu_2 - \mu_1)$ diminue.

Rôle de la diffusion

- Le rayonnement diffusé (interactions Compton) s'ajoute à ce qu'il reste du rayonnement primaire.
- Il augmente avec la section du faisceau, la profondeur x ,
- Varie avec l'énergie des photons (prédomine / PE qd $E > 30 \text{ keV}$ et max à 80 keV dans l'eau)
- Diminue quand Z augmente (très faible dans le plomb)

Conséquences:

- Détérioration de l'image
- Irradiation en dehors du faisceau

Détecteurs

- **Ecran radioscopique et amplificateur de luminance**
 - Cristaux scintillants émettent une lumière visible quand ils sont irradiés (fluorescence)
 - Ecran radioscopique: couche de sulfure de Zn + verre au plomb du côté de l'observateur, luminosité faible de l'écran, vision scotopique (faible perception des contrastes), en voie d'extinction.
 - Amplificateurs de luminance permettent de travailler en pleine lumière, augmentent la luminance d'un facteur 3000 à 6000.
- **Film radiographique:**
 - recouvert d'une émulsion photographique sensible aux rayons X, qui noircit (bromure d'argent se transforme en argent métallique) plus ou moins en fonction de X (exposition):
 - une structure très absorbante (os) apparaît blanche, car les RX absorbés n'ont pas atteint le film
 - une zone peu absorbante apparaît noire.

Film radiographique - Densité optique

- C'est une mesure de la sensation de noircissement du film
- $DO = \log (B_0 / B)$

Luminance du négatoscope

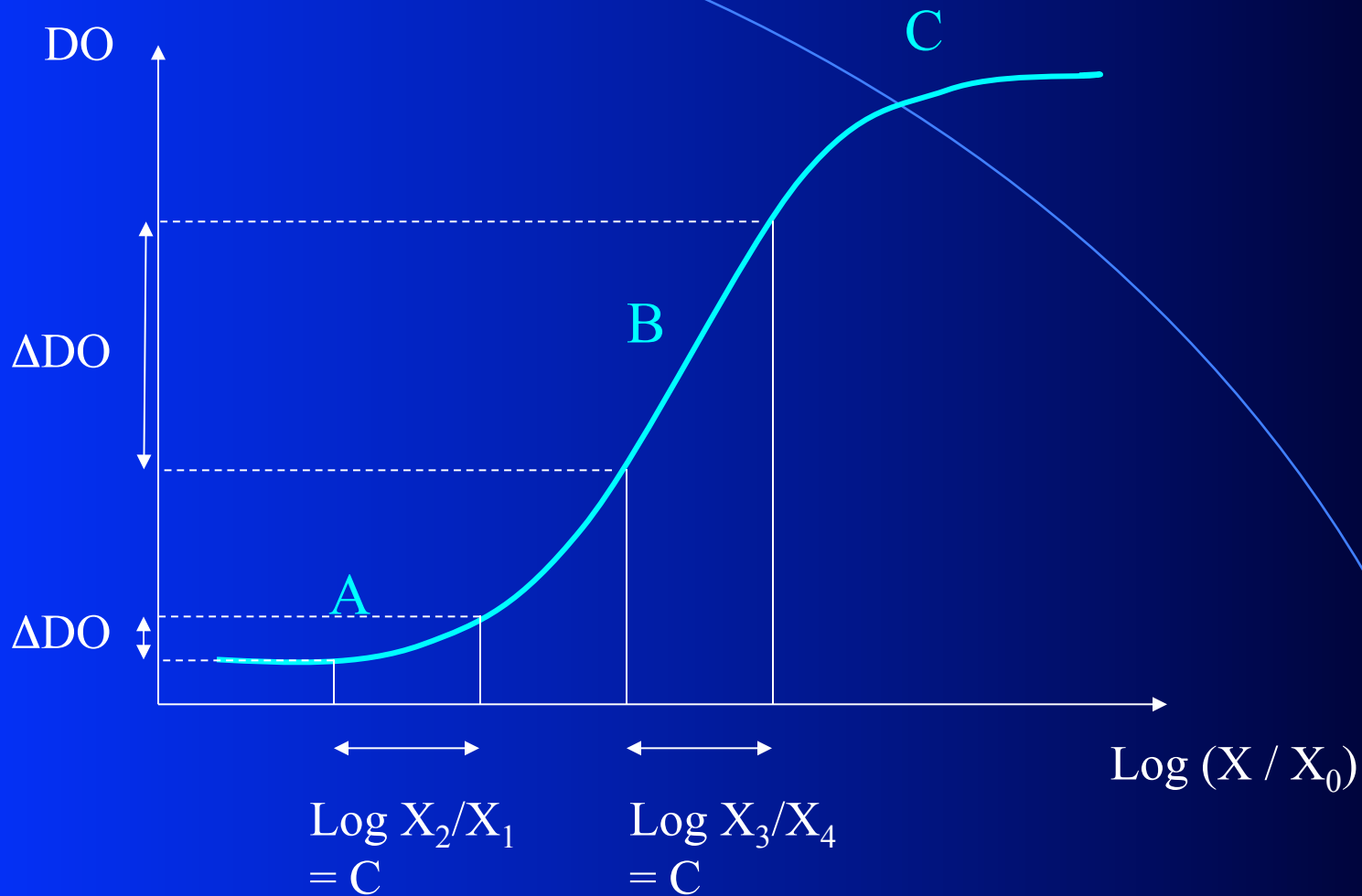
Luminance transmise

- Domaine visible: $0,3 < DO < 3$

Film blanc

Film trop noir

Courbe de réponse d'un film radiographique

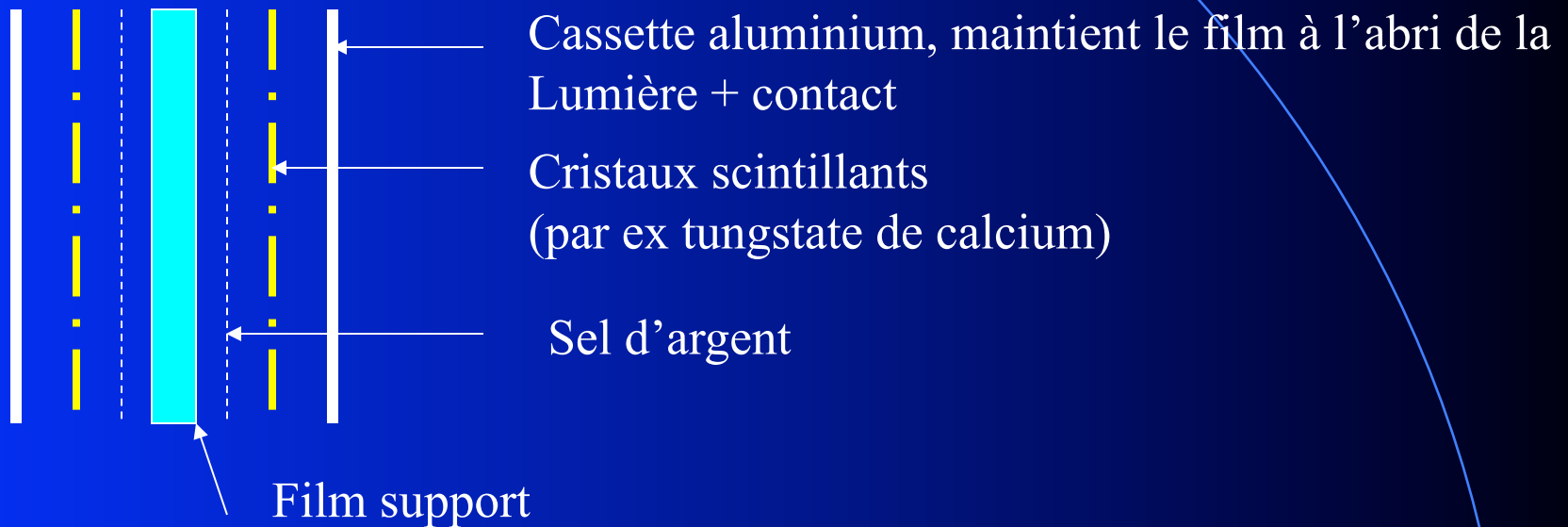


Pour Un contraste C donné dans l'image radiante, la différence de noircissement sera très variable selon que l'on se situe dans un domaine d'exposition faible (A), moyenne (B) ou forte (C).

Film radiographique – Ecrans renforçateurs

Un film n'absorbe que quelques centièmes du RX incident.

Pour pouvoir raccourcir les temps de pose (diminuer l'irradiation du sujet), on utilise des écrans renforçateurs, qui absorbent une plus grande partie des RX incidents, et restituent l'énergie sous forme de lumière fluorescente à laquelle le film est sensible.



Facteur d'amplification: jusqu'à 20 voire 40.

La résolution de l'image est moindre que sans écran. Compromis entre amplification et résolution.

Avantages et limites de la radiographie conventionnelle

Avantages

Technique bien rodée. Générateurs puissants. Technologie des films et écrans très développée.

Bonne qualité du contraste spontané ou artificiel (air ou produit de contraste à Z élevé).

Bonne résolution spatiale (0,25 à 0,50mm)

Limites

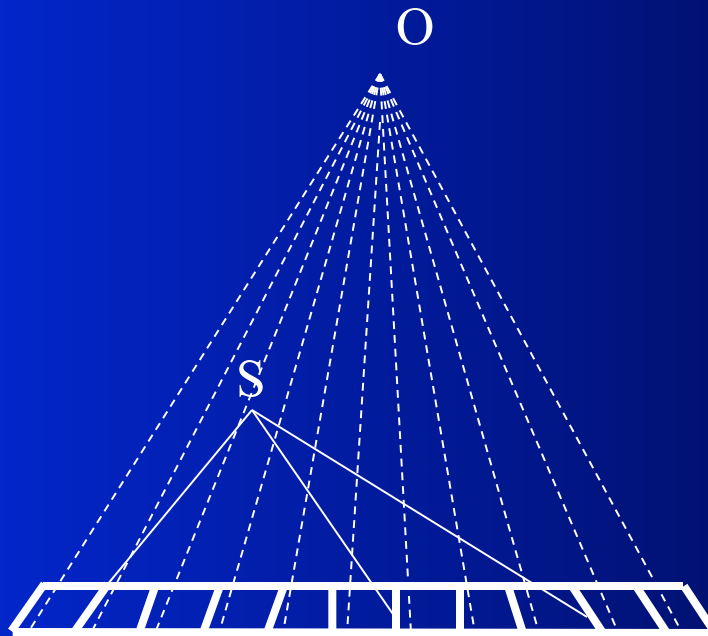
Projection d'un volume (structures masquées, non localisation en profondeur)

Flou dû au rayonnement diffusé, de détecteur, de foyer, flou cinétique

Limitation intrinsèque du contraste observable

Limiter le rayonnement diffusé

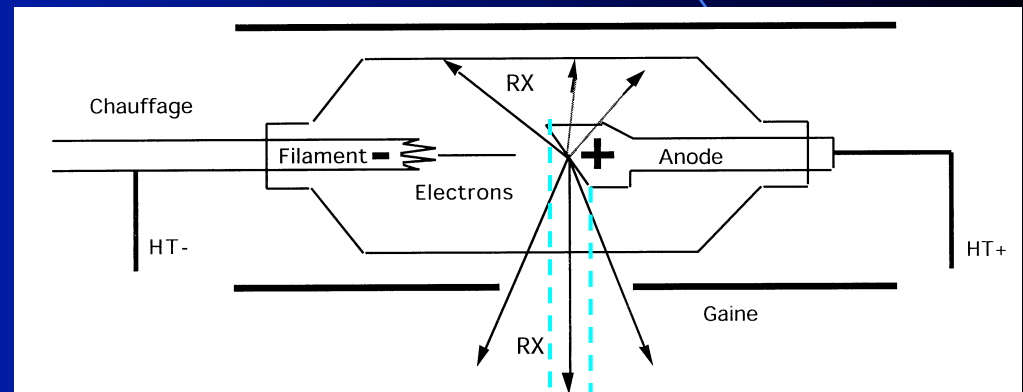
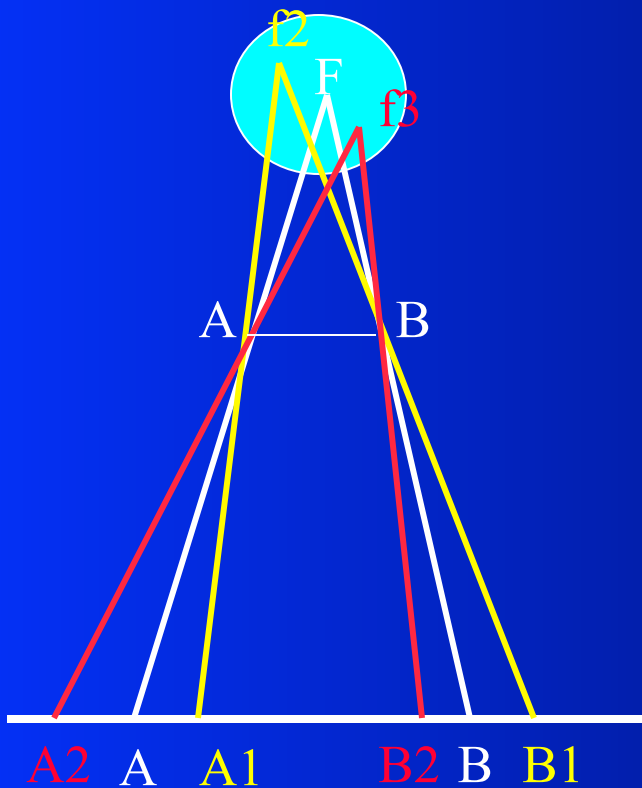
- **Grilles anti-diffusantes:** arrêtent le rayonnement secondaire qui prend naissance dans la partie du corps traversé par le faisceau de RX. 30 à 40 lames en plomb / cm.
- Fixes ou mobiles



La grille est focalisée; les RX non issus de O sont arrêtés

FLOU de FOYER

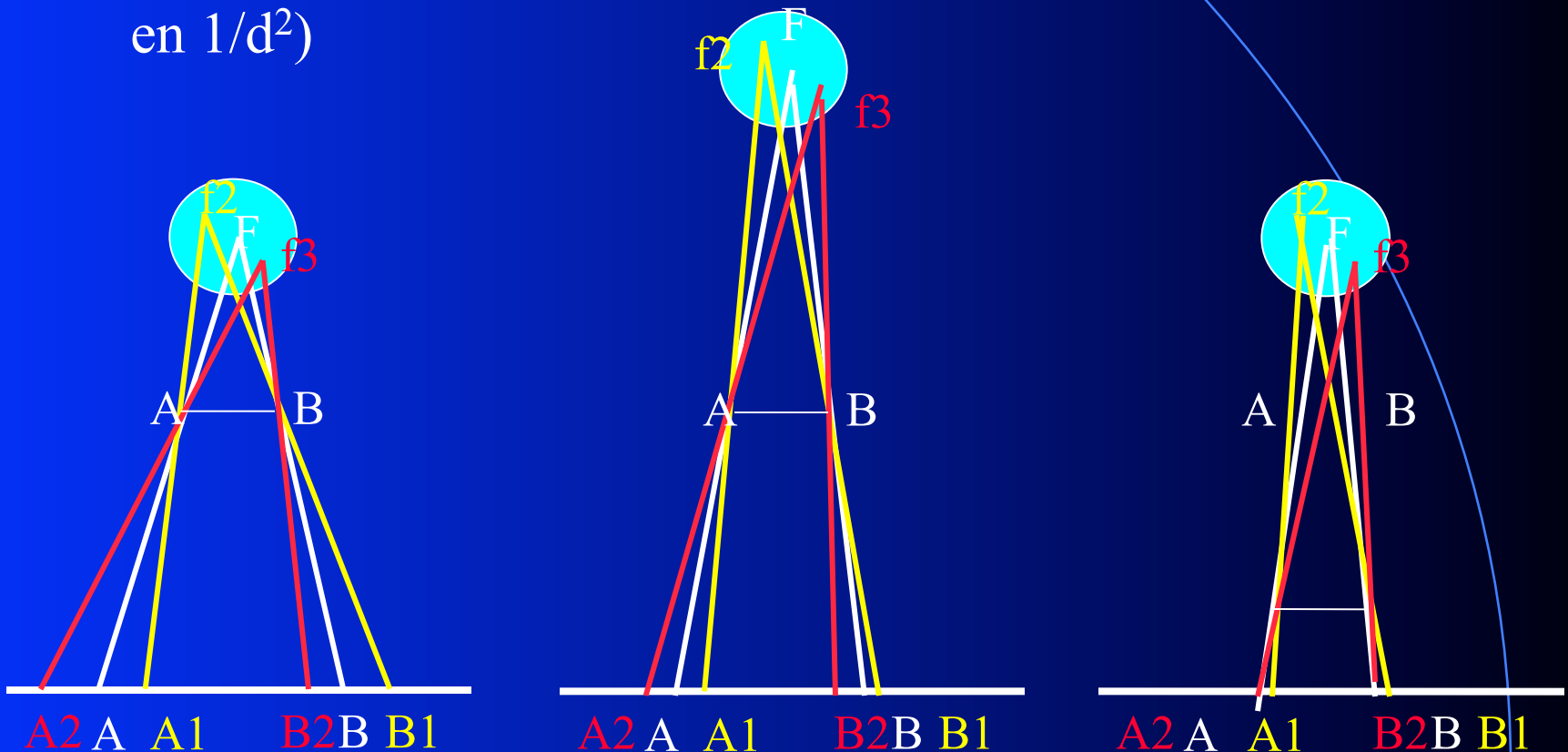
- Le foyer n'est pas punctiforme : flou de foyer, diminue qd la surface optique du foyer, vue du détecteur, diminue



Surface optique du foyer

Diminuer le flou de foyer

- Diminuer la dimension du foyer optique (sans diminuer la dimension du foyer thermique): Anode tournante
- Réduire la distance objet-film, mais limitation anatomique
- Augmenter la distance tube-film (mais décroissance de F en $1/d^2$)



Flou de détecteur

- Film seul: parcours des électrons secondaires dans l'émulsion
- Films avec écrans renforçateurs: on ajoute le parcours des photons lumineux dans l'écran de cristaux scintillants

Flou cinétique

- Dû aux mouvements du patient
- Réduire le temps de pose: intensités élevées.

Limitation intrinsèque du contraste observable

- Contraste insuffisant pour distinguer les organes pleins les uns des autres
- Distinguer des tissus différents au sein d'un même organe

Intérêt de la Tomodensitométrie

- Précision anatomique accrue
- Séparation des plans et représentations en coupes
- Mise en évidence de différences locales minimales spontanées ou provoquées par les produits de contraste.

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

Système de mesures

Tube émetteur de rayons X

Détecteur des rayons X incidents

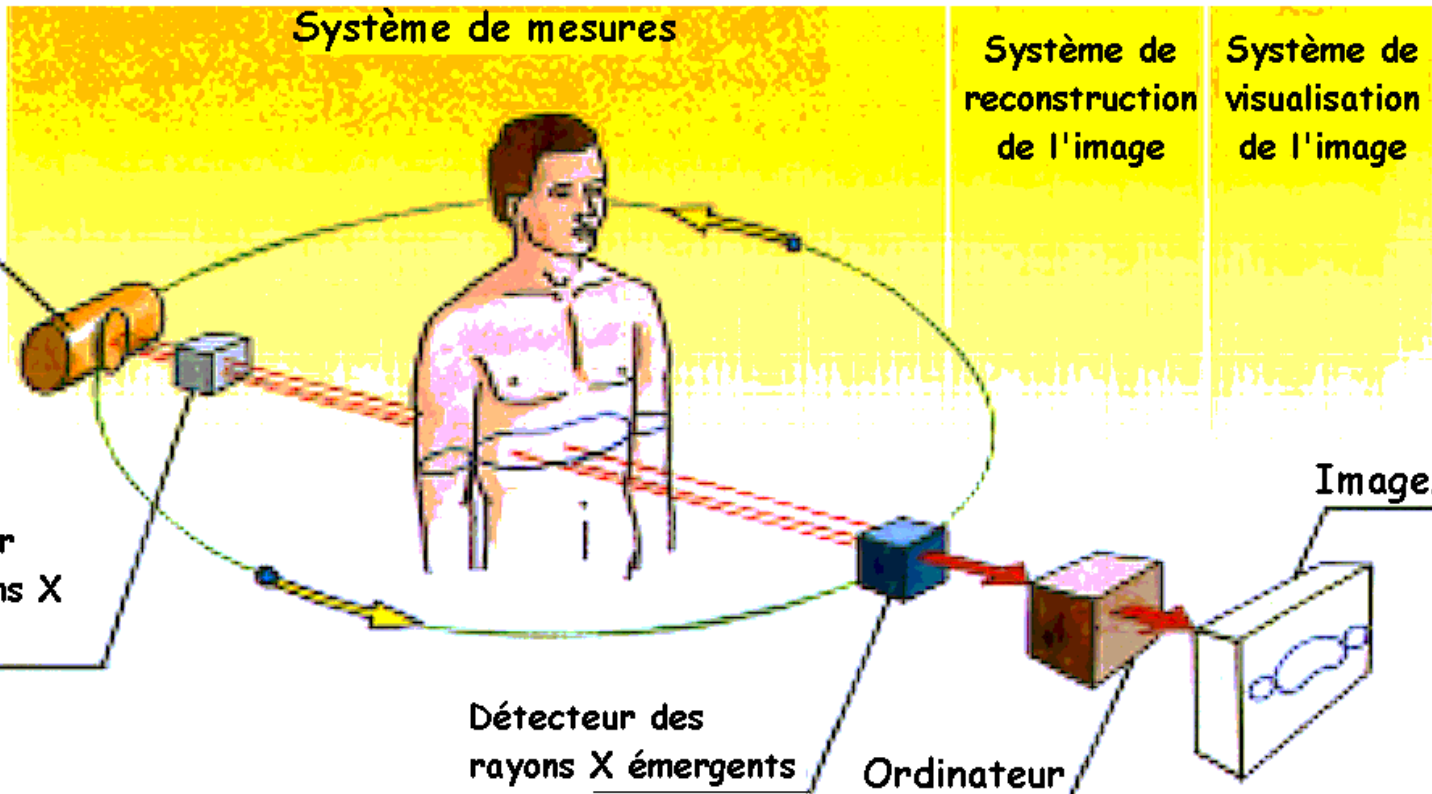
Détecteur des rayons X émergents

Système de reconstruction de l'image

Système de visualisation de l'image

Ordinateur

Image/écran



Notion d'image analogique / digitale

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 digitale ou numérique: 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 tomodesitométrie, l'information est d'emblée numérisée.

Image digitale (ou 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

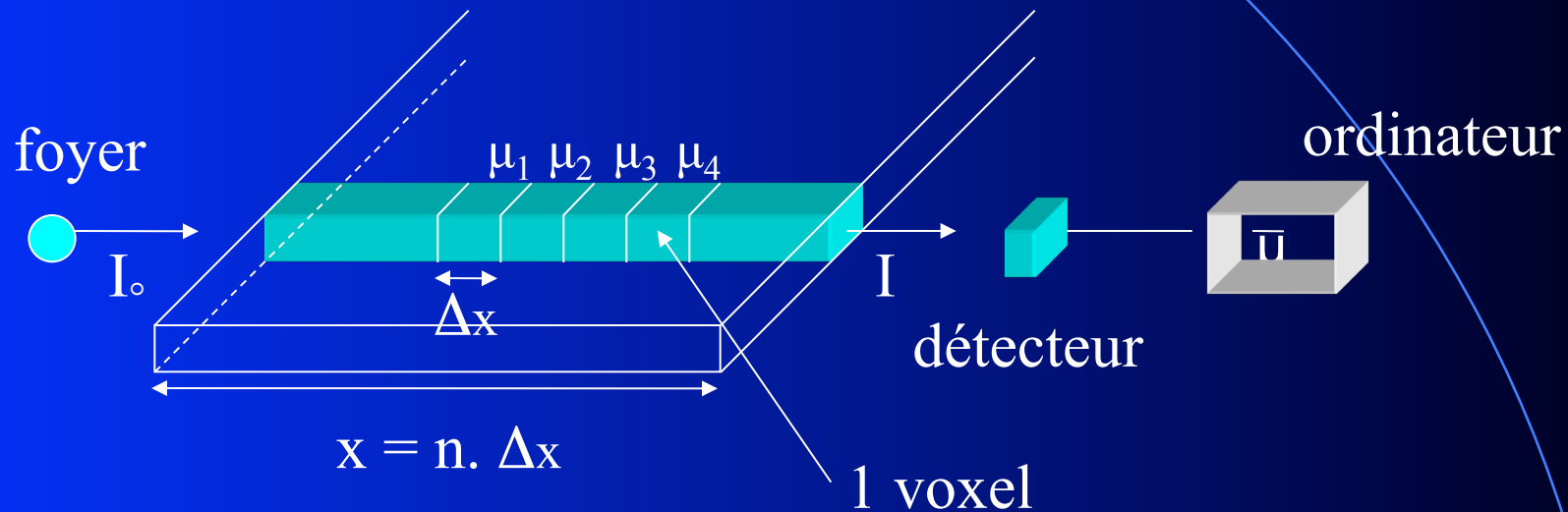
Son stockage

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

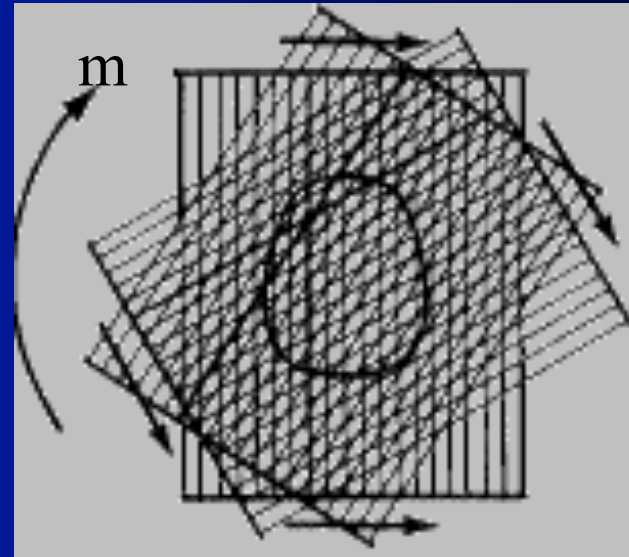
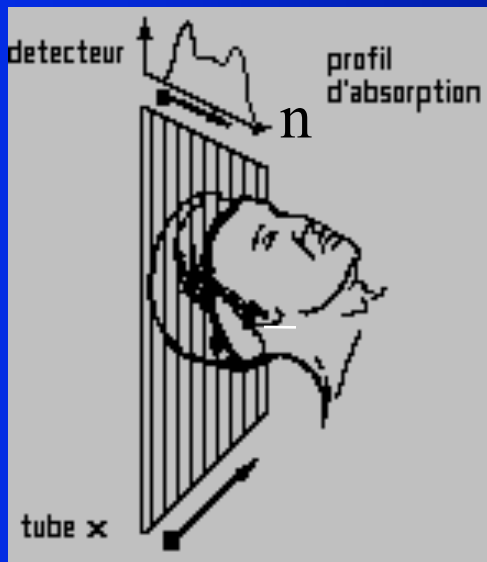


$$I = I_0 \exp(-\bar{\mu} \cdot x) = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n / n) \cdot x]$$

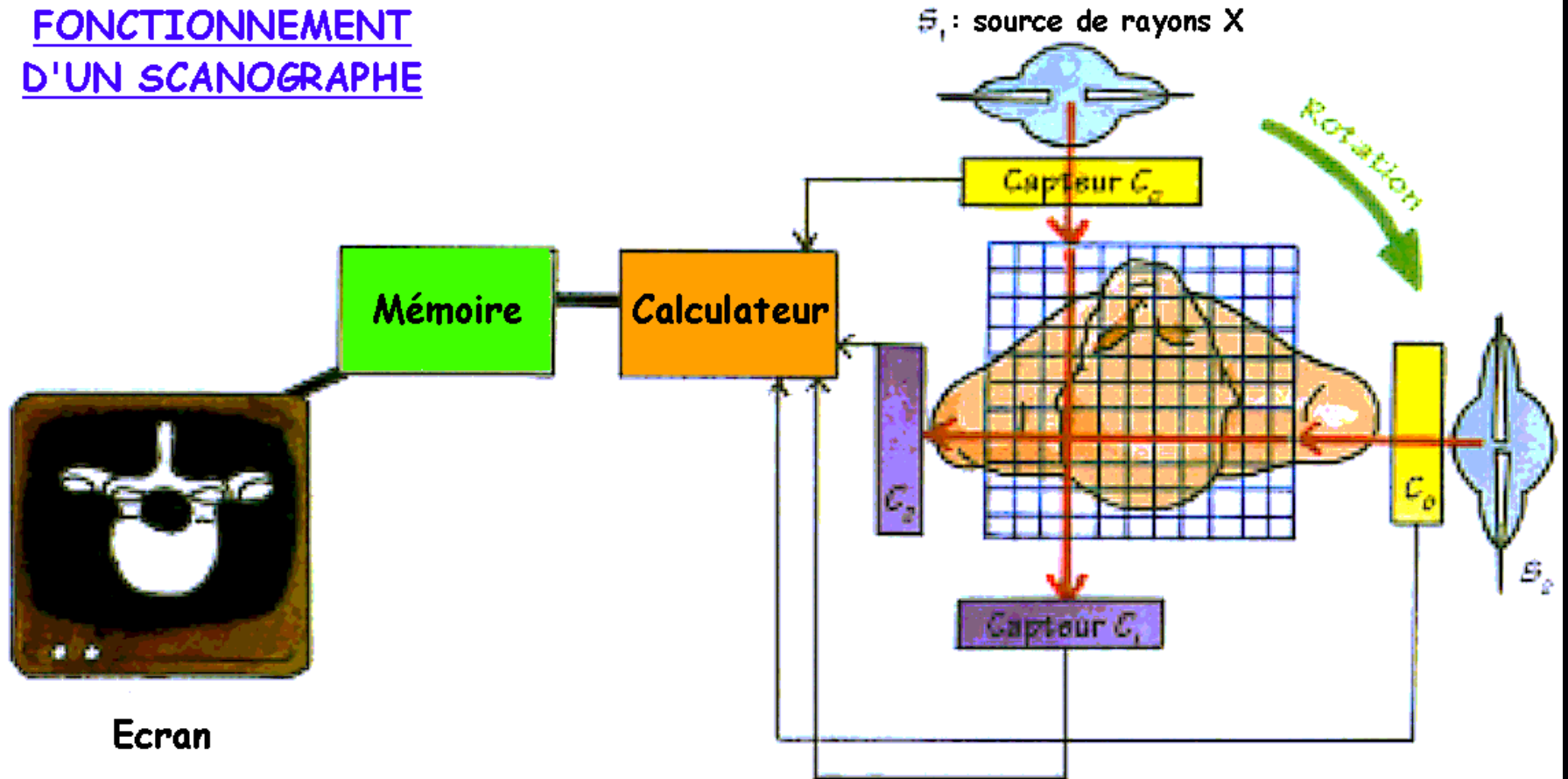
Acquisition des données d'une coupe axiale

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 $\bar{\mu}$,



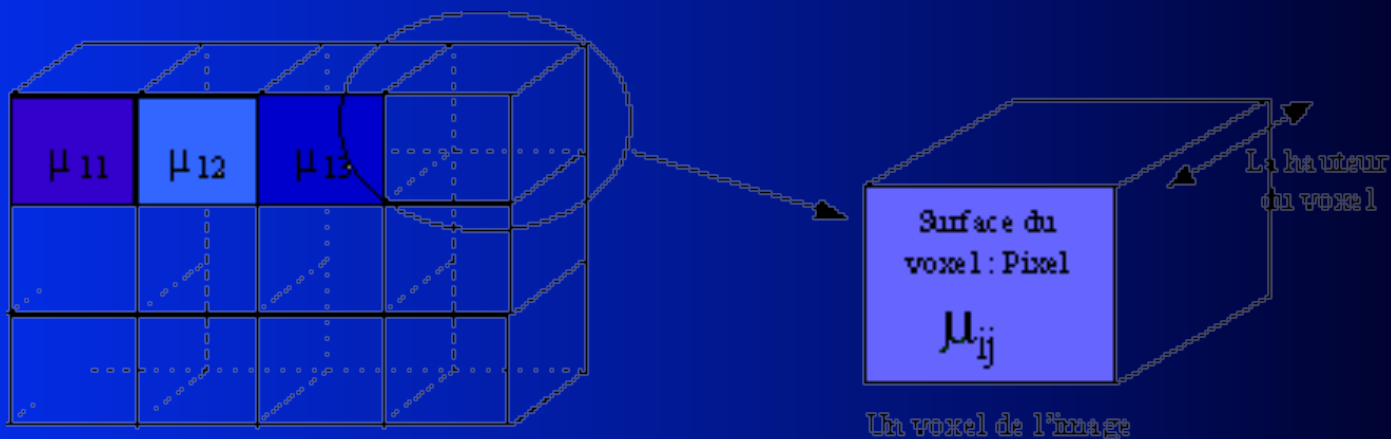
FONCTIONNEMENT D'UN SCANOGRAPHE



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

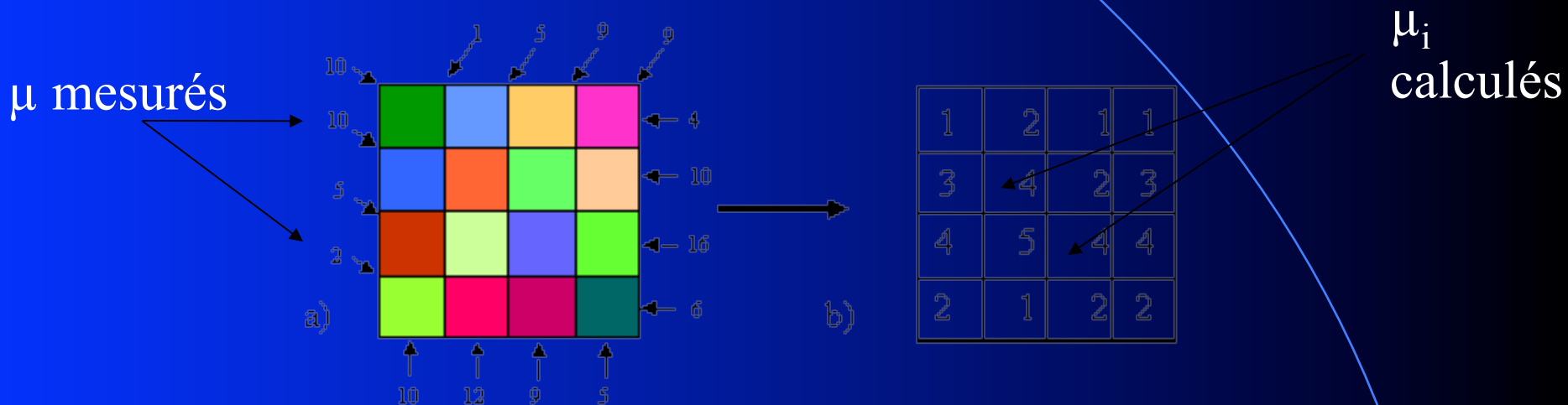


Figure 1.3 : Principe de calcul mathématique effectué par l'ordinateur.

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

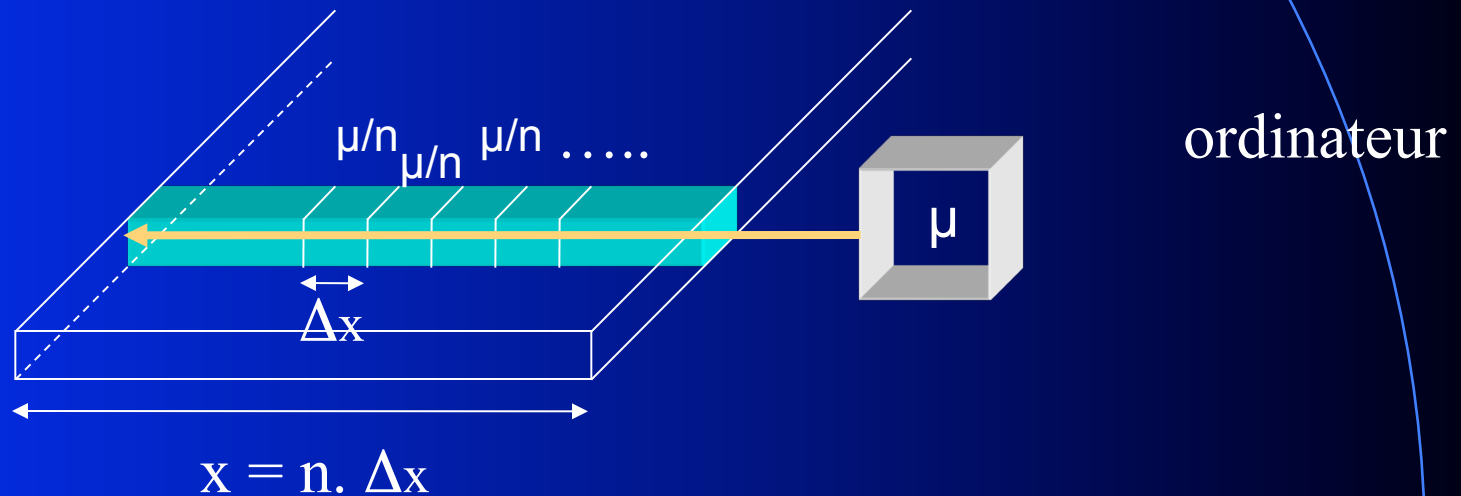
Reconstruction d'une coupe à partir de ses projections

La méthode utilisée est la **rétroprojection filtrée**

Rétroprojection (ou épandage):

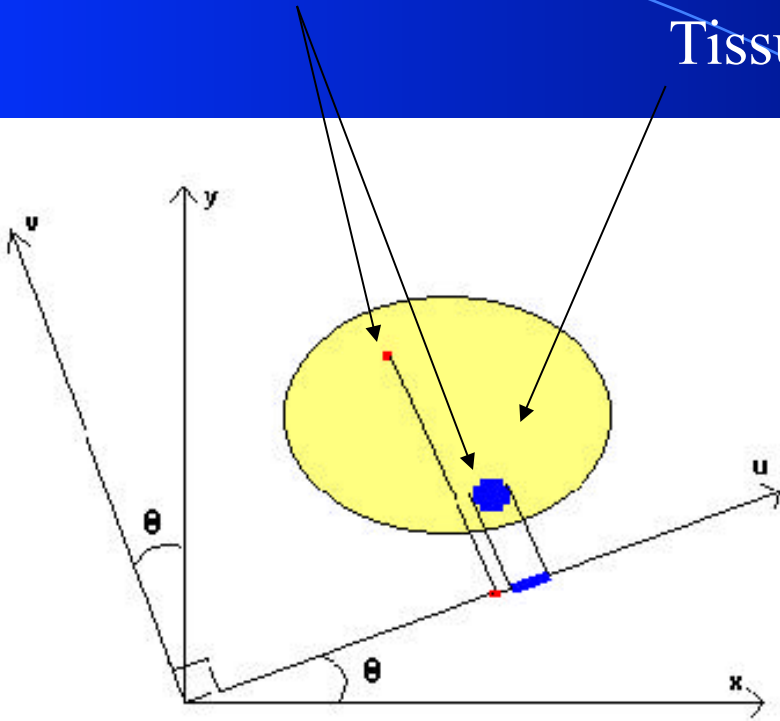
But: Retrouver le lieu d'une atténuation du faisceau par recoupement de multiples projections

On ré-étale chaque projection mesurée le long de son axe

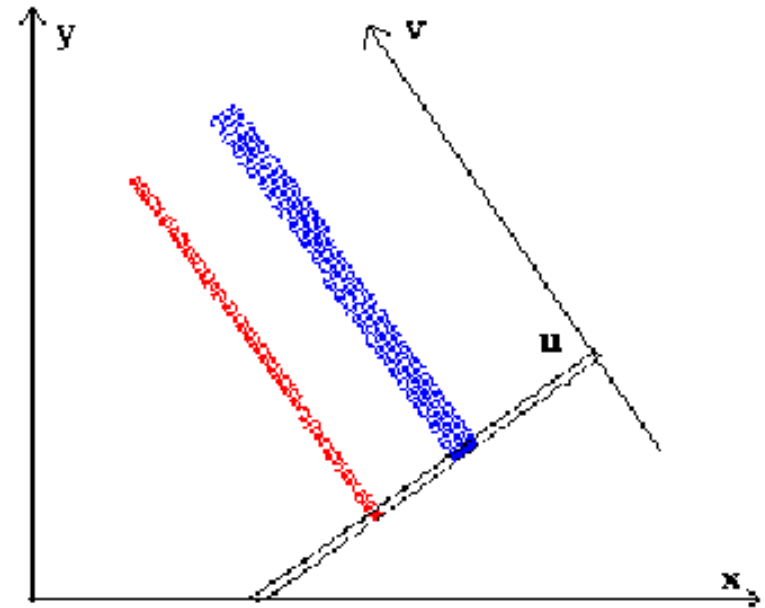


Structures atténuant fortement les RX

Tissu atténuant faiblement les RX

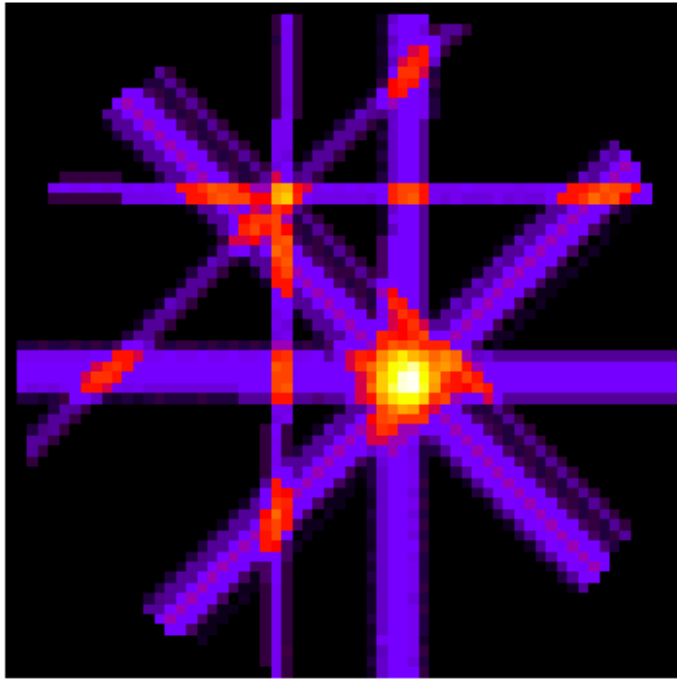


-Figure 2-
Projection selon un angle θ

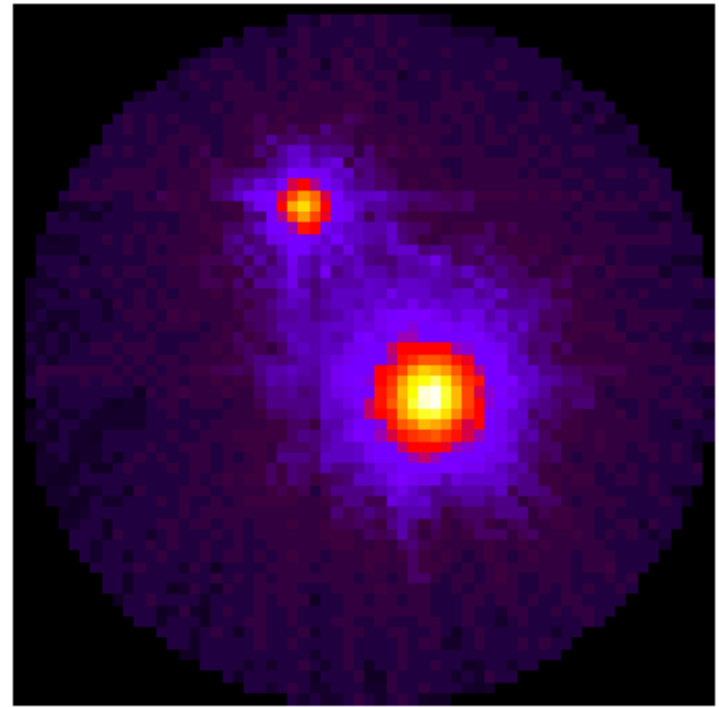


-Figure 4-
Epandage d'une projection

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



*-Figure 5-
Epandage selon 4 directions*



*- Figure 6 -
Epandage selon l'ensemble des directions*

On restitue 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

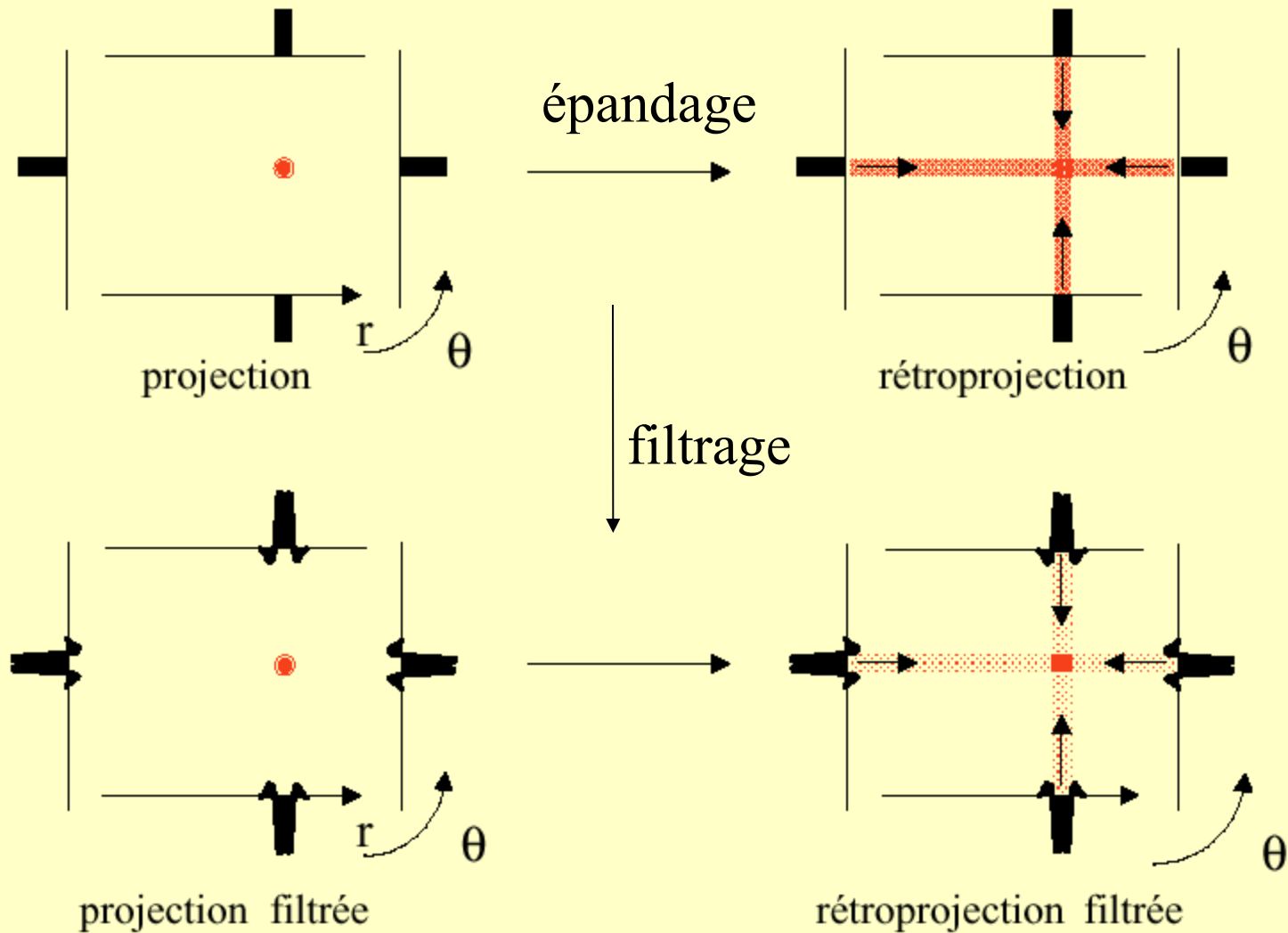
1/ application d'une fonction mathématique, la **transformée de Fourier**, qui « code » l'image dans le domaine fréquentiel (bruit de fond = basses fréquences, détails = hautes fréquences)

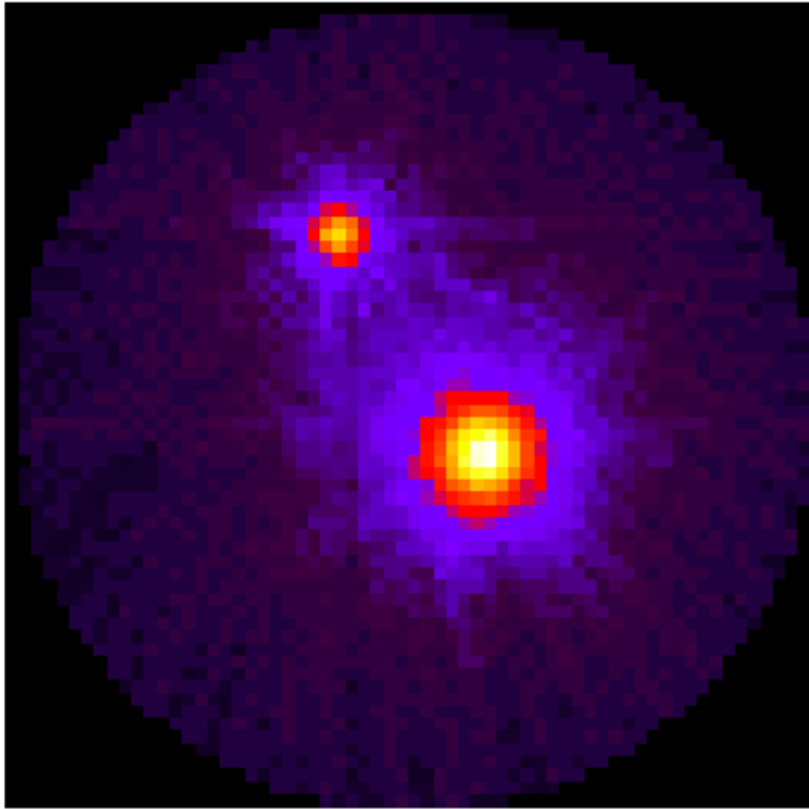
2/ **Application d'un filtre**, différent selon les applications diagnostiques (élimine les basses fréquences) par une simple multiplication dans le domaine fréquentiel de Fourier

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

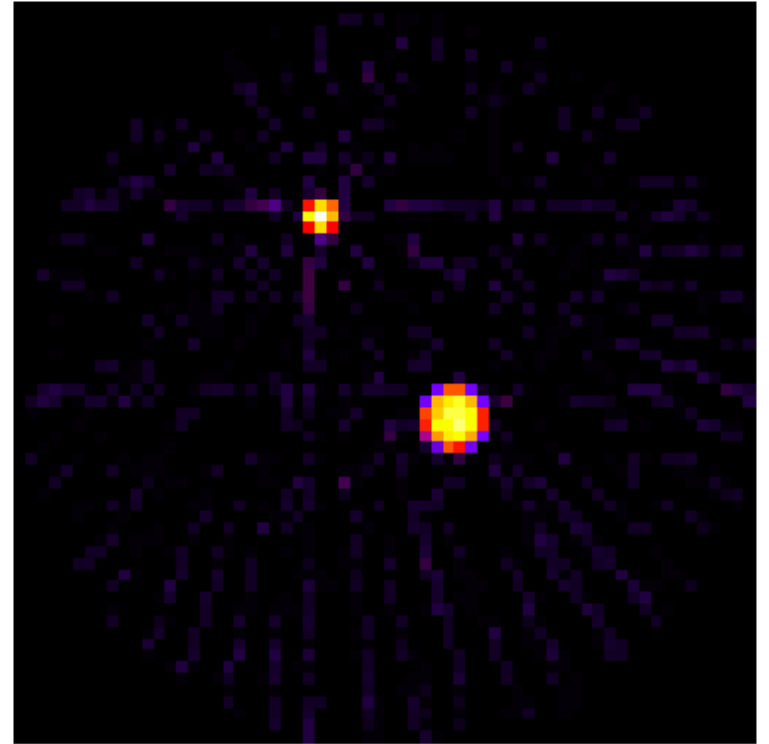
En fait, on effectue le filtrage avant la rétroprojection.

Méthode de rétroprojection filtrée : principe





- Figure 6 -
Epandage selon l'ensemble des directions



- Figure 14 -
Epandage des rétroprojections filtrées

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 $+1000$ UH, 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.

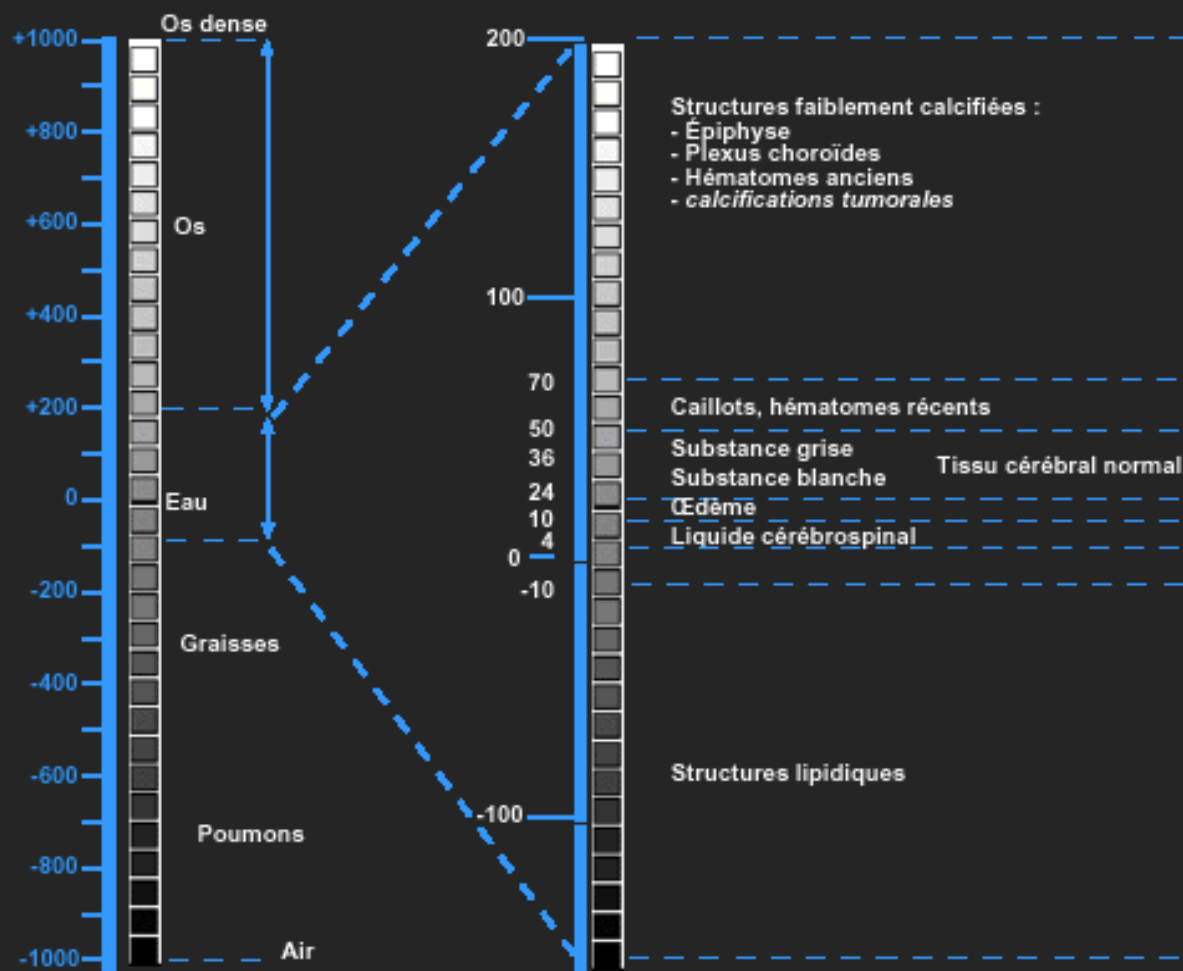
On ne peut donc visualiser toute la dynamique de l'échelle d'Hounsfield (4096 niveaux) avec l'échelle de gris.

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

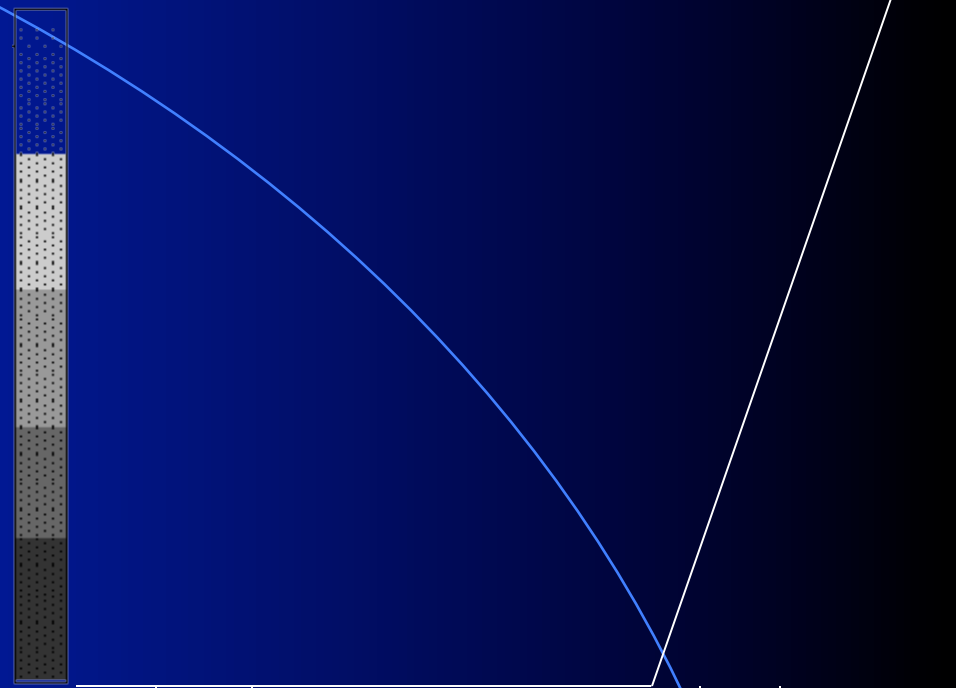




air Trame
pulmonaire

OS

Fenêtre adaptée à l'étude
du parenchyme pulmonaire

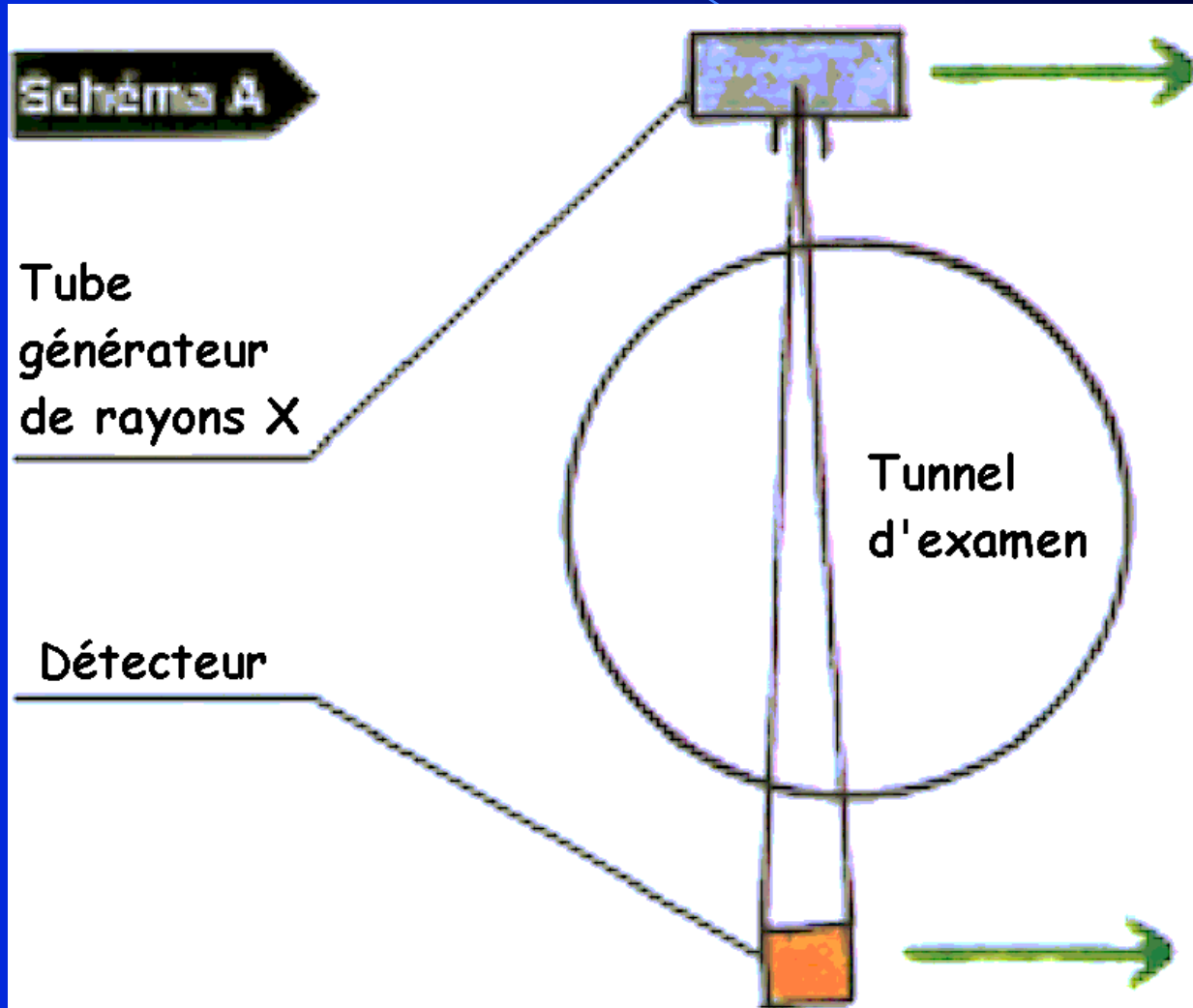


air

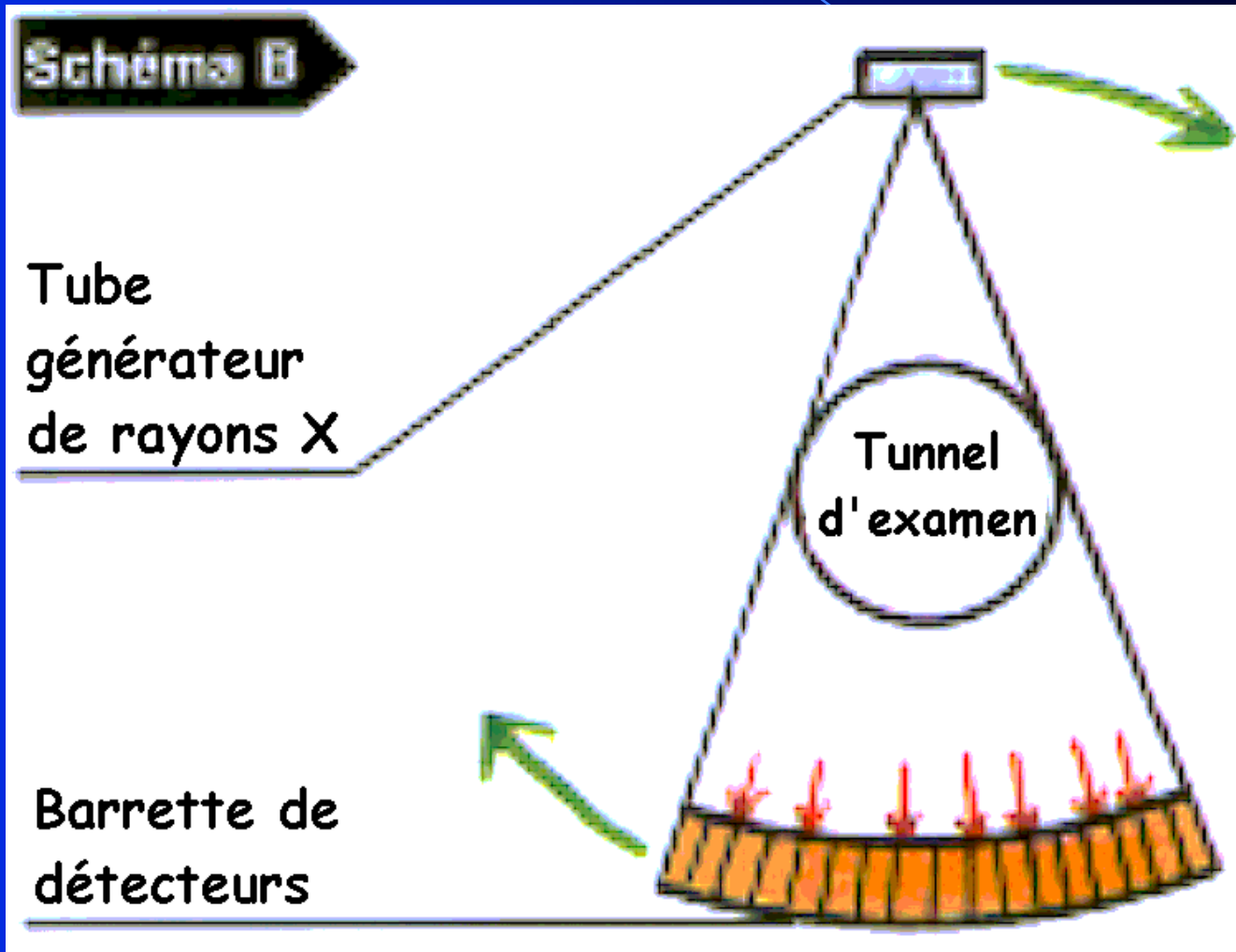
OS
Travées
osseuses

Fenêtre adaptée à l'étude
Des structures osseuses

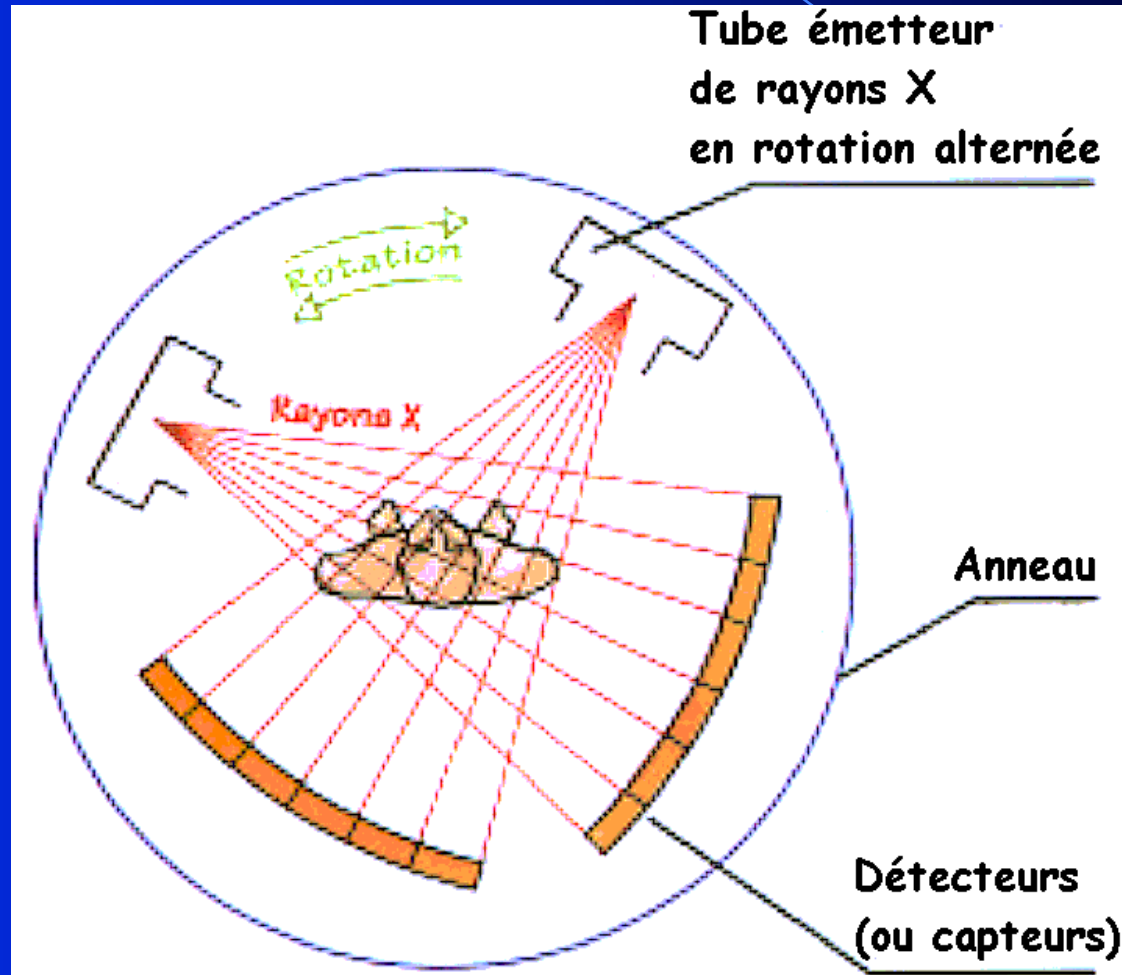
Premier prototype, constitué uniquement d'un tube à rayons X et d'un détecteur entre lesquels était placé le patient.



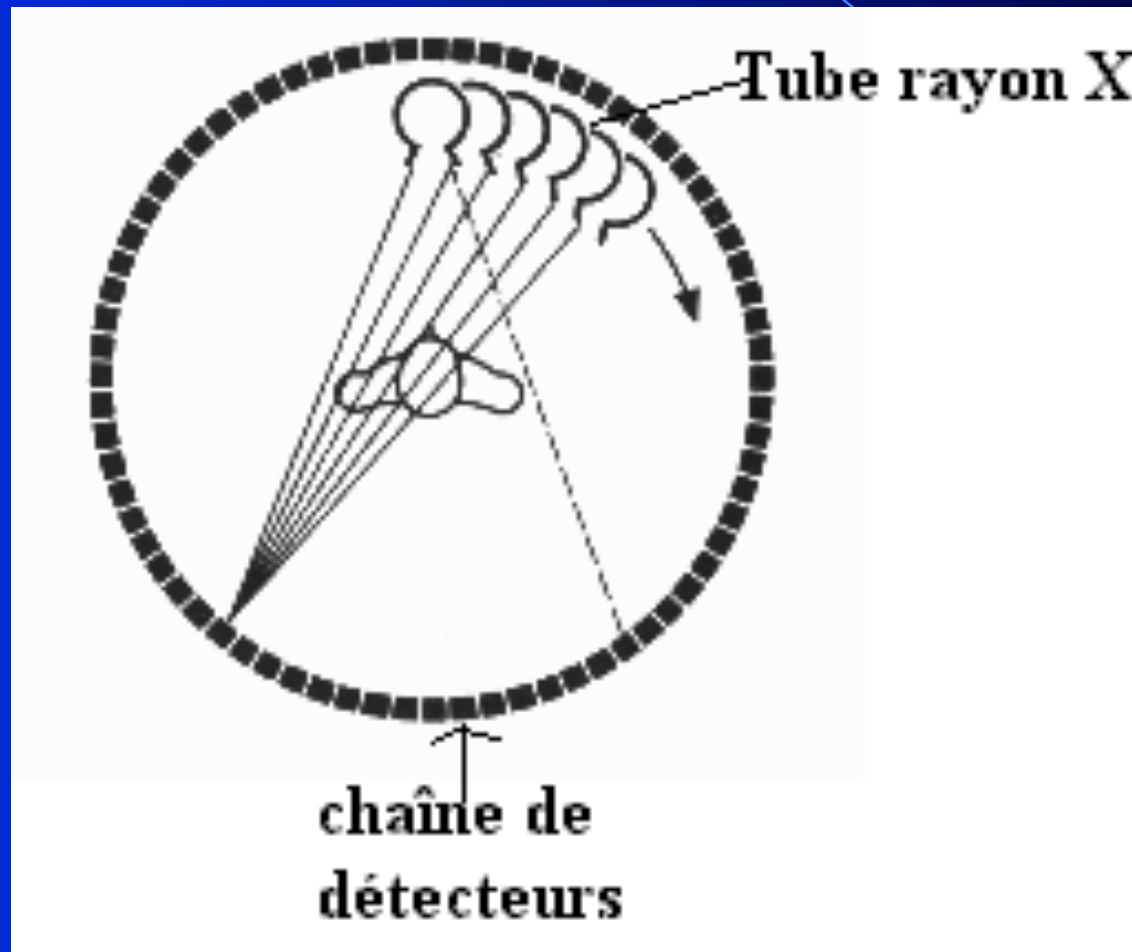
Deuxième génération: au lieu d'envoyer un pinceau de rayons X vers un seul détecteur, le tube envoie un faisceau plus ouvert capté par plusieurs détecteurs. Amélioration de la vitesse de balayage. **20 à 60s par coupe**



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:

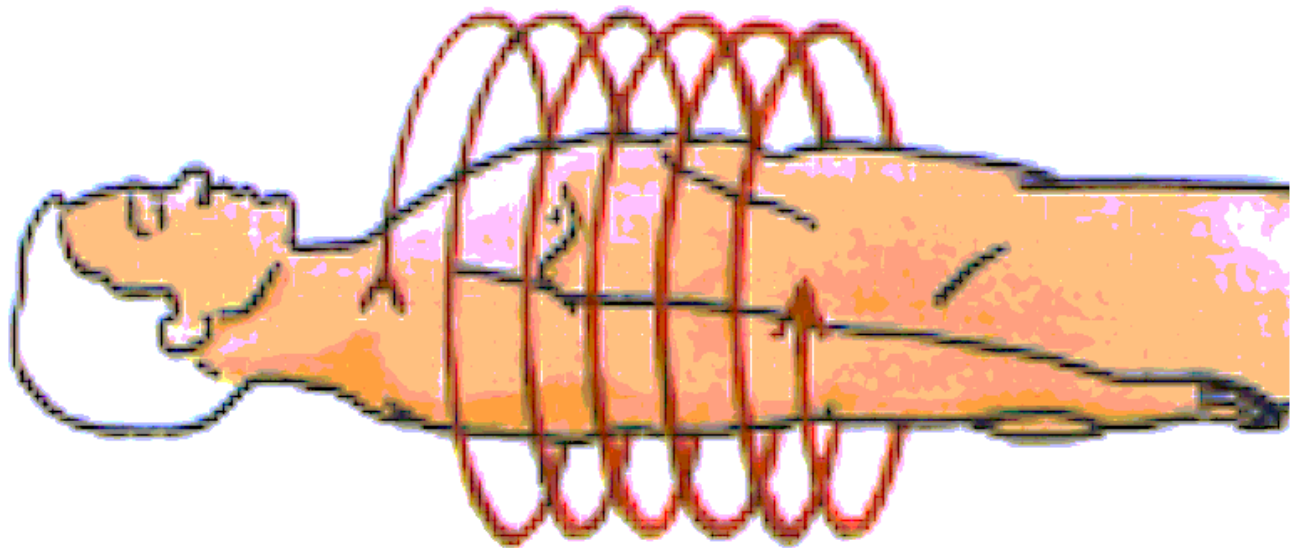
Afin de réduire l'effet de pénombre par une meilleure focalisation et augmenter la distance patient-tube, cette nouvelle génération place le tube à rayons X en dehors de la couronne, cette couronne est animée d'un mouvement de nutation, les détecteurs proches du tube s'effaçant pour laisser passer le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



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

METHODES RADIOLOGIQUES

Analogiques

**Radiologie
conventionnelle**

**Tomographie
radiologique**

Statique

**Radiographie
digitale**

Digitales

**Tomodensitométrie
(scanner)**

Statique ou dynamique

Radioscopie

**Radioscopie avec
moniteur TV**

Dynamique

**Angiographie
numérisée**

Dynamique

