

RADIOLOGIE

Dr L. Sarda-Mantel
Service de Médecine Nucléaire
Hôpital Bichat

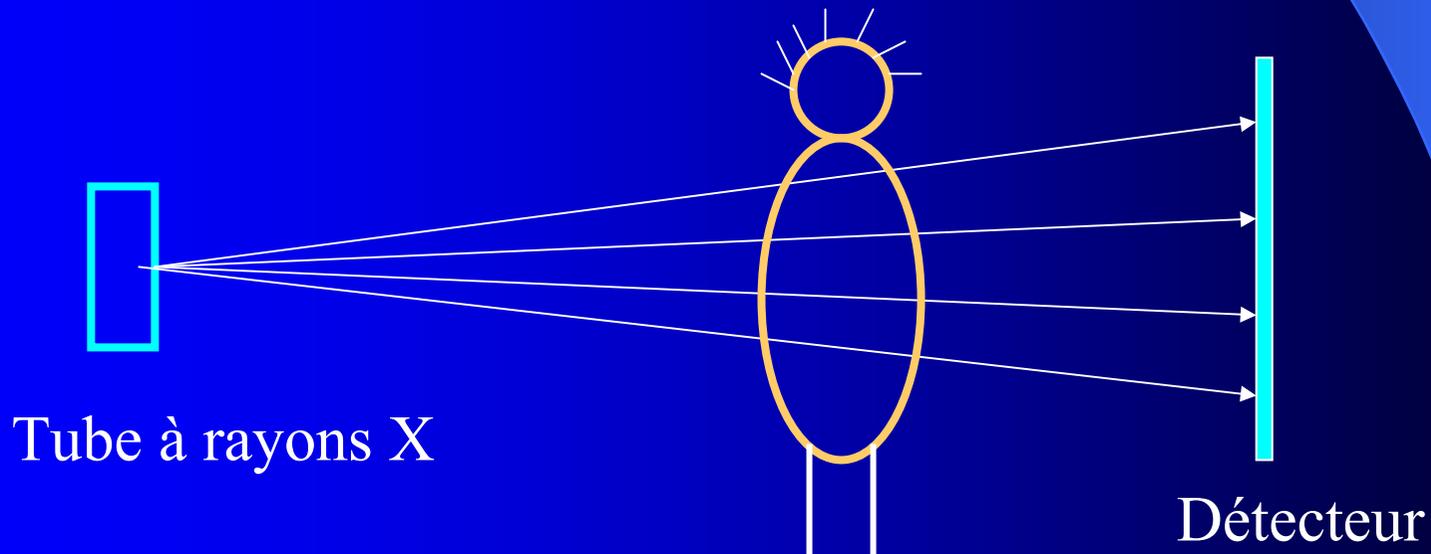
Introduction

- 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:

$$\underline{E = h \cdot \nu = h \cdot c / \lambda}$$

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.

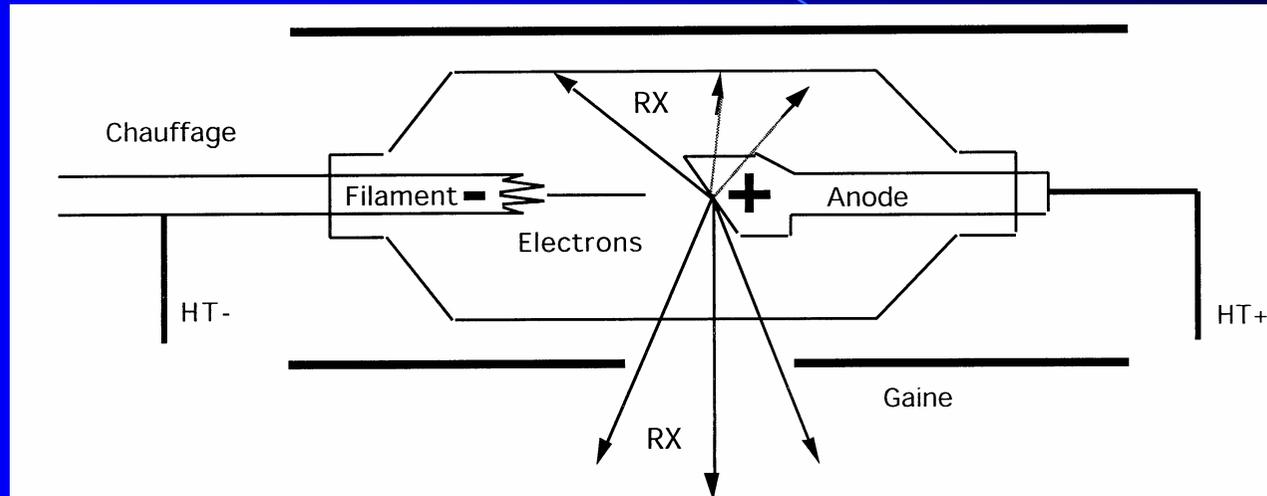
Les rayons X

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}	$> 10^{19}$

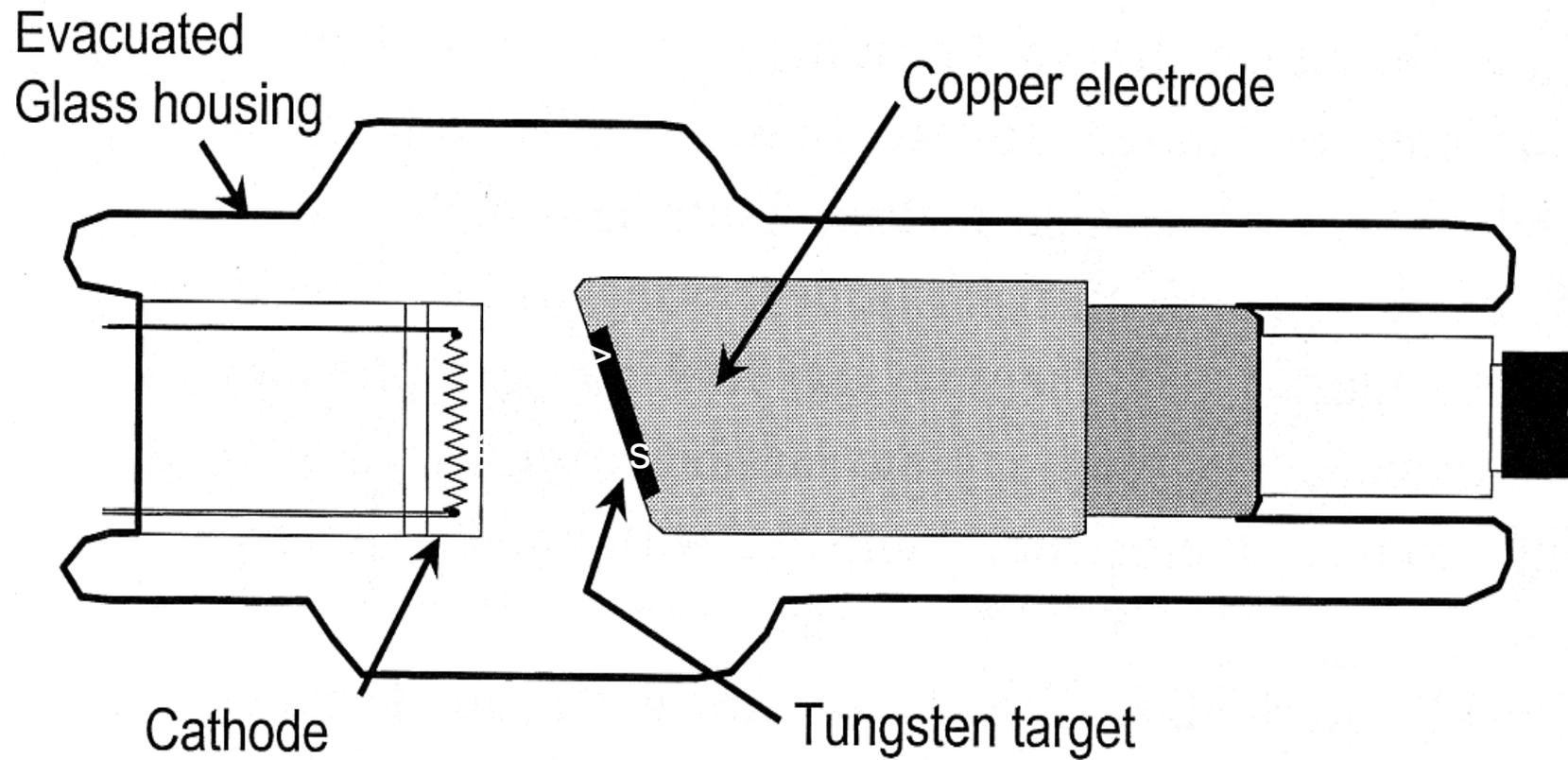
(les valeurs de ce tableau sont arrondies)

Production des rayons X: Le tube à rayons X

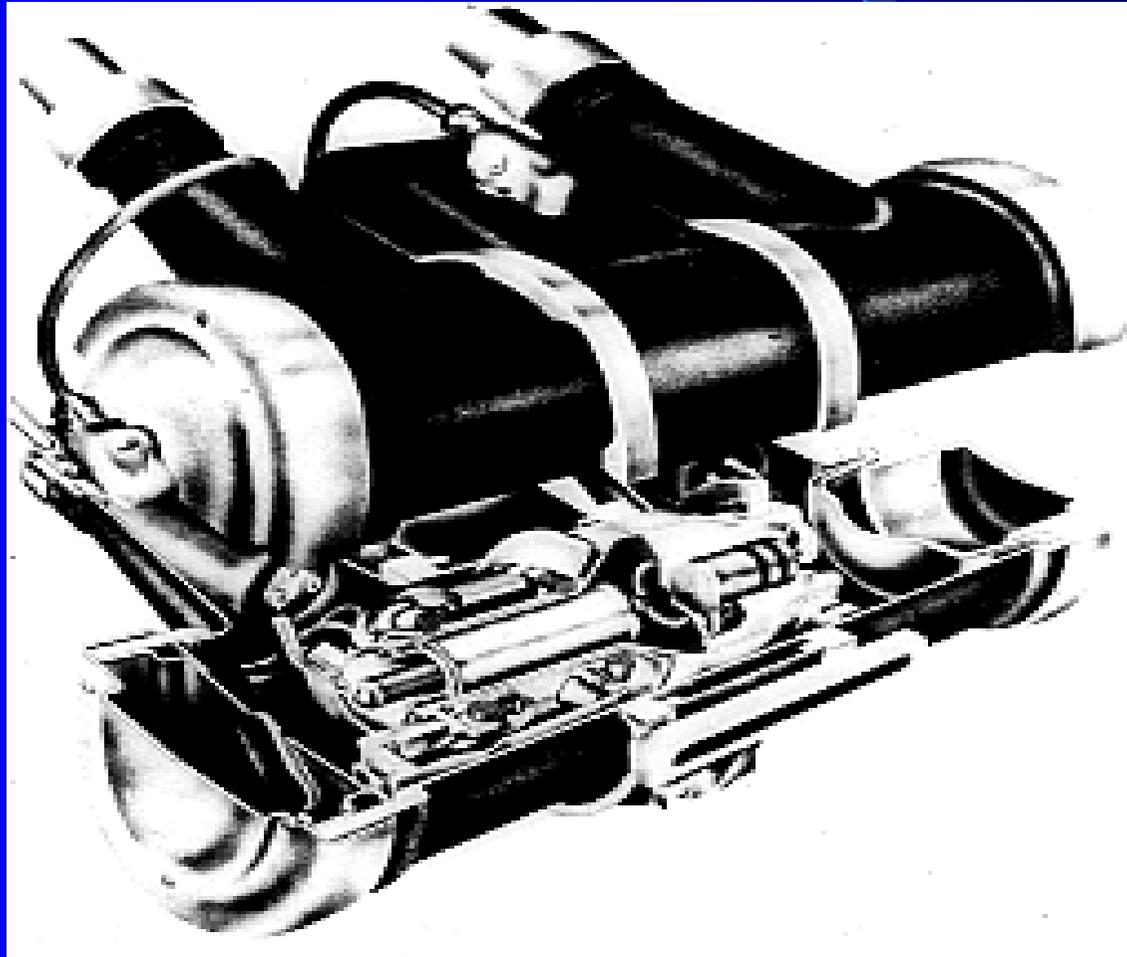


Dans une enceinte de verre où règne le vide, des électrons sont émis par un filament dans lequel circule un courant électrique. Ceux-ci sont accélérés en direction d'une anode par un champ électrique créé par une ddp élevée ($U = 40$ à 120 kV) entre le filament qui sert de cathode et l'anode. Ces électrons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

TUBE



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

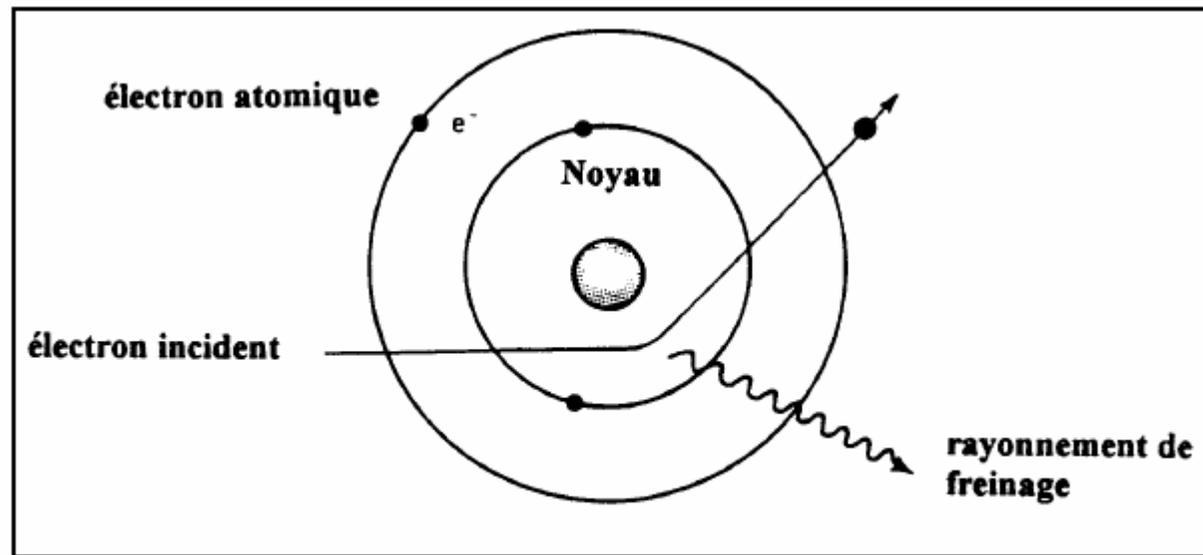
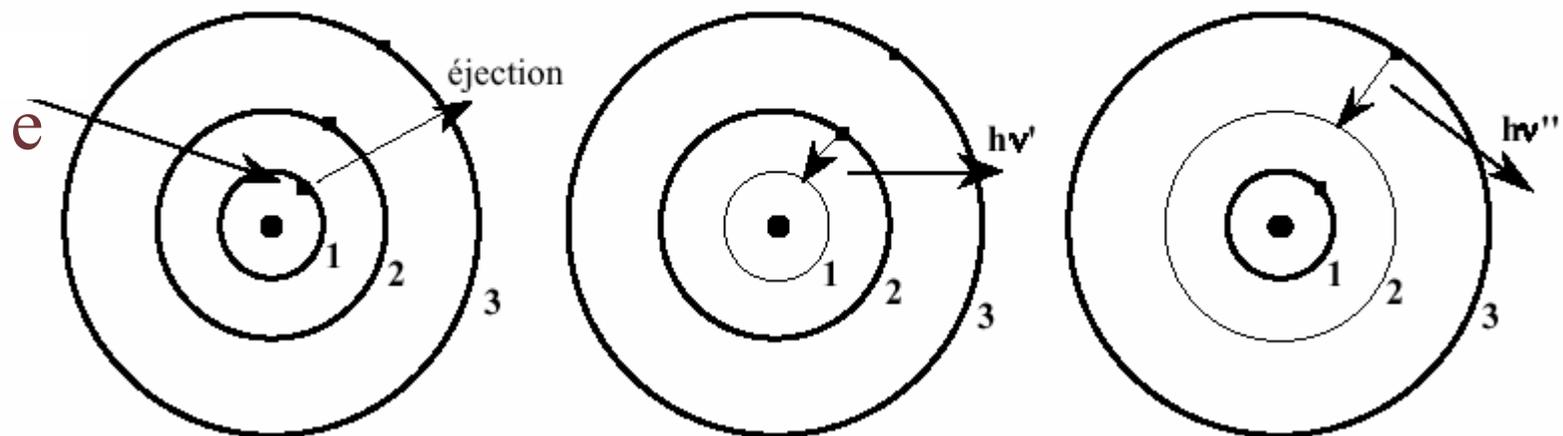


FIG. 2.7. Rayonnement de freinage.

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

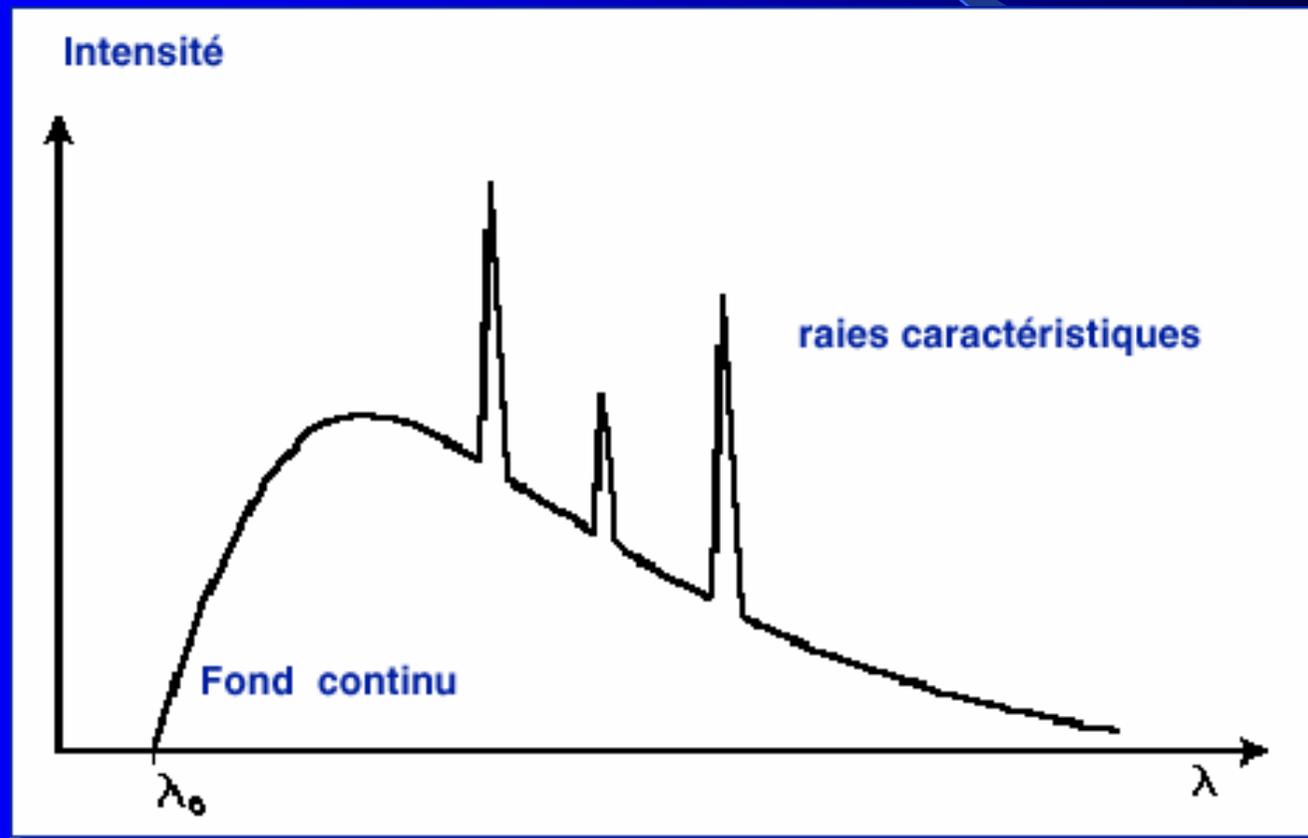
entre 0 et $E_{\max} = T_0$ (qui est f° de U)

2/ Photons de fluorescence = SPECTRE DE RAIES CARACTERISTIQUES

Interactions 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 W1 et finale W2 de l'électron qui change d'orbite : $E = W1 - W2$, d'où le spectre de raies caractéristiques de l'élément composant l'anode

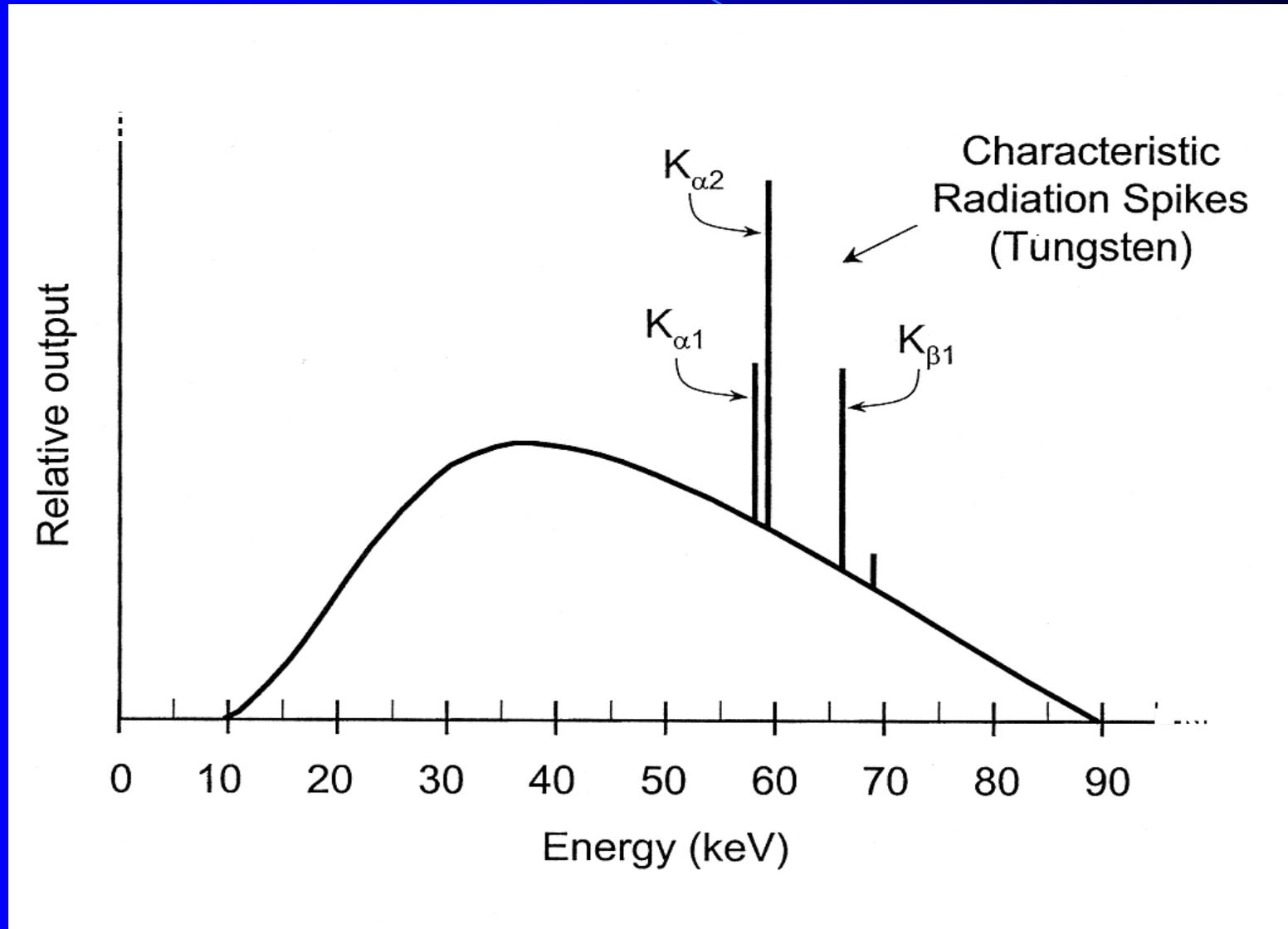
Spectre des rayons X émis par le tube

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

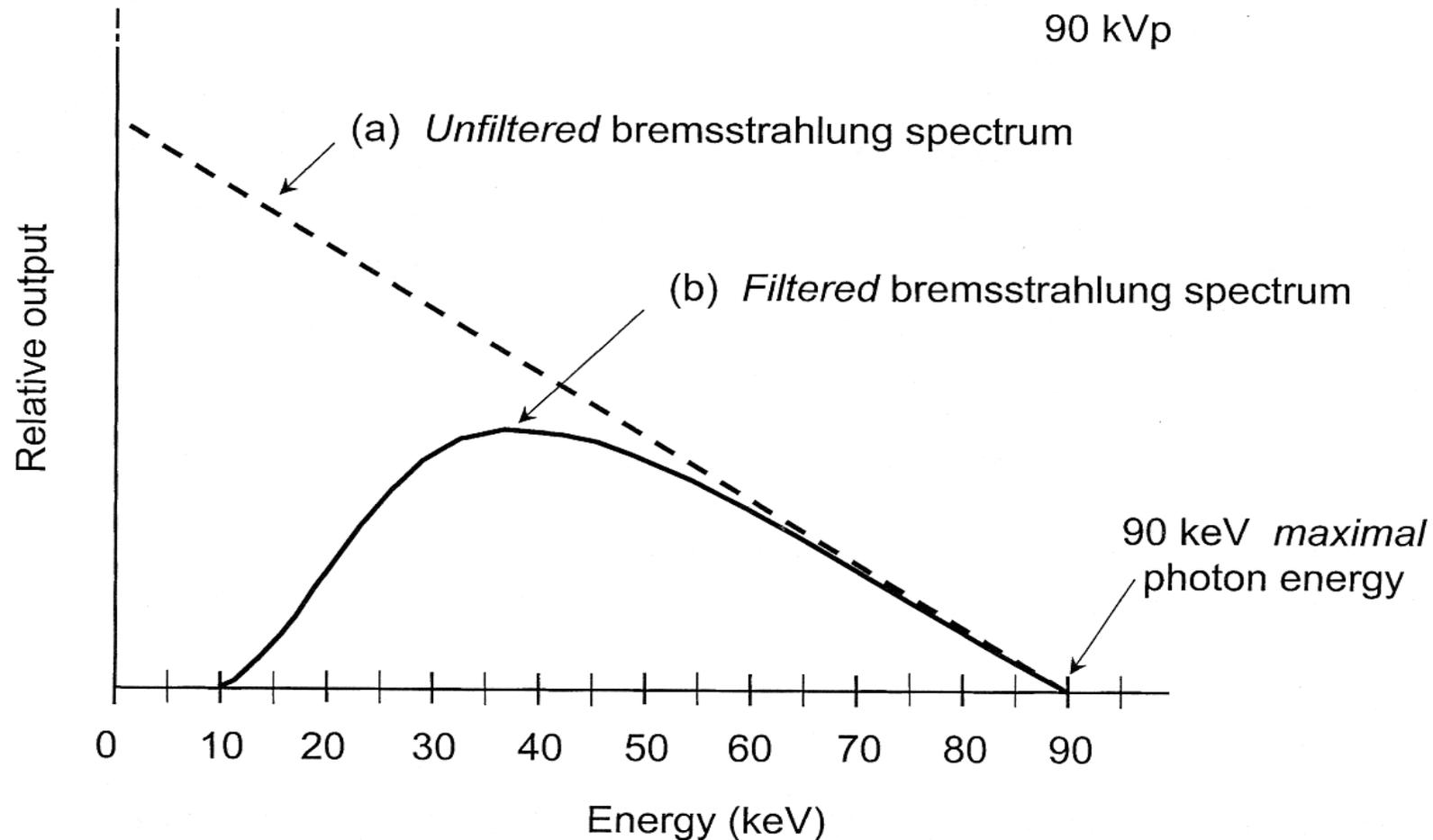


Les X d'énergie très faible sont éliminés par une lame d'aluminium
Placée à la sortie du faisceau

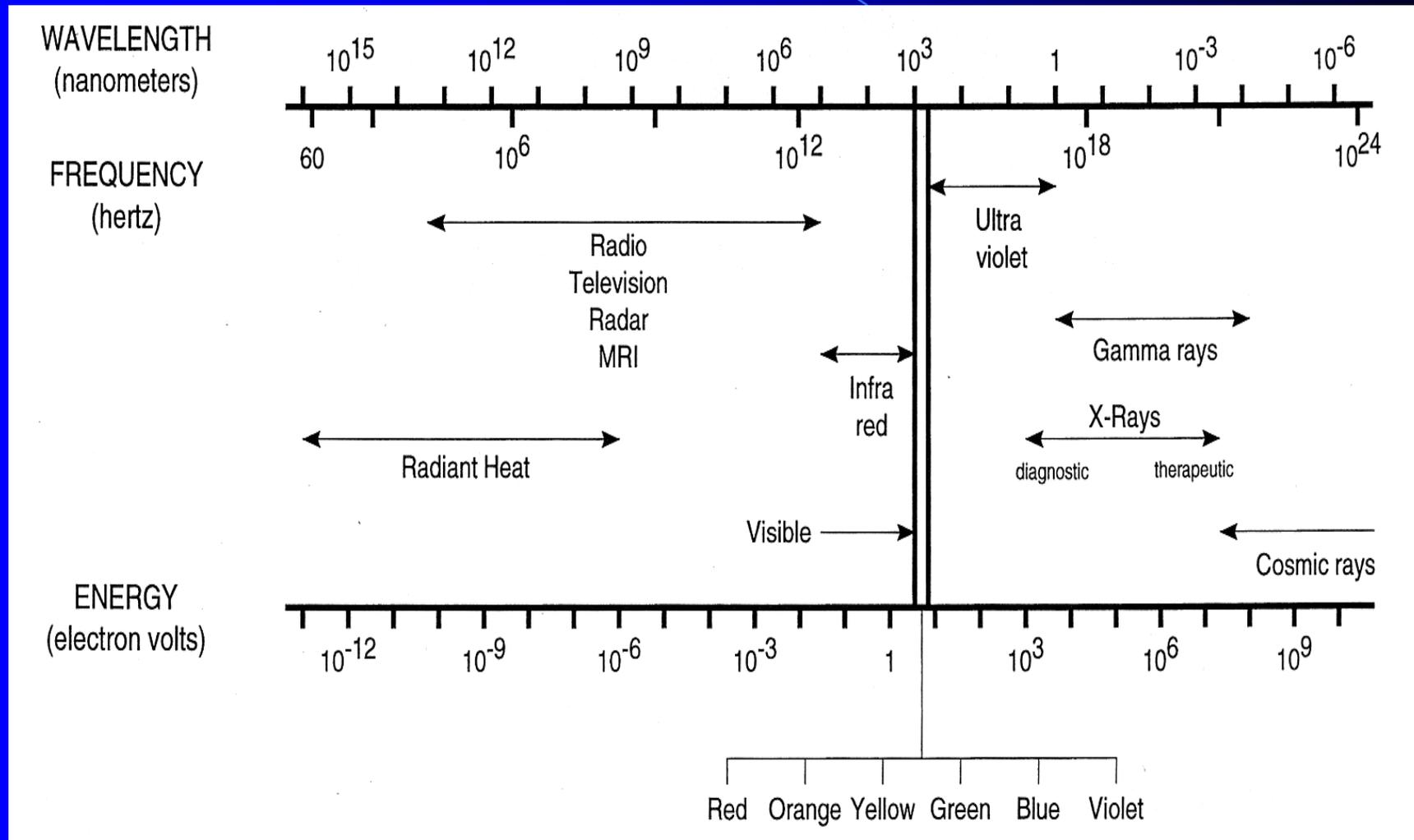
SPECTRE RX



FILTRATION DES BASSES ENERGIES DU SPECTRE



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

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

Cste

Volts

Charge de
l'e-

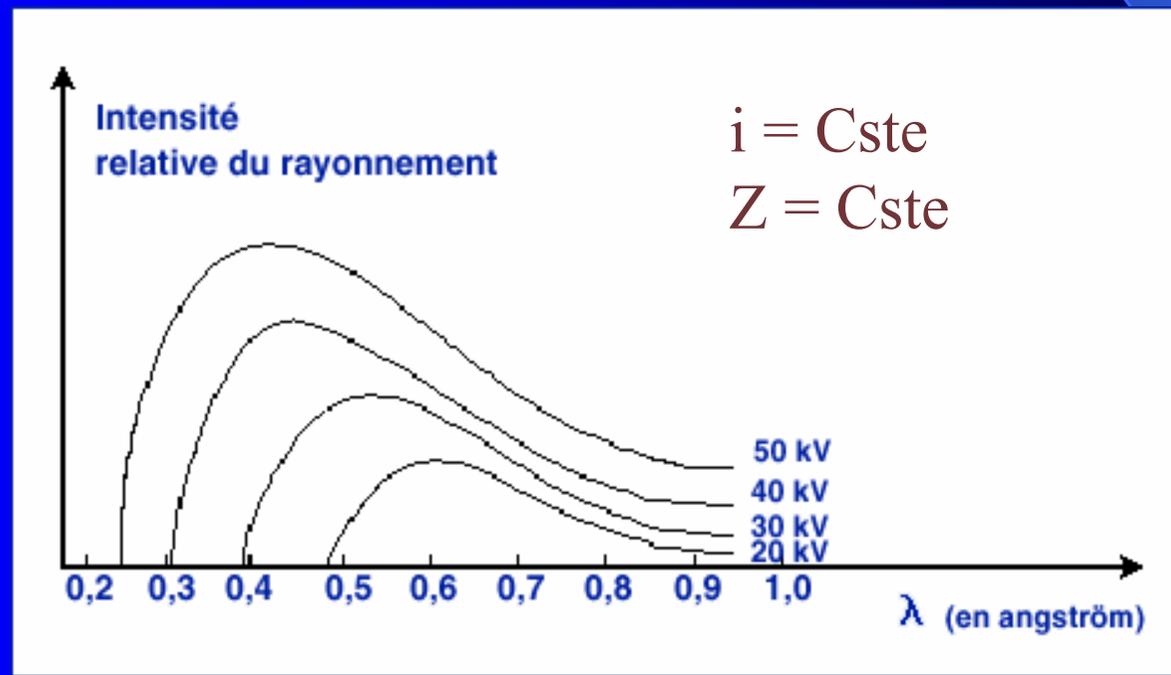
$$q = i . t = n . e$$

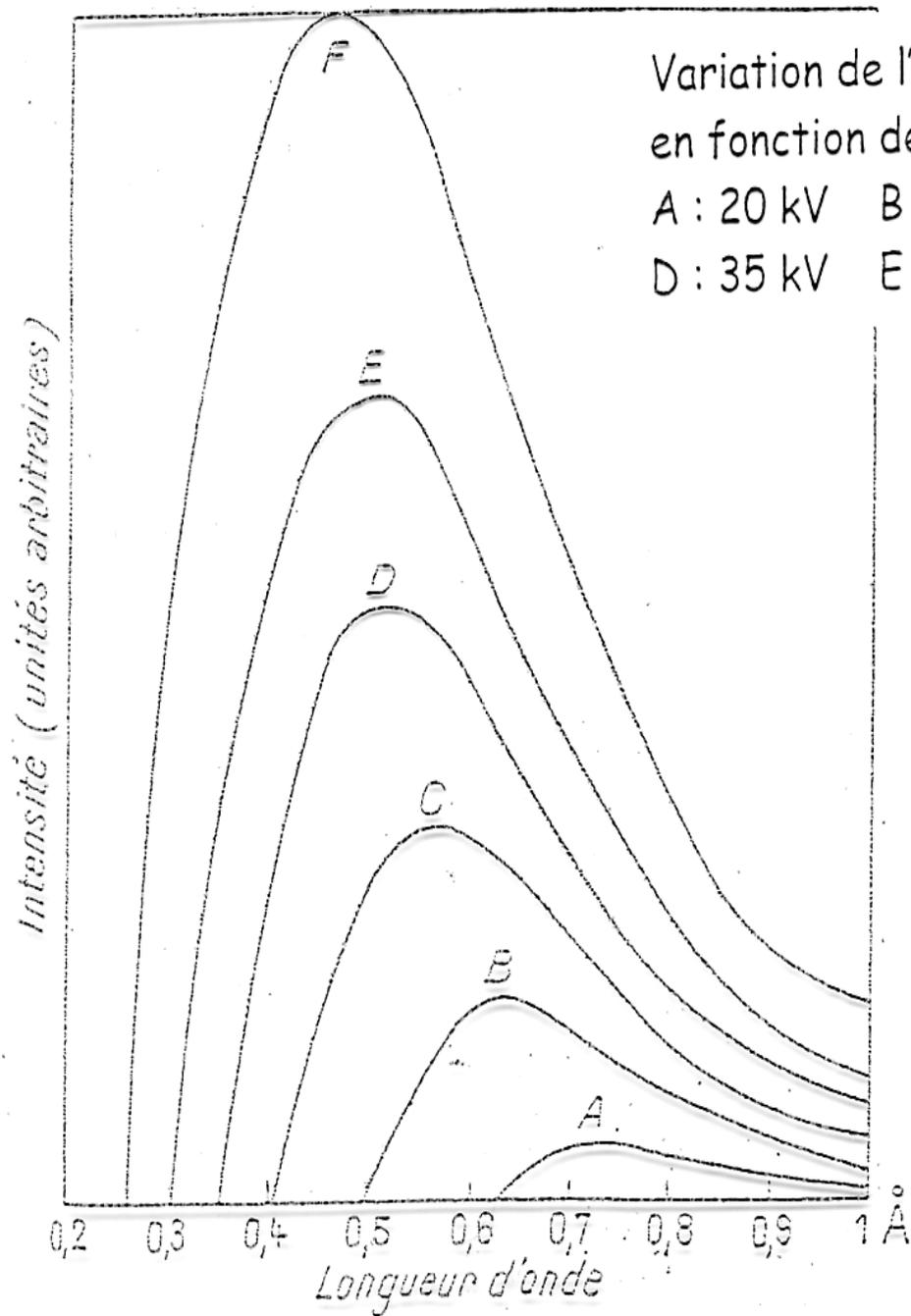
Ampères

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)





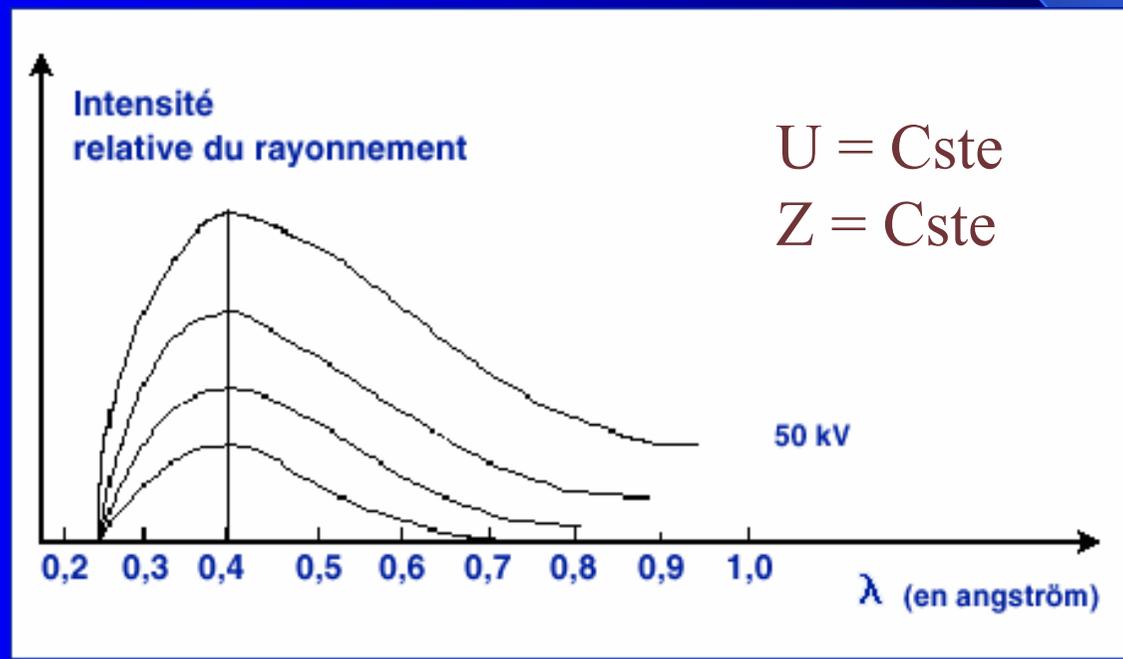
Variation de l'intensité d'un faisceau de rayons X
en fonction de la tension appliquée au tube :

A : 20 kV B : 25 kV C : 30 kV

D : 35 kV E : 40 kV F : 50 kV

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

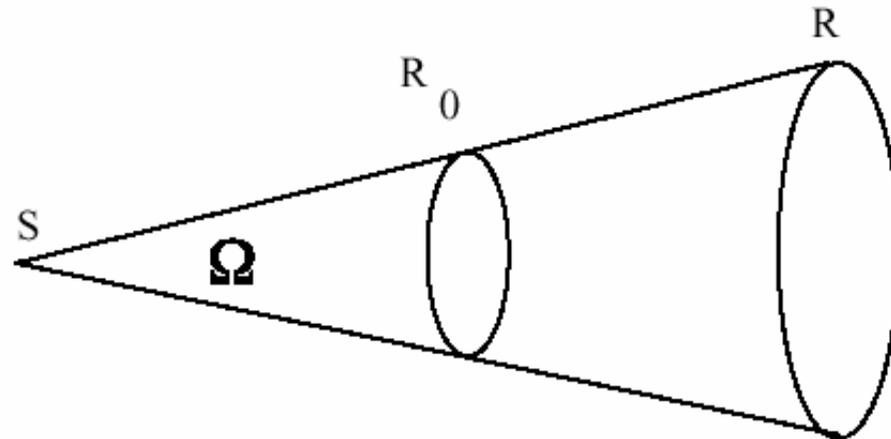
En pratique, on exprime la quantité de rayonnement en 1 point par l'exposition X en Coulombs / Kg d'air (mesure du nombre de paires d'ions formées par le rayonnement dans une masse d'air connue dans une chambre d'ionisation).

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 \Rightarrow diffusion.
- 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

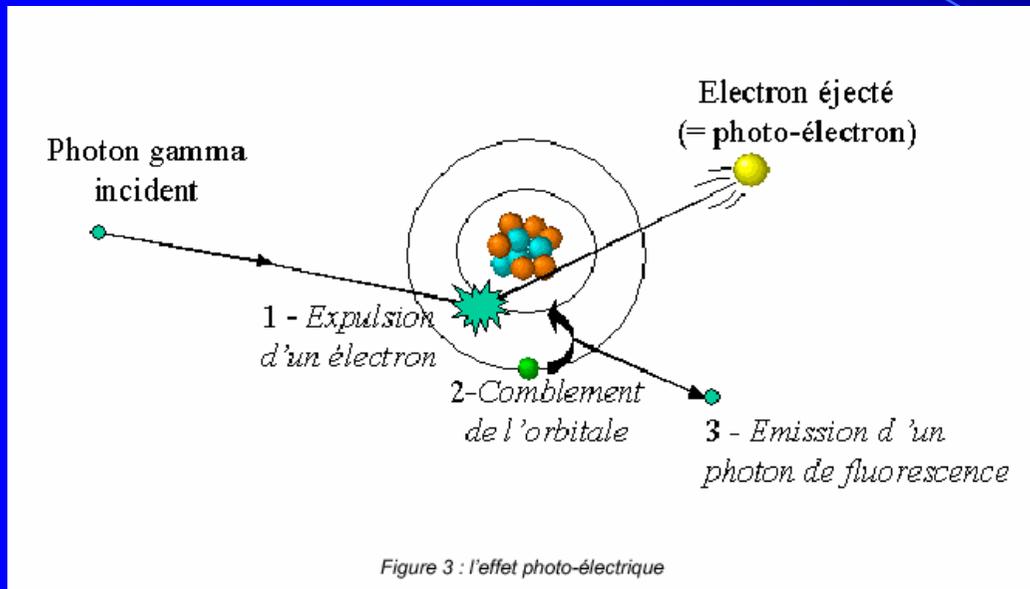
ATTENUATION =

absorption(photoélectrique)

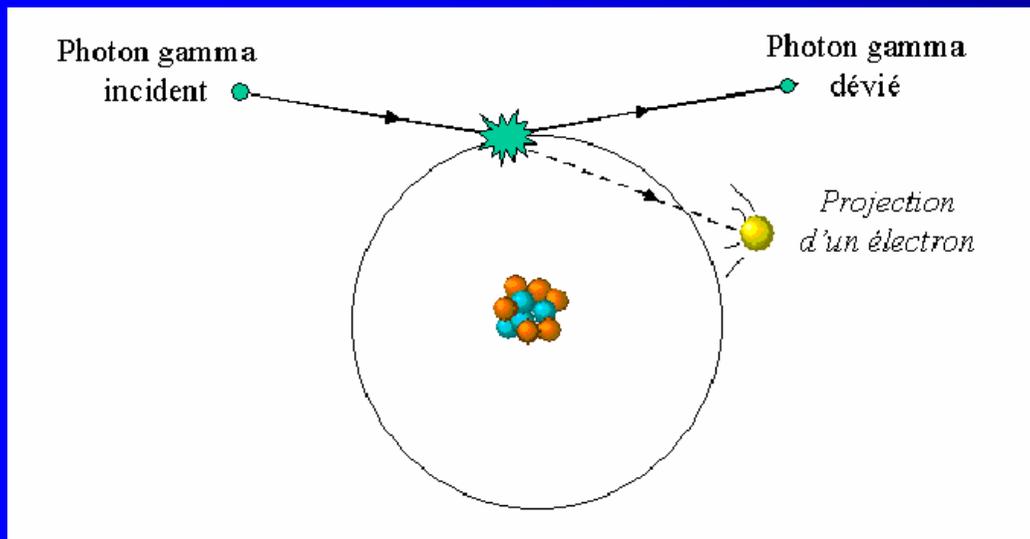
+

Diffusion (Compton)

Interaction des photons avec la matière

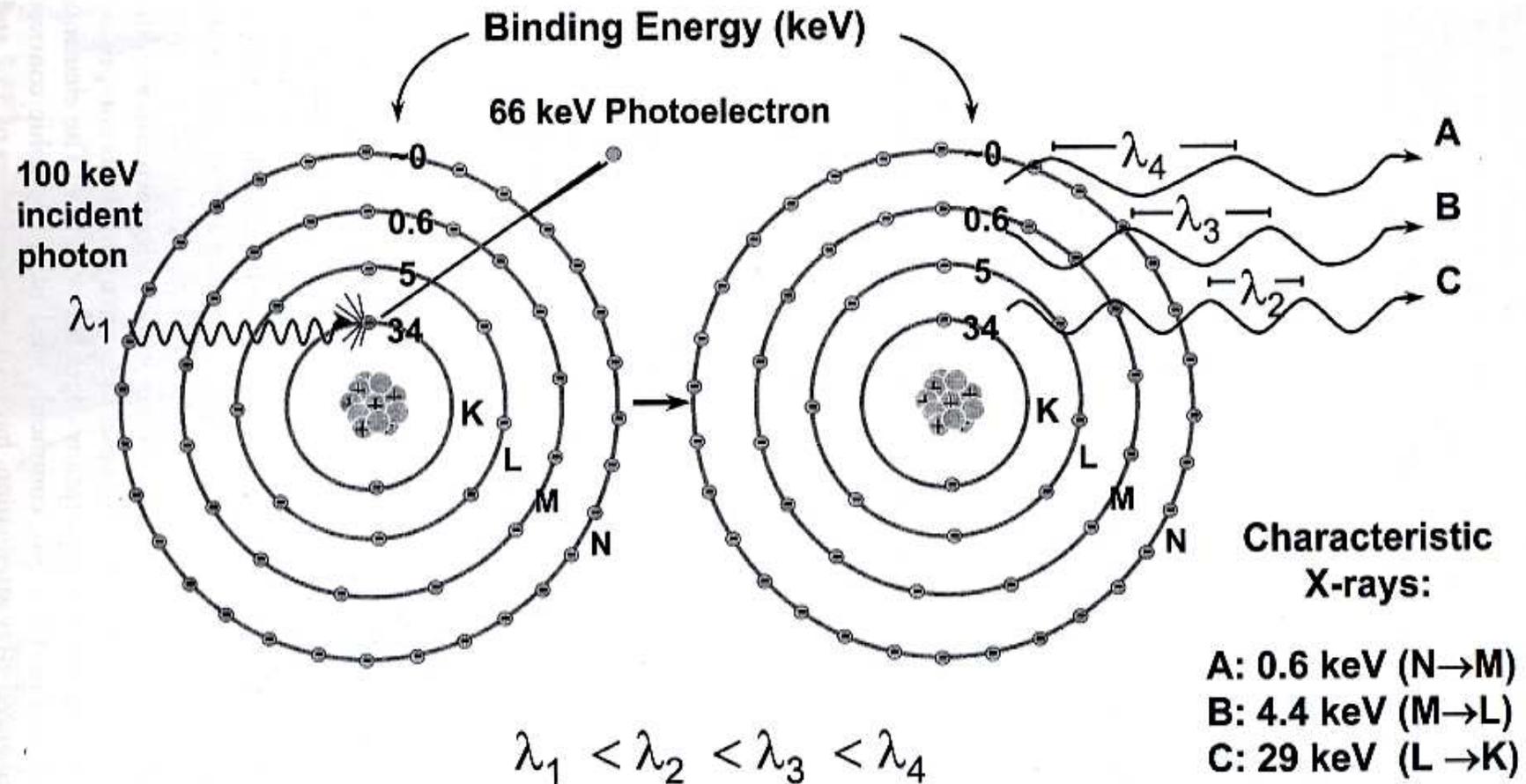


Effet photoélectrique:
Absorption totale de l'énergie
Du photon incident

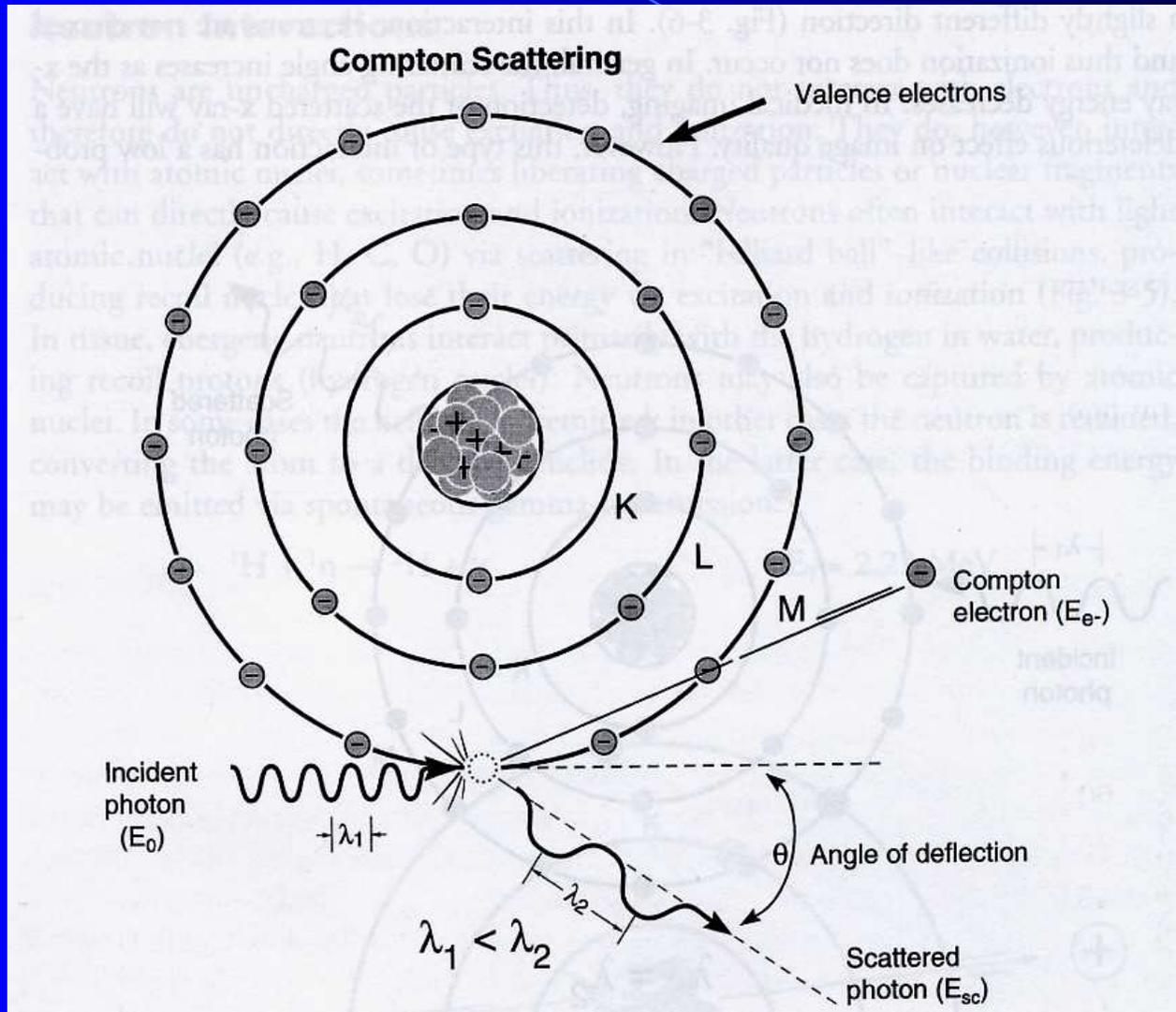


Effet Compton:
Absorption partielle de l'énergie
Du photon incident

EFFET PHOTOELECTRIQUE

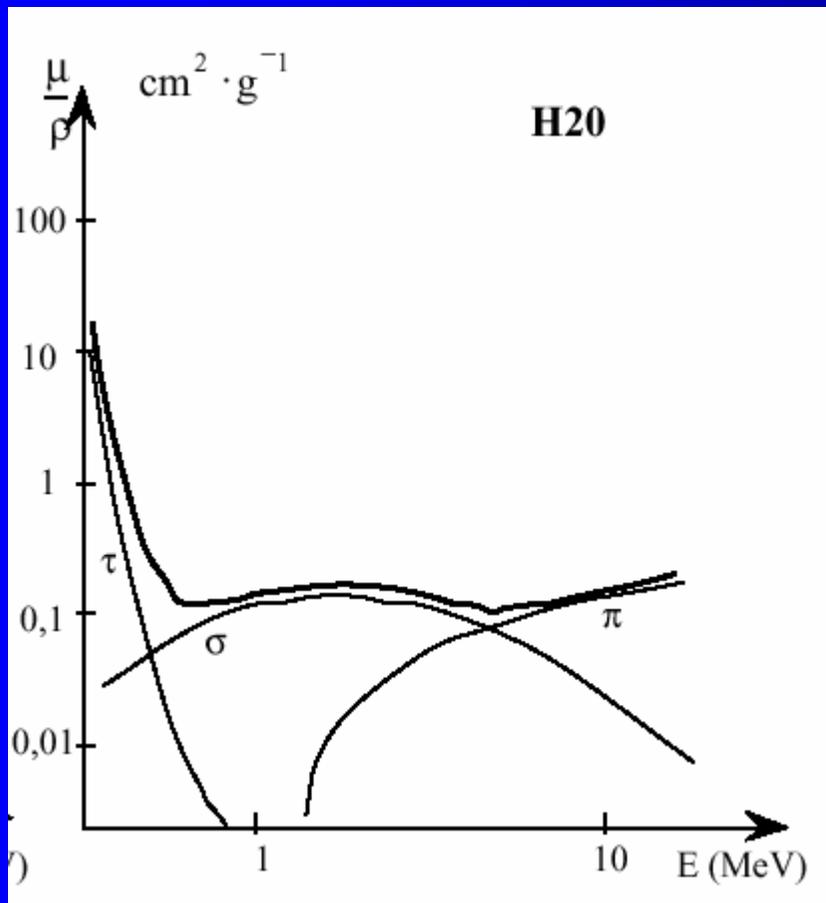


DIFFUSION COMPTON



Interaction des photons avec la matière

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

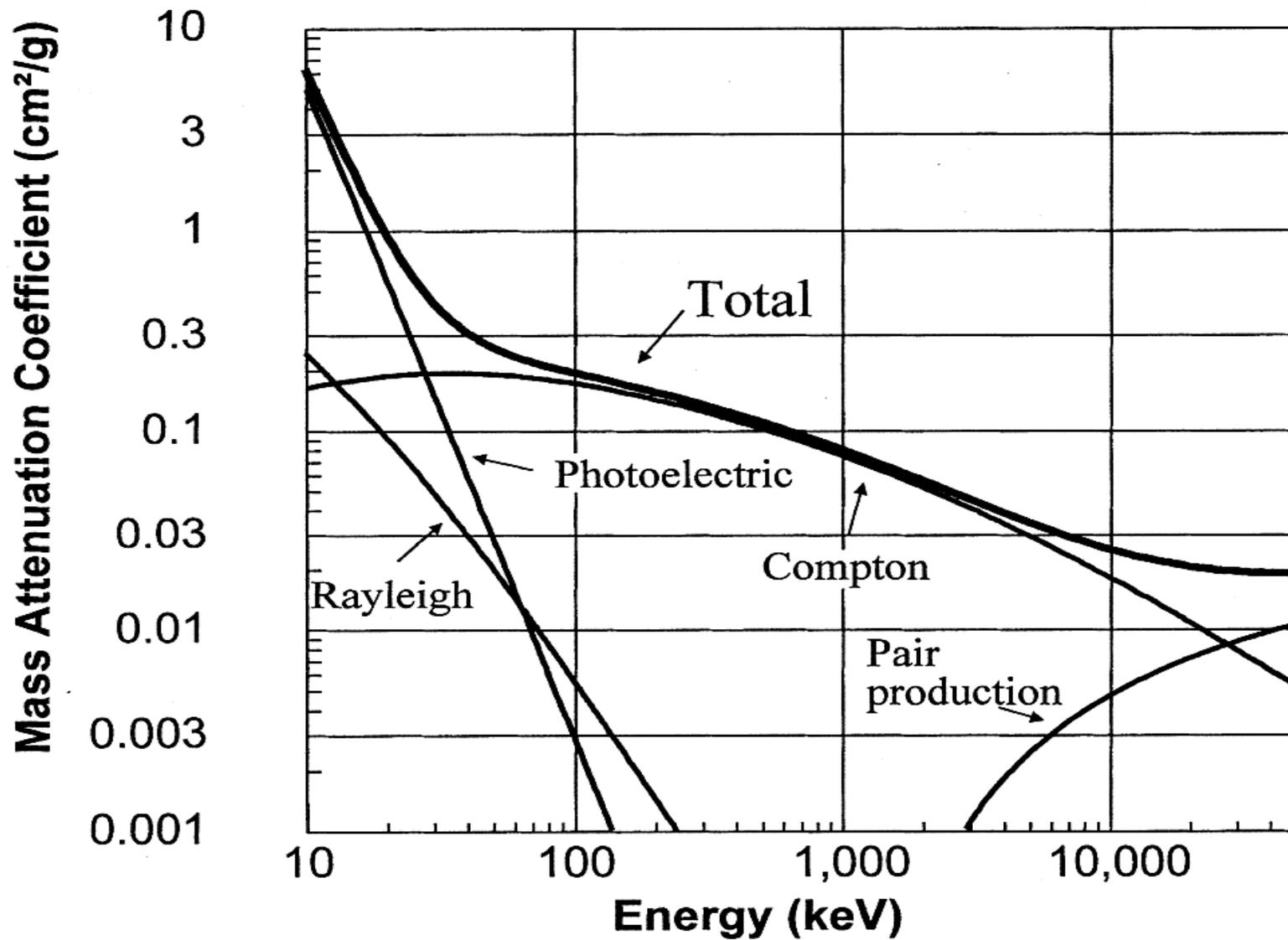


σ = coeff atténuation due au Compton

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%

ATTENUATION MONOENERGETIQUE

L'effet global est proportionnel à l'épaisseur de matière traversée, c'est à dire que la diminution du nombre de photons du faisceau par absorption est égal à la probabilité globale d'interaction multipliée par l'épaisseur traversée :

$$\frac{-dN}{N} = \mu \cdot dx \quad \text{ou} \quad \frac{dN}{N} = -\mu \cdot dx$$

$E = N \cdot h\nu$ pour un faisceau mono énergétique, la loi d'interaction de l'énergie E_0 du faisceau incident s'écrit :

$$E = E_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$\text{ou : } E_t = E_0 \cdot e^{-\frac{\ln 2}{CDA} x}$$

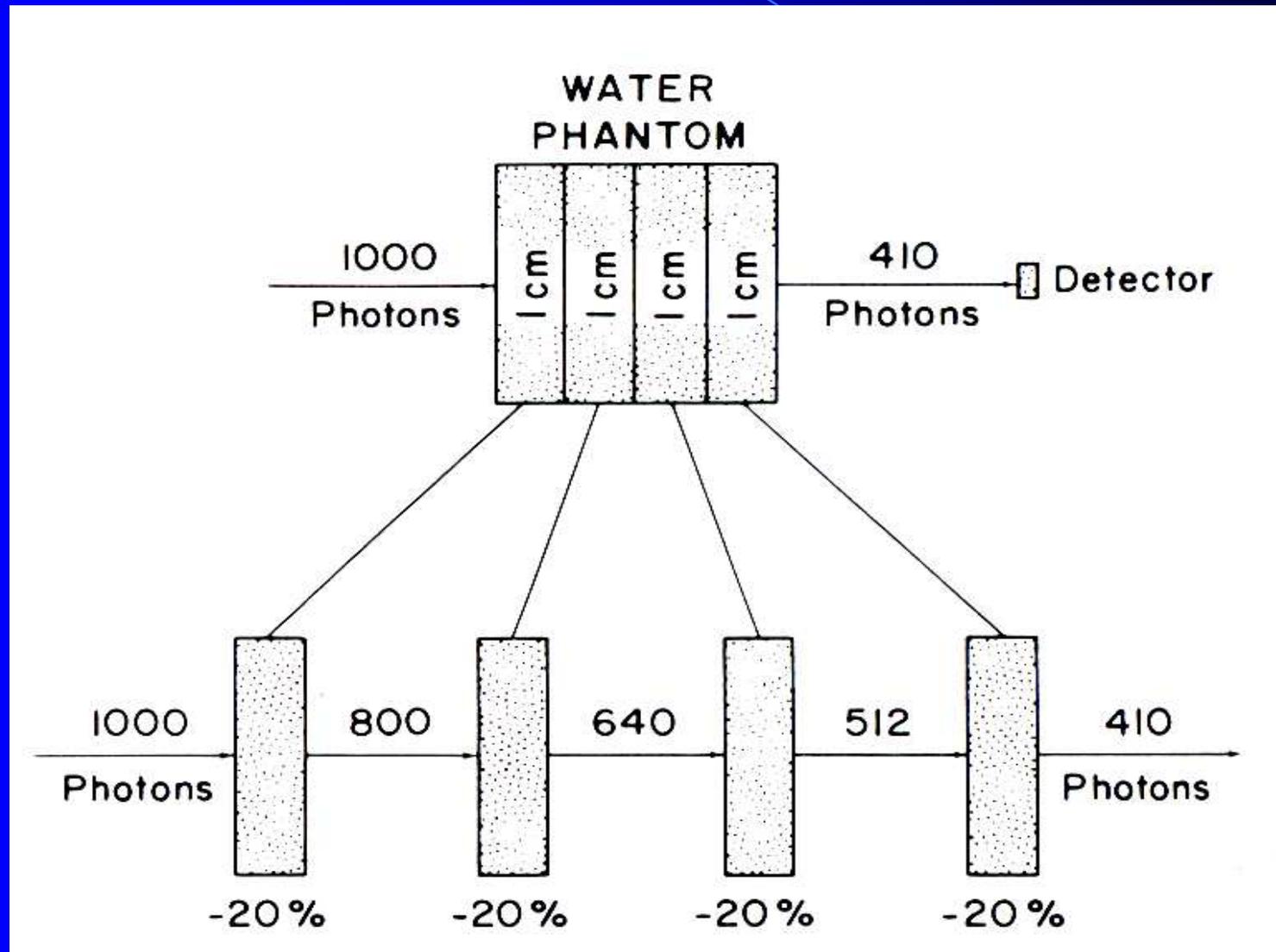
avec : E_t : énergie transmise
 E_0 : énergie incidente
CDA : couche de demi atténuation
X : épaisseur traversée

Le faisceau perd son énergie exponentiellement avec l'augmentation de la distance traversée.

Il existe une distance particulière pour laquelle la moitié du faisceau est atténué à chaque fois qu'elle est traversée : la **Couche de Demi Atténuation** :

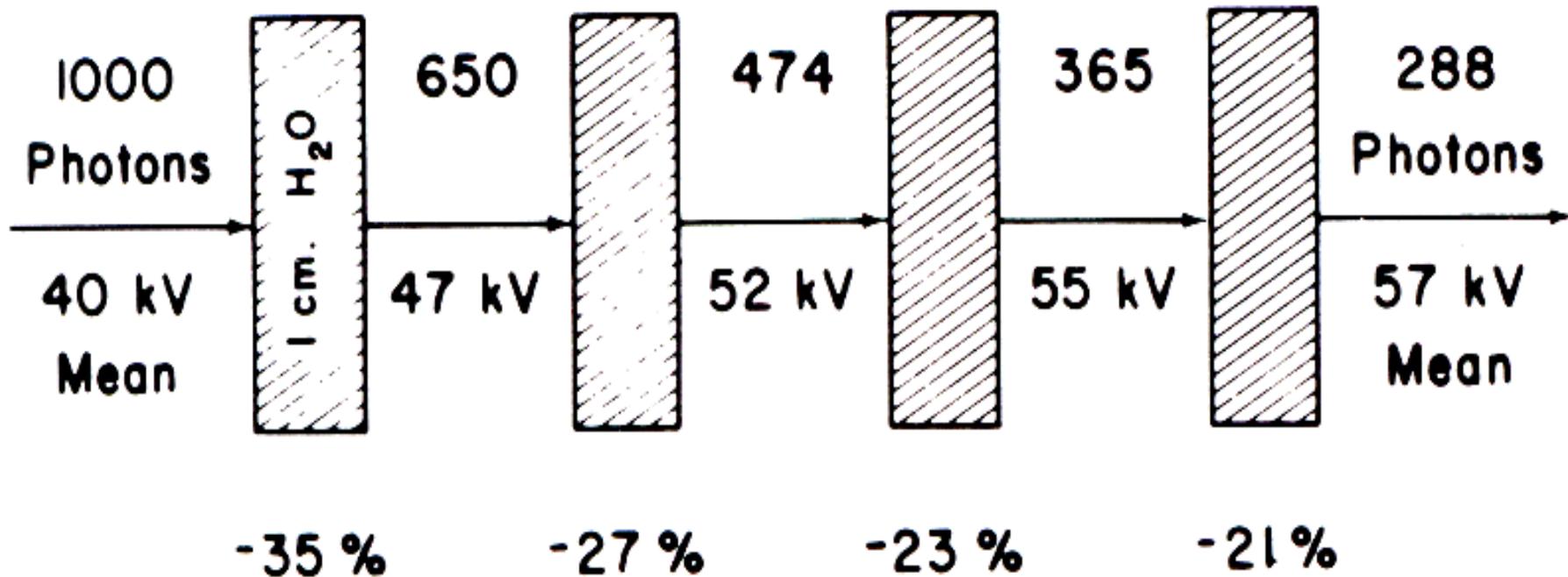
$$\mu = \frac{\ln 2}{CDA}$$

ATTENUATION MONOENERGETIQUE

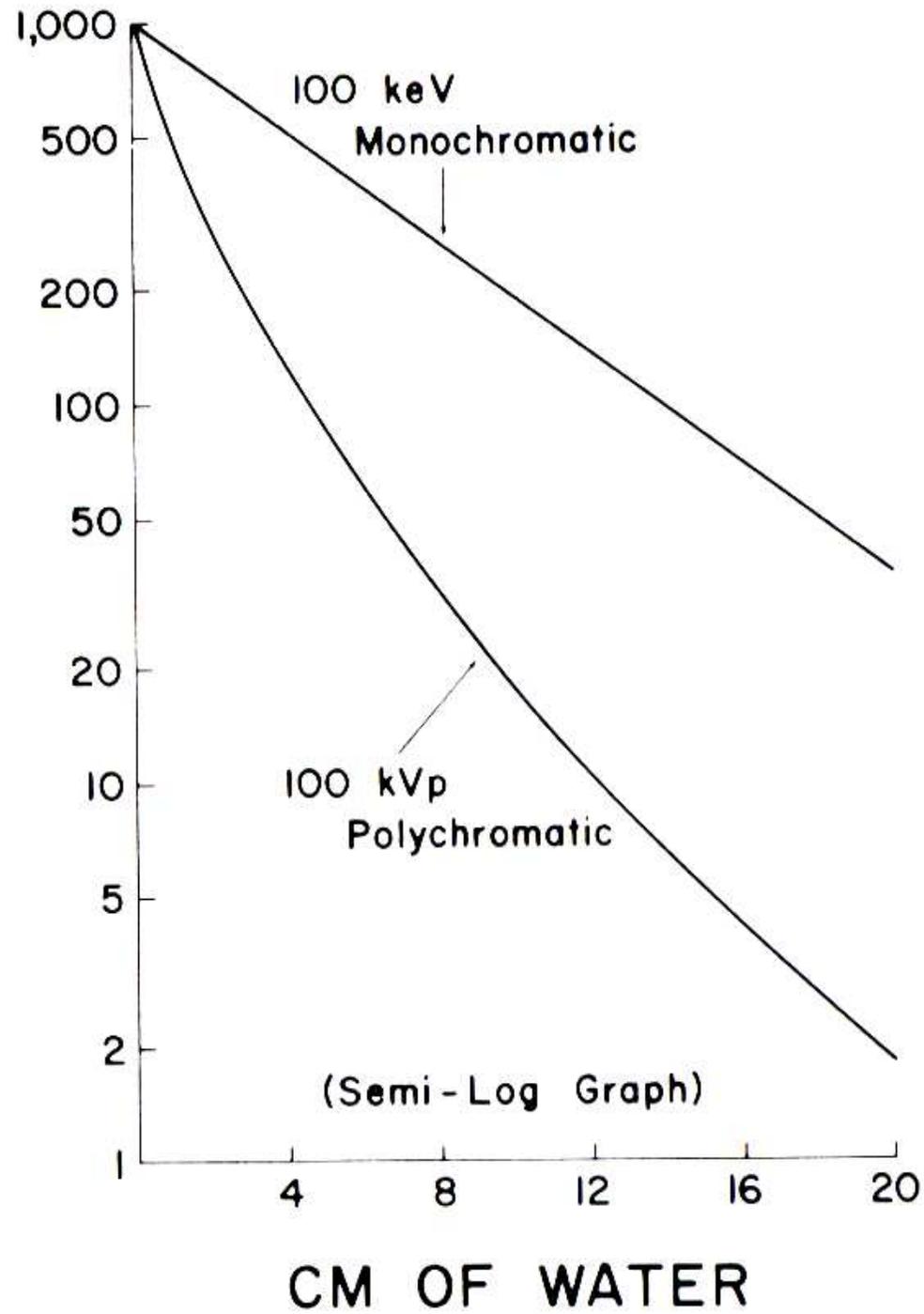


ATTENUATION POLYENERGETIQUE

kVp = 100

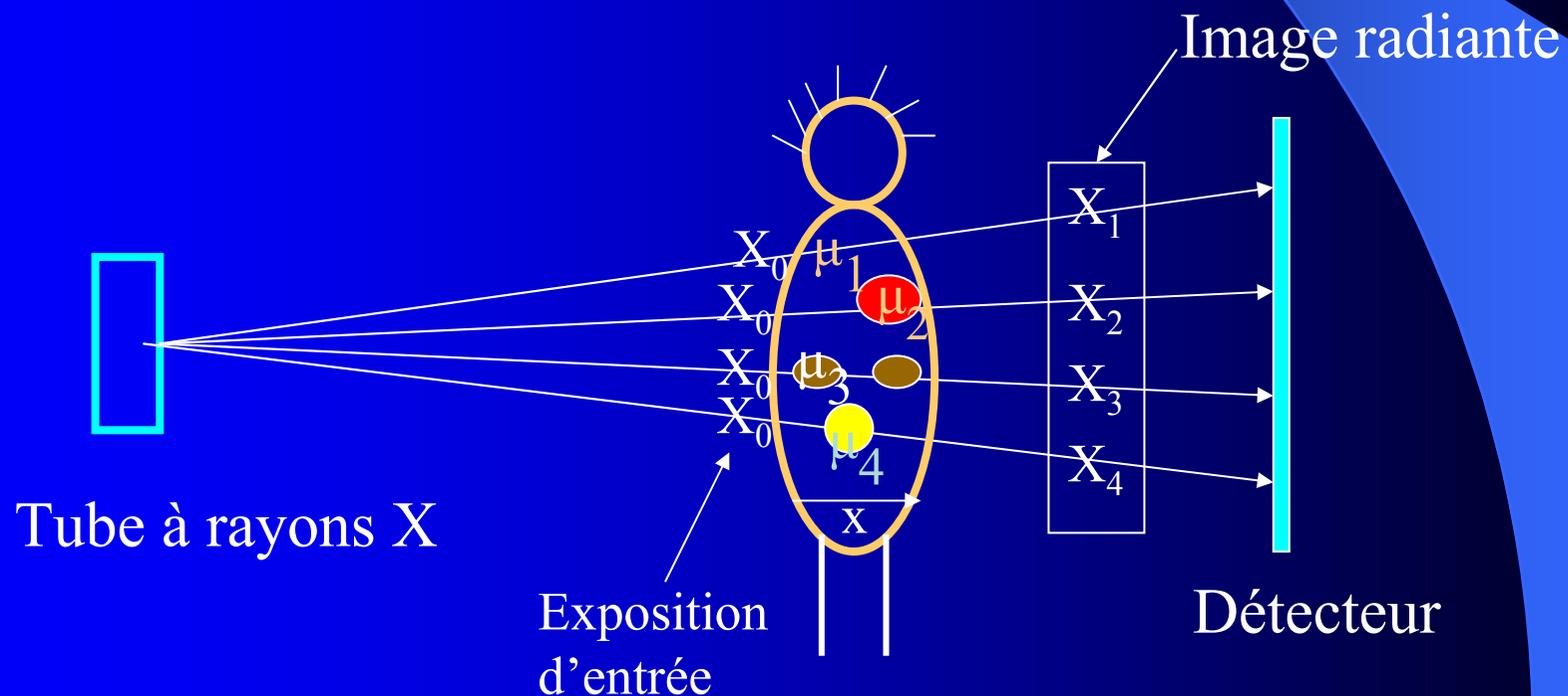


TRANSMITTED PHOTONS



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 \Rightarrow 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 transmise

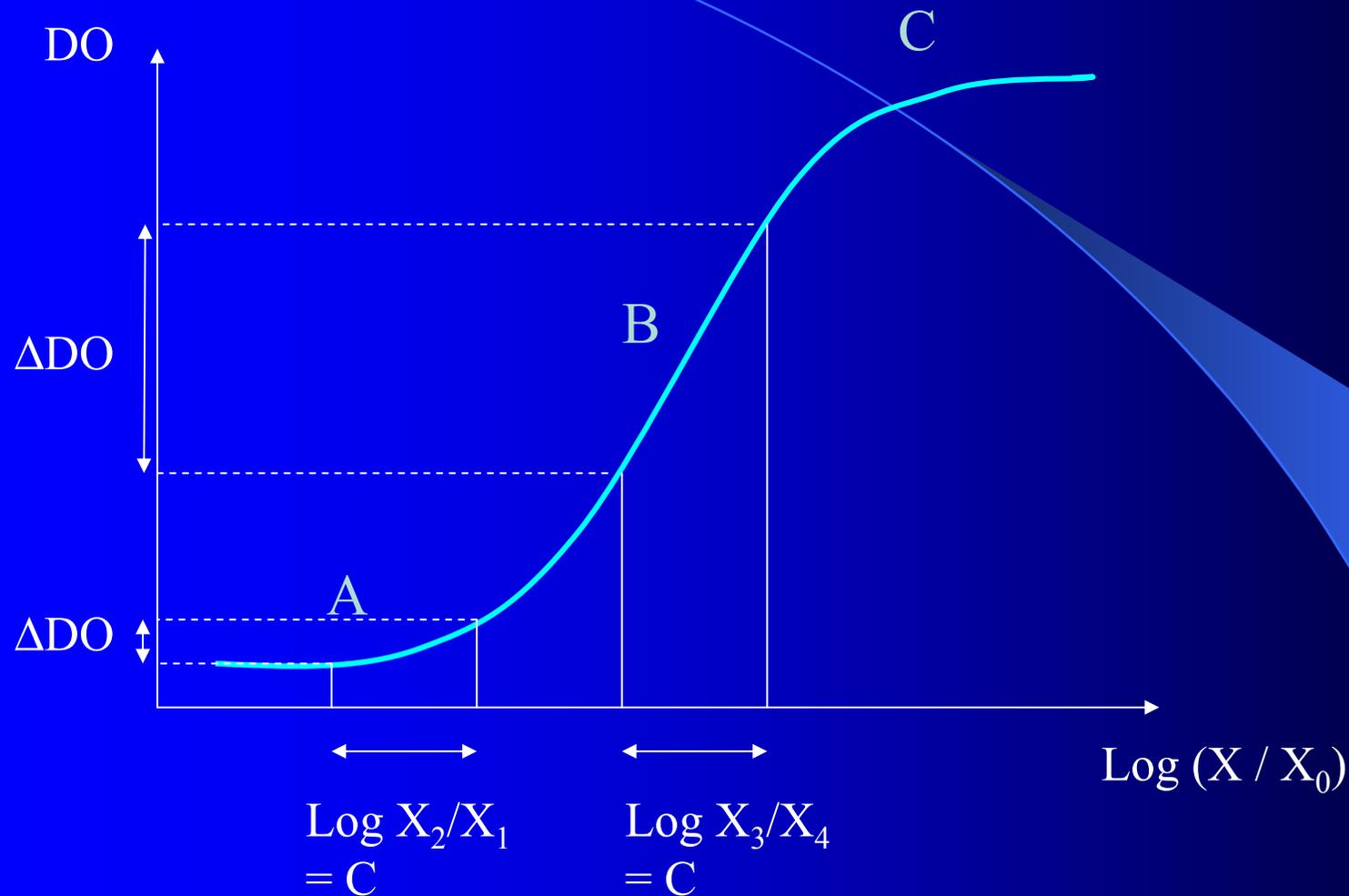
Luminance du négatoscope

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

Film blanc

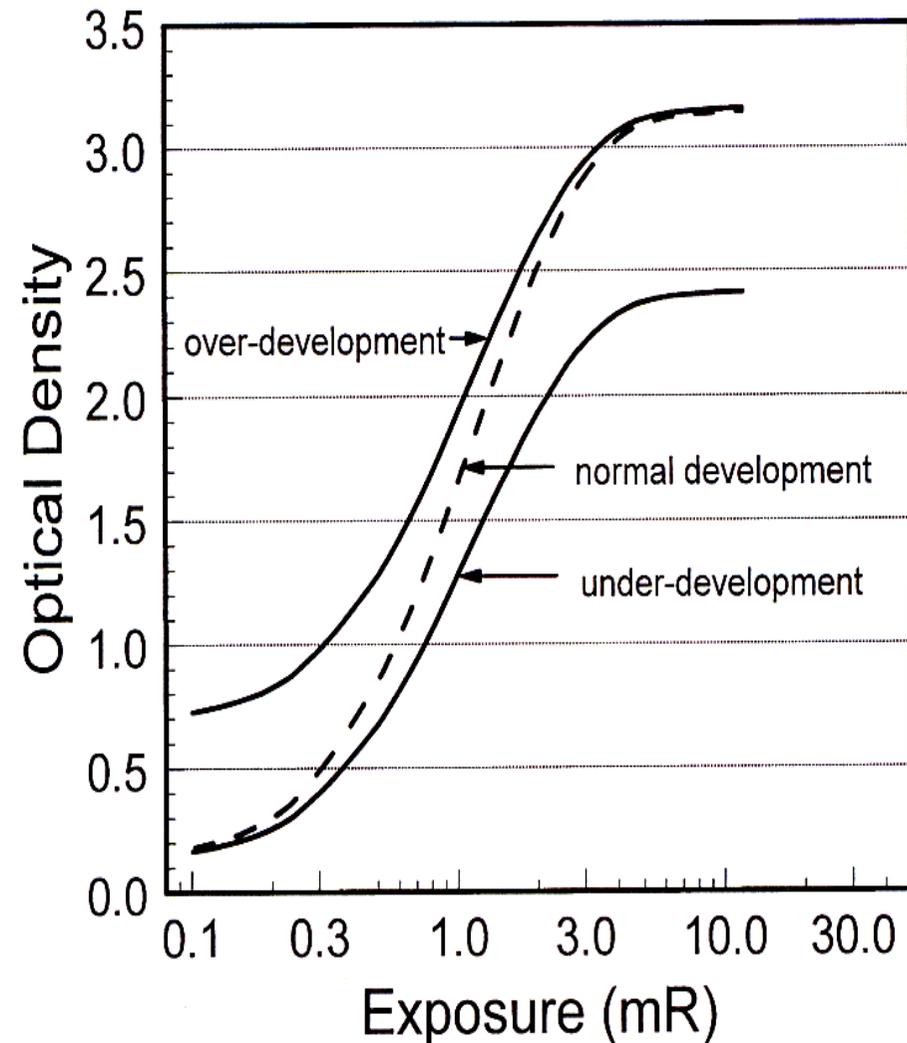
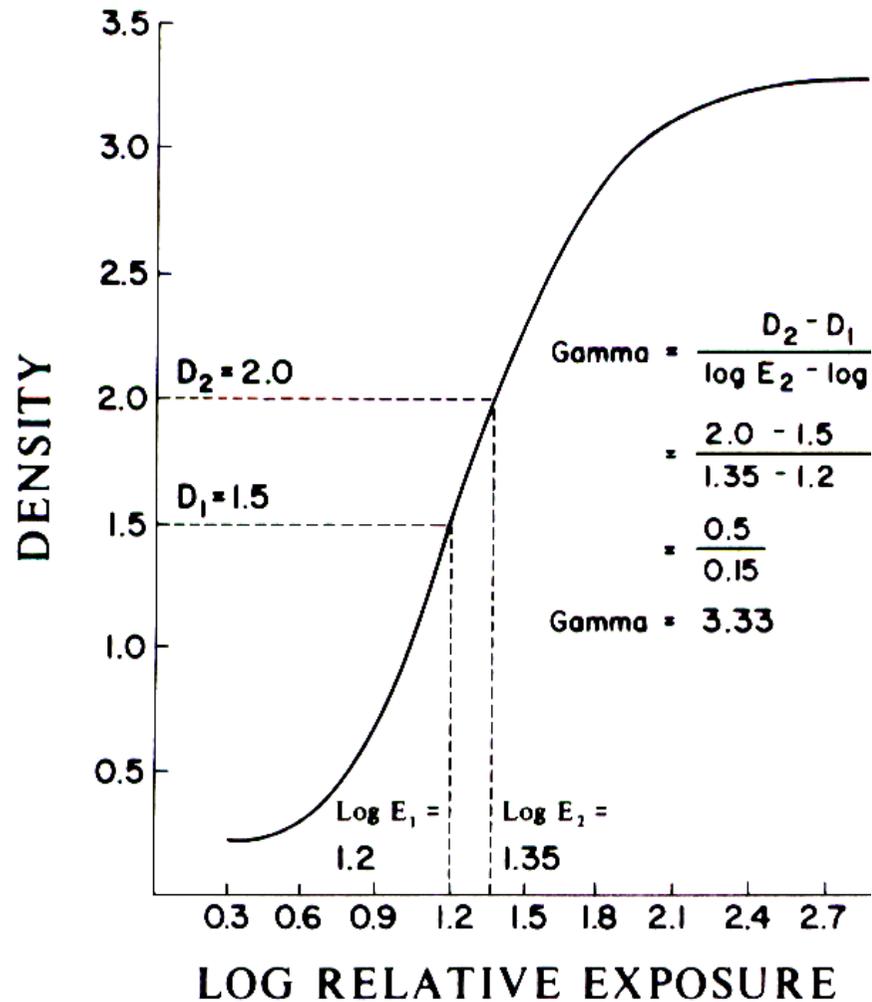
Film trop noir

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).

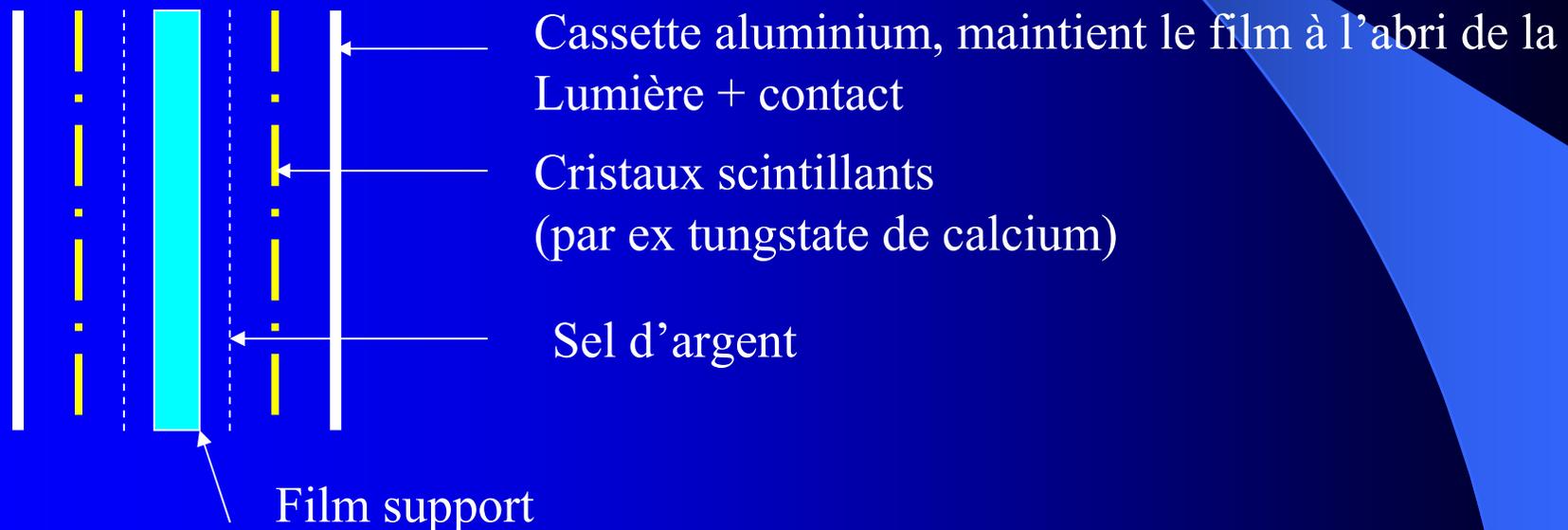
CONTRASTE GAMMA DU FILM



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.



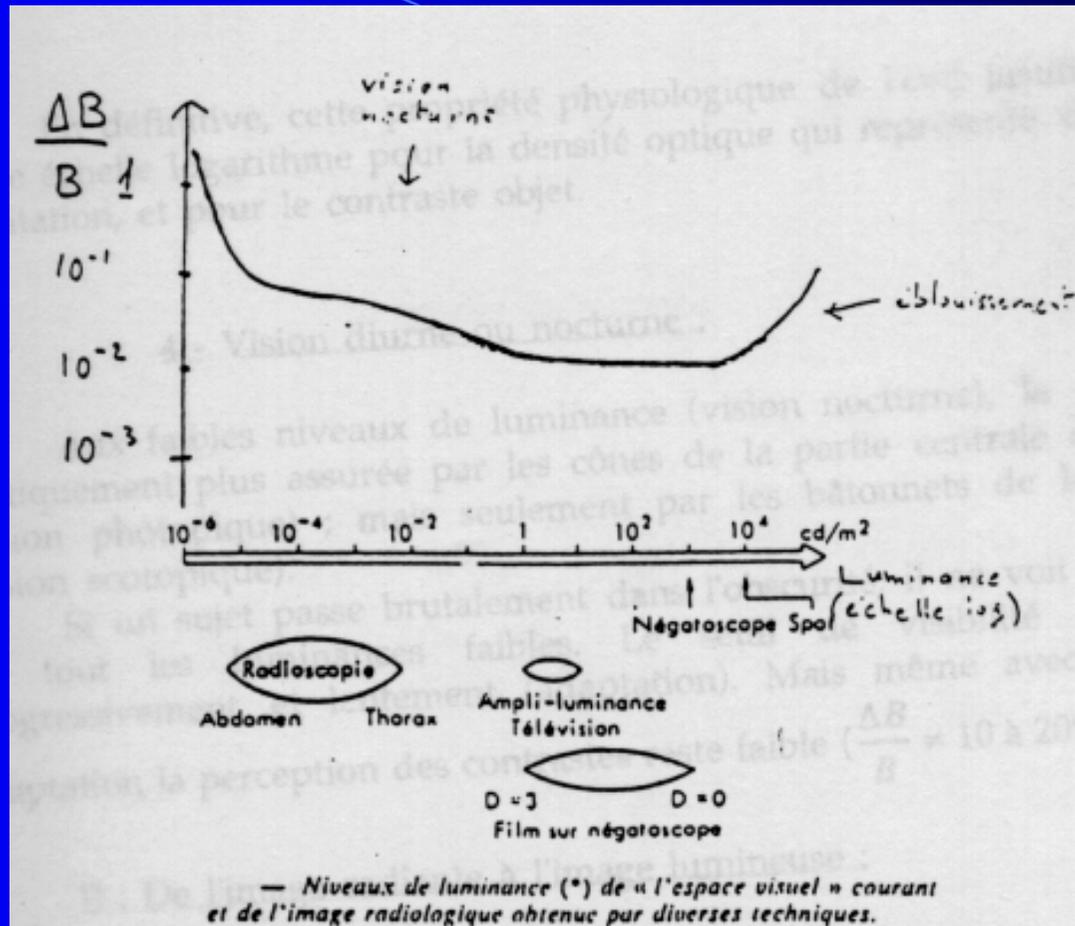
Facteur d'amplification: jusqu'à 20 voire 40.

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

Image observée

- Echelle monochrome (noir et blanc) \Rightarrow la visualisation d'une image est liée à la reconnaissance de zones plus ou moins « lumineuses ».
- **La luminance B**
 - est une grandeur physiologique qui exprime le caractère plus ou moins lumineux d'une surface émettant de la lumière. Elle se mesure en nit ou candela/m²
- **Le seuil différentiel de luminance $\Delta B / B$**
 - C'est la différence minimale de luminance perceptible par l'œil.
 - Dans un très large domaine de luminance (10^{-1} à 10^4 nit),
$$\Delta B / B = Cste, \text{ de l'ordre de } 1\% \text{ (loi de Weber)}$$

Niveaux de luminance et seuils différentiels de luminance



En vision nocturne, la vision est assurée seulement par les bâtonnets de la périphérie (vision scotopique).

Si un sujet passe brutalement dans l'obscurité, il ne voit d'abord pas du tout les Luminances faibles. Le seuil de visibilité (B_0) baisse progressivement (adaptation).

Mais la perception des contrastes reste faible ($\Delta B / B = 20\%$).

Avantages et limites de la radiographie conventionnelle

Avantages

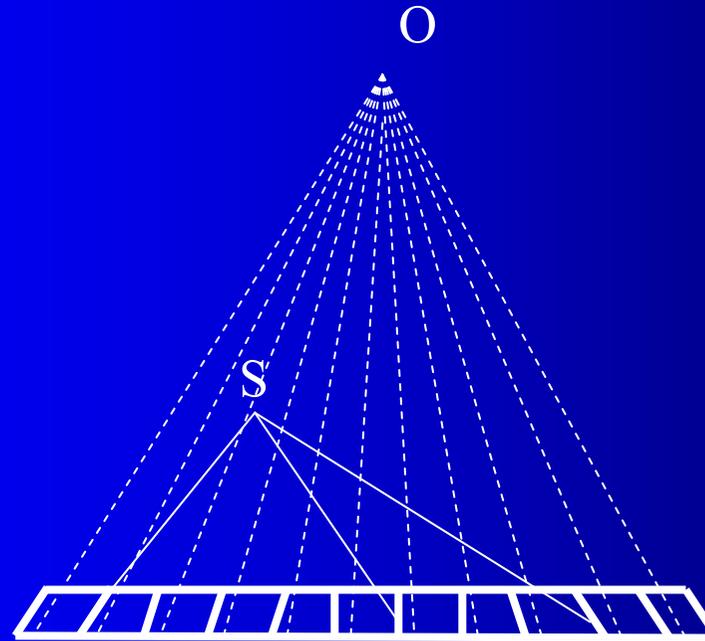
- Technique bien rodée. Générateurs puissants. Technologie des films et écrans très développée.
- Bonne qualité du contraste spontané ou artificiel (air ou produit de contraste à Z élevé).
- Bonne résolution spatiale (0,25 à 0,50mm)

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

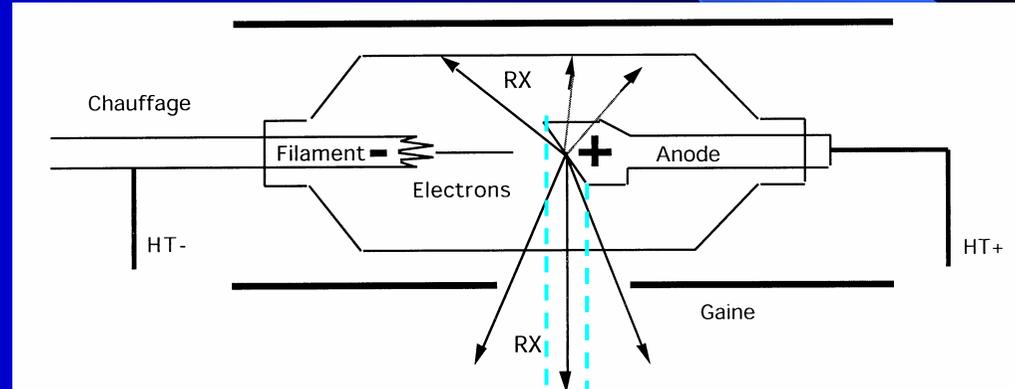
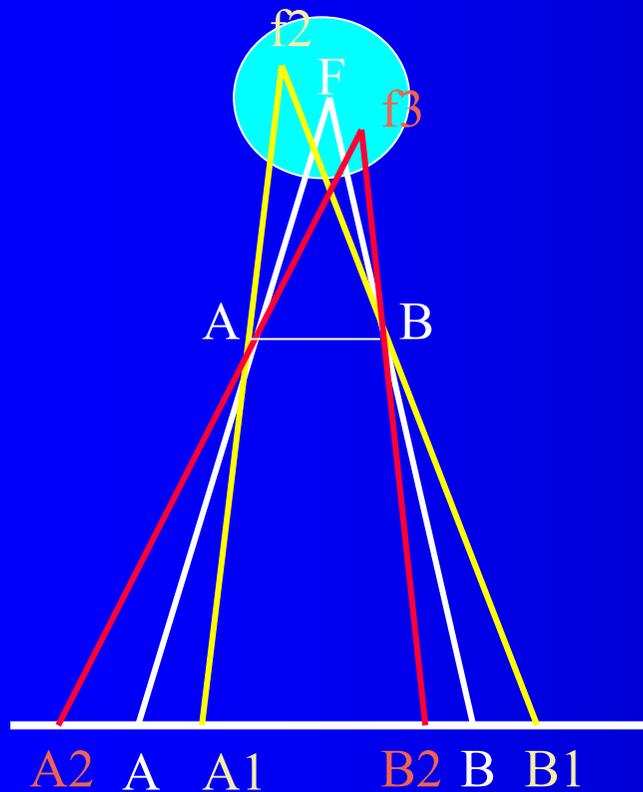
- Grilles anti-diffusantes: arrêtent le rayonnement secondaire qui prend naissance dans la partie du corps traversé par le faisceau de RX. 30 à 40 lames en plomb / cm.
- Fixes ou mobiles



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

FLOU de FOYER

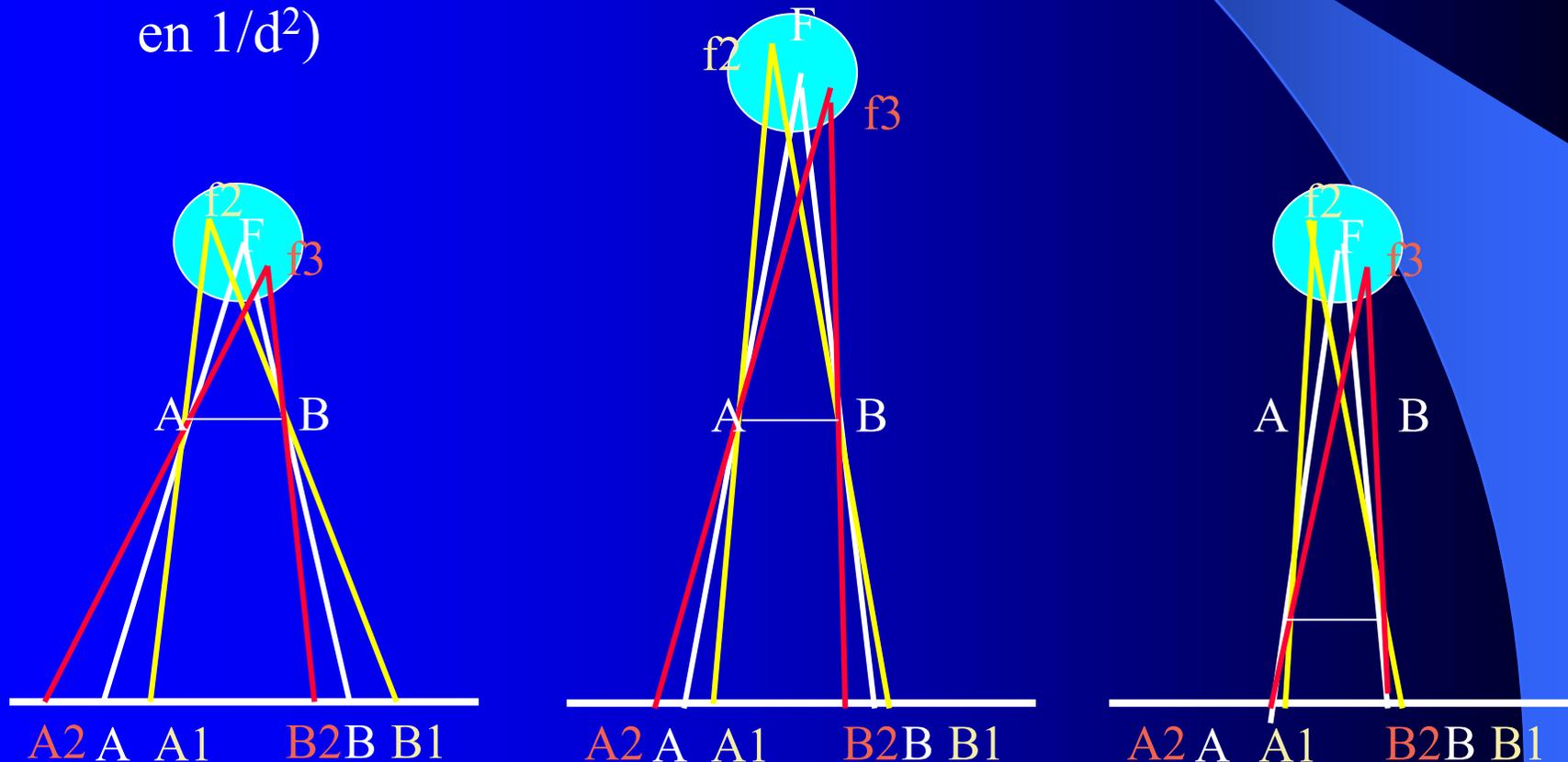
- Le foyer n'est pas punctiforme \Rightarrow flou de foyer, diminue qd la surface optique du foyer, vue du détecteur, diminue



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

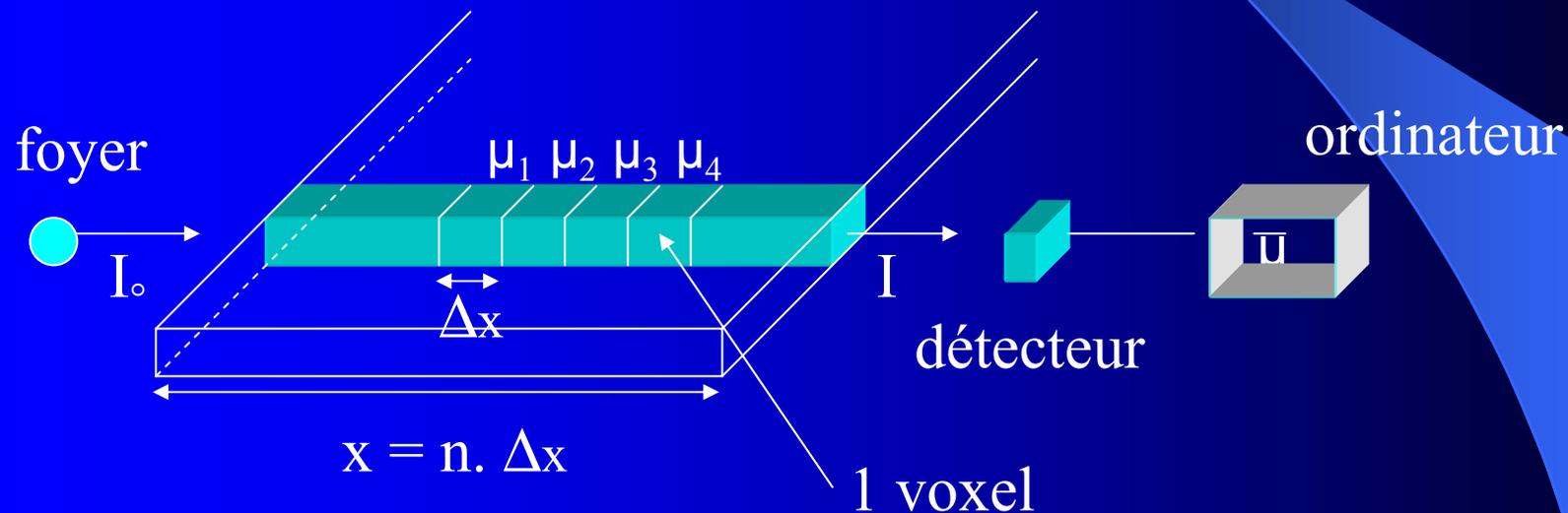
- Film seul: parcours des électrons secondaires dans l'émulsion
- Films avec écrans renforçateurs: on ajoute le parcours des photons lumineux dans l'écran de cristaux scintillants

Flou cinétique

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

Le signal (grandeur mesurée) en tomodensitométrie

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



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

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 des méthodes scannographiques

- 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.

METHODES RADIOLOGIQUES

Analogique

**Radiologie
conventionnelle**

**Tomographie
radiologique**

Statique

**Radiographie
digitale**

**Tomodensitométrie
(scanner)**

Statique

Radioscopie

**Radioscopie avec
moniteur TV**

Dynamique

**Angiographie
numérisée**

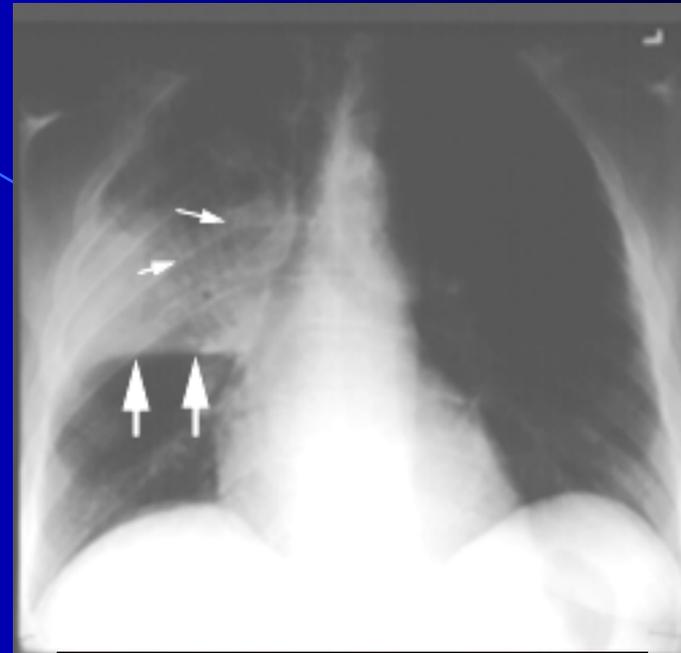
Dynamique

Digitale



Syndrome alvéolaire

- Opacités à limites floues
- Opacités confluentes
- Bronchogramme, bronchiologramme, alvéologramme aériens
- Répartition systématisée
- Répartition en ailes de papillon (OAP)



PFLA



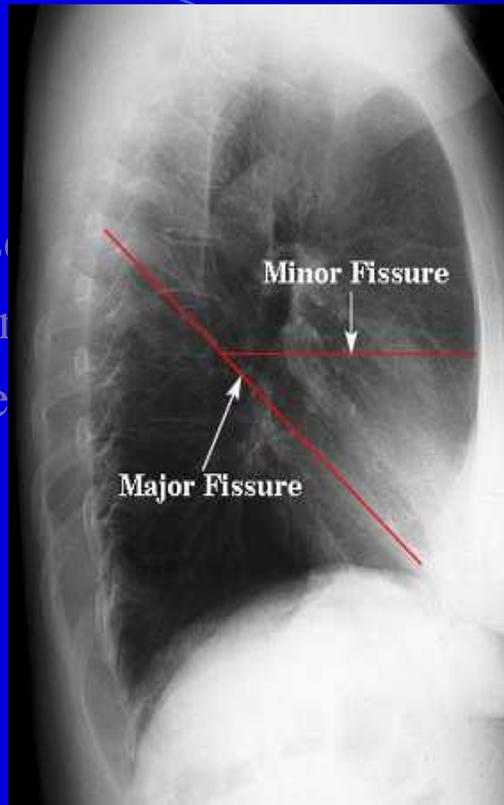
OAP

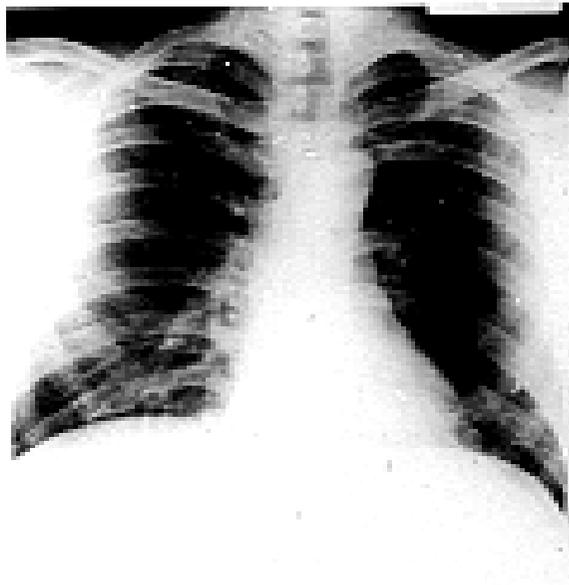
Segmentation pulmonaire

- A droite : 2 scissures
 - Lobe supérieur (3 segments)
 - Lobe moyen (2 segments)
 - Lobe inférieur (5 segments)

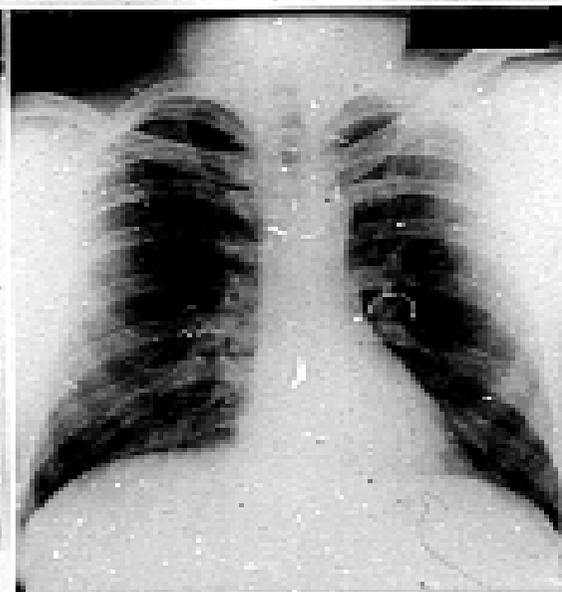
PROFILS

- A gauche : 1 scissure
 - Lobe supérieur (3+2 segments)
 - Lobe inférieur (4 segments)





75 kV 16 mAs



100 kV 4 mAs

**INFLUENCE DE
LA TENSION EN KV
ET DE L'EXPOSITION
EN mAs**



130 kV 2 mAs