

IMAGERIE

"ROENTGENIENNE"

par projection

champ d'application





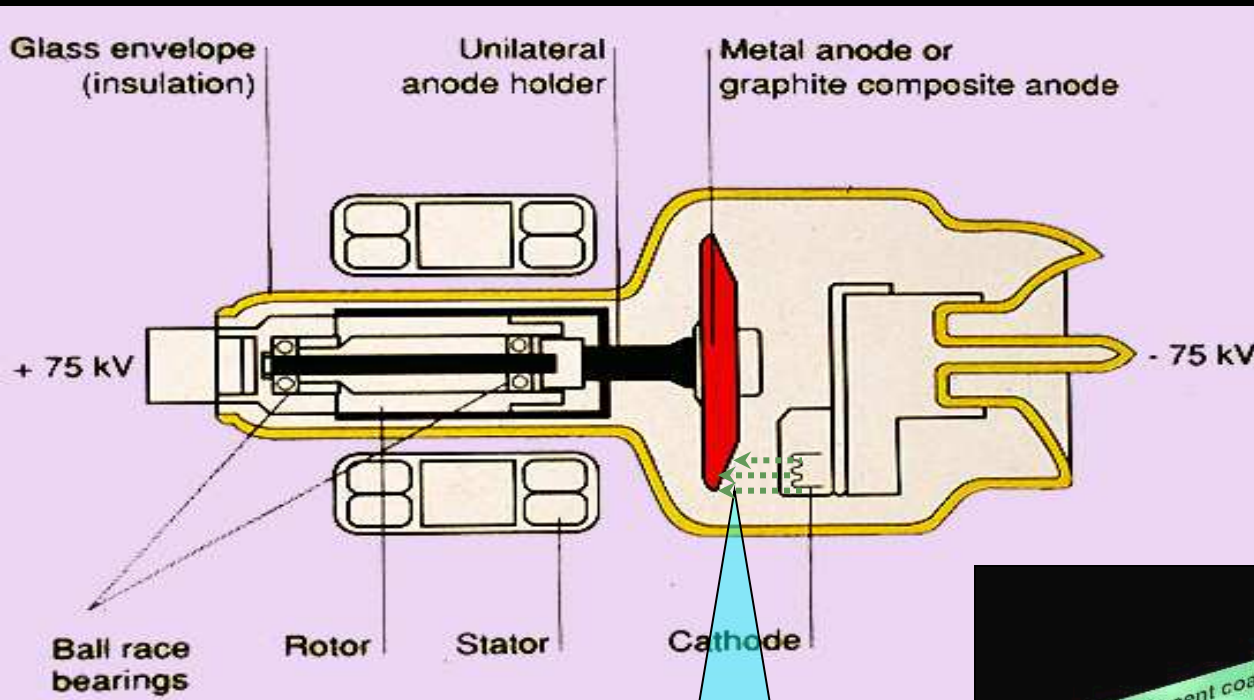
dans une chaîne de transmission de l'information ,c'est le maillon le plus fragile qui conditionne la fragilité de l'ensemble

Caractères généraux

- . Rx "conventionnelle" = **par projection**
représentation d'un volume
3D sur une image (plan 2D)
- . domaine d'application
 - statique = **radiographie**
 - dynamique = **radioscopie**
télévisée (fluoroscopie)
 - sériographie = **angiographie**
- . encore **70 à 80 %** des **Z examens radiologiques**
thorax; ostéo-articulaire ; mammographie ++++
coronarographies , radiologie interventionnelle ,
per opératoire...

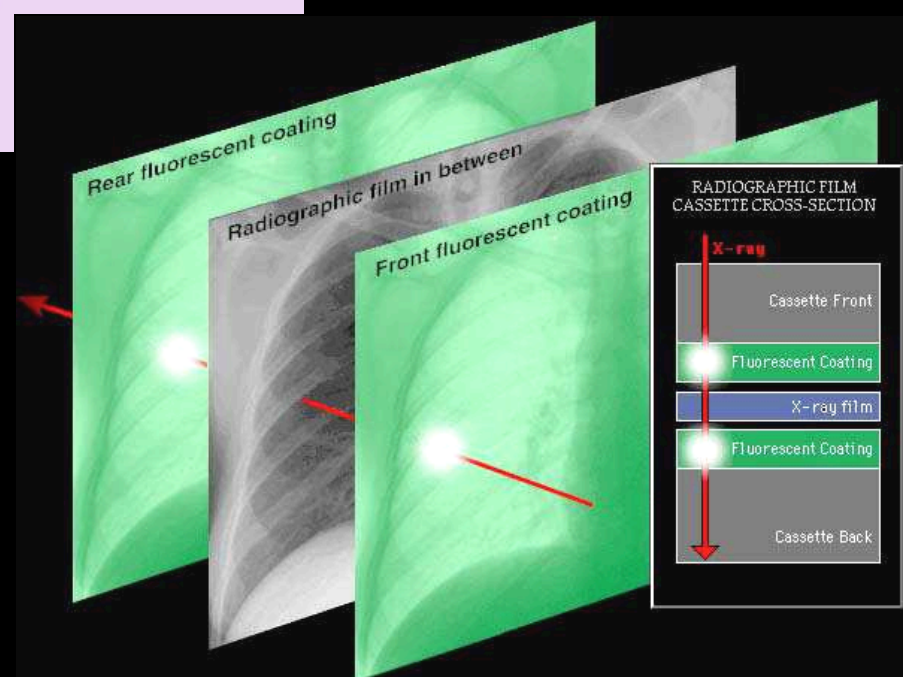


la radiographie par projection "classique"



couple écrans renforceurs-films

tube radiogène et production des RX

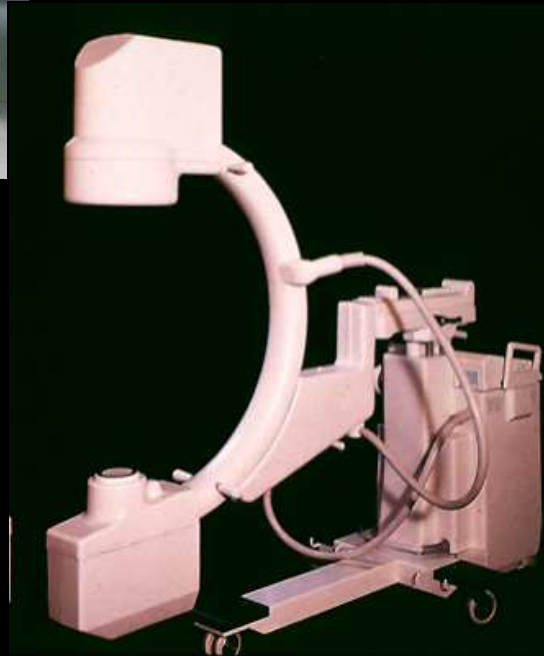
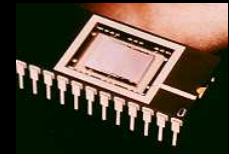


principales étapes techniques

Fluoroscopie (radioscopie) télévisée



amplificateur de luminance
et tube analyseur ou
capteur CCD (dispositif à
transfert de charges)



chaîne TV en circuit fermé

la radiographie par projection "numérisée" ++++

statique : **computed radiography (C R)** = écrans radio
luminescents à mémoire ERLM . plaques phosphores
capteurs plans (D R)

dynamique : **fluoroscopie numérisée**

sériographie: **digital subtraction angiography DSA**



1. élément de base de l'imagerie : le signal

signal , contraste , bruit... " spontanés "
produits de contraste (PC) artificiels

Signal et contraste

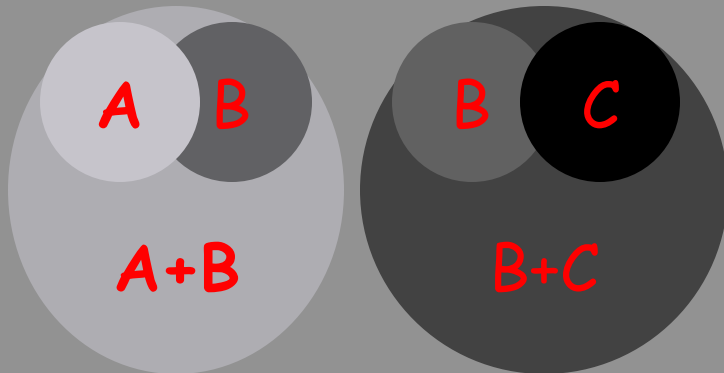


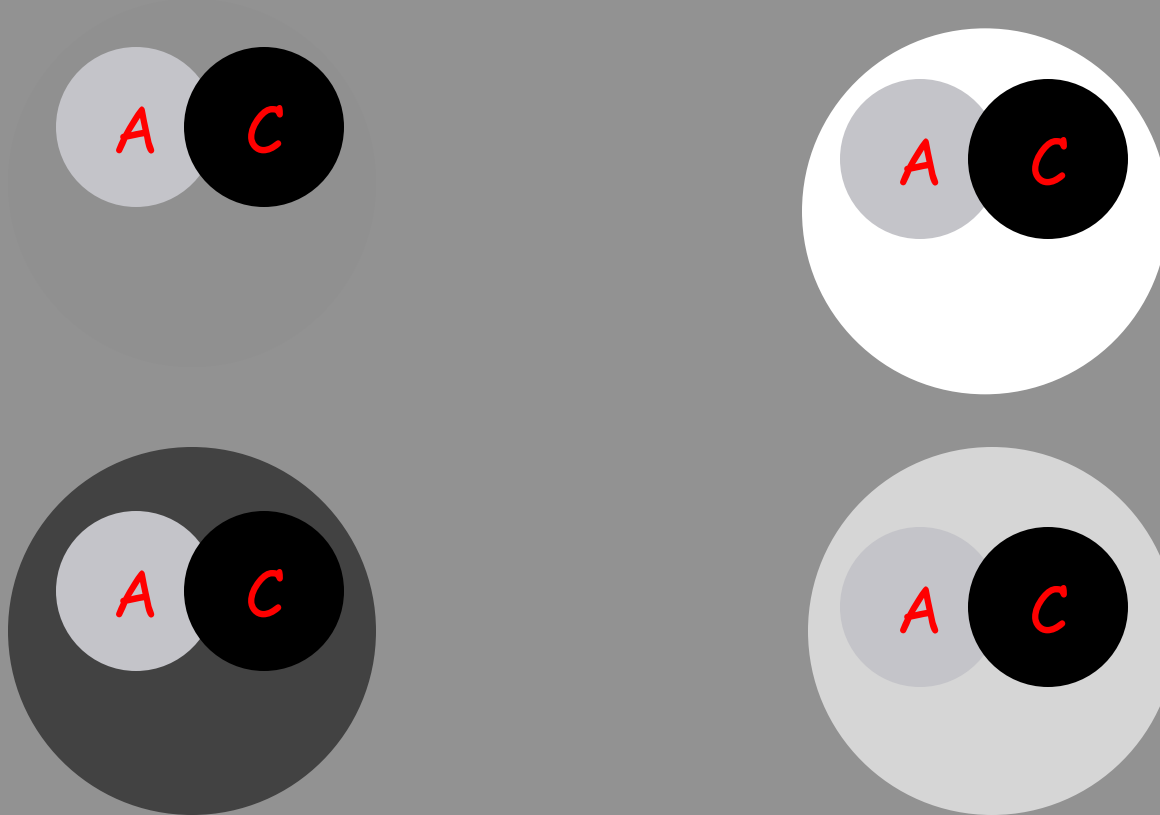
Signal A >> Signal B >> Signal C

Contraste = Signal A - Signal B

ou mieux

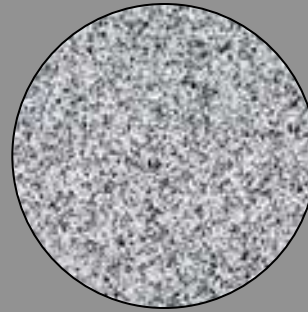
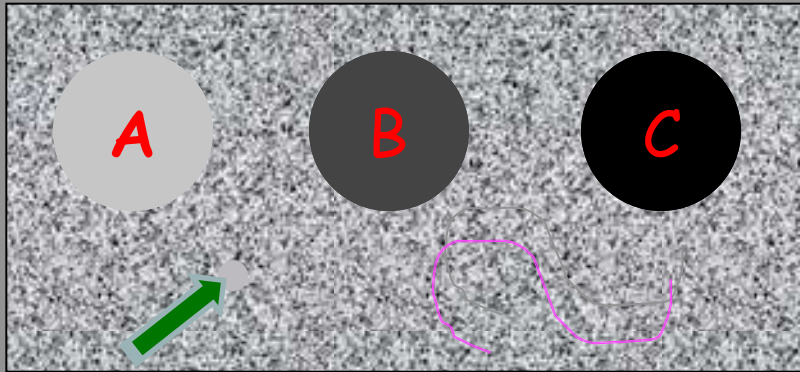
$$\frac{\text{Signal A} - \text{Signal B}}{\text{Signal A} + \text{Signal B}}$$



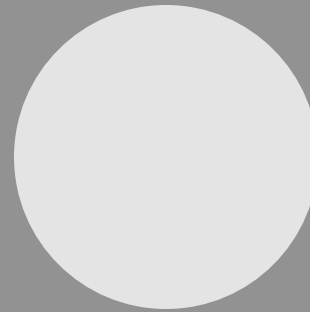
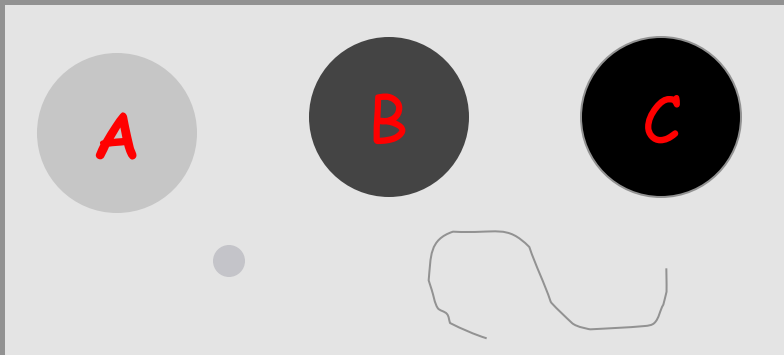


Le **contraste apparent** dépend du niveau de signal du "fond" sur lequel se projettent les signaux des régions d'intérêt

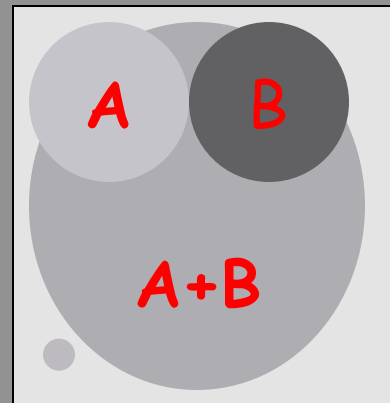
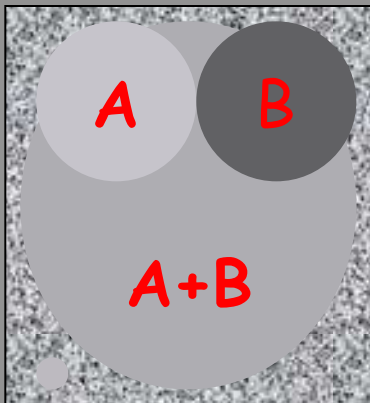
Signal et bruit



bruit élevé
rapport S/B ↘



bruit faible
rapport S/B ↗



rapport **contraste / bruit**

Contraste naturel = "contraste propre"

gaz , graisse , eau (tissus mous) , calcium

densité relative /eau (unités Hounsfield)

écho structure ; spectre des vitesses de déplacement US , Doppler

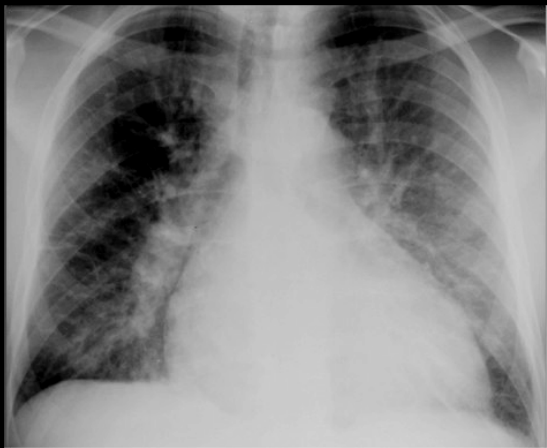
signal MR , densité protonique ρ , constantes de relaxation

T1, T2

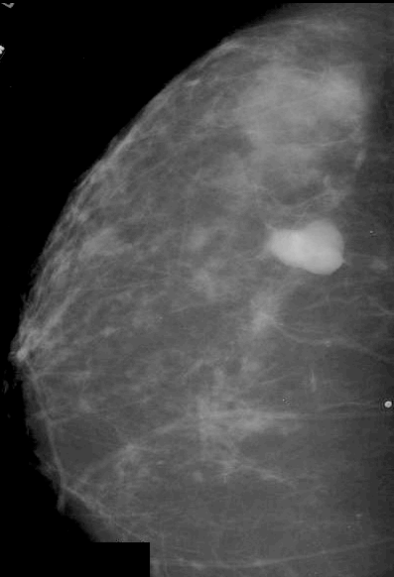
rayons X (std)

rayons X (CT)

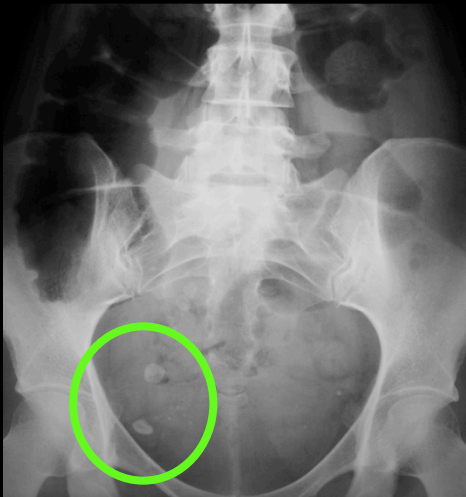
IRM



sarcoïdose

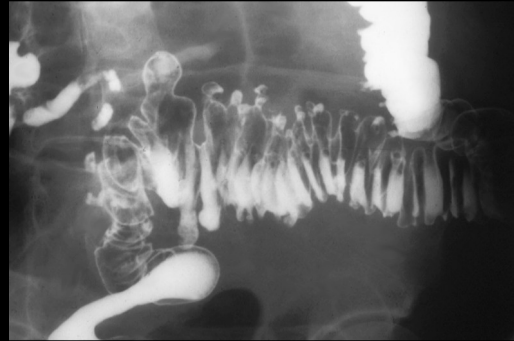


fibroadénome
mammaire



stercolithe appendiculaire
et phlébolithe pelvien

Contraste **modifié** = "produits de contraste"
. ingérés , injectés , insufflés



PC hydrosolubles injectés IV : CT, IRM, méd. nucléaire ...

- . **non spécifiques par voie vasculaire** = **traceurs des compartiments vasculo-interstitiels** ; élimination urinaire
- . **spécifiques par voie vasculaire** =
à élimination hépatobiliaire
ou ayant un métabolisme spécifique (iode et thyroïde)
- . ou **marqueurs fixés sur un traceur spécifique** (anticorps monoclonal)
" **imagerie moléculaire** "

bases physiques
de
l'imagerie roentgenienne
par projection

Points d'intérêt

-compréhension des ''paramètres'' de réalisation des images

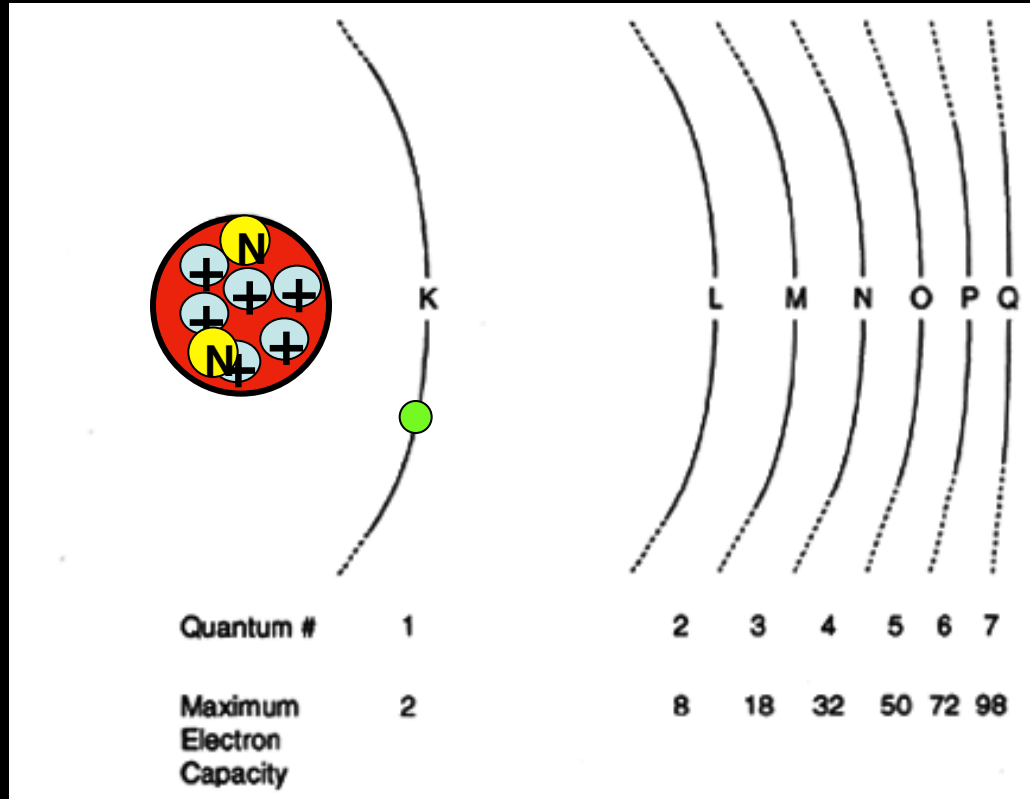
-facteurs de qualité des images

- résolution spatiale
- résolution en densité
- résolution temporelle : études

"dynamiques" après PC, angiographie

1. Bases physiques

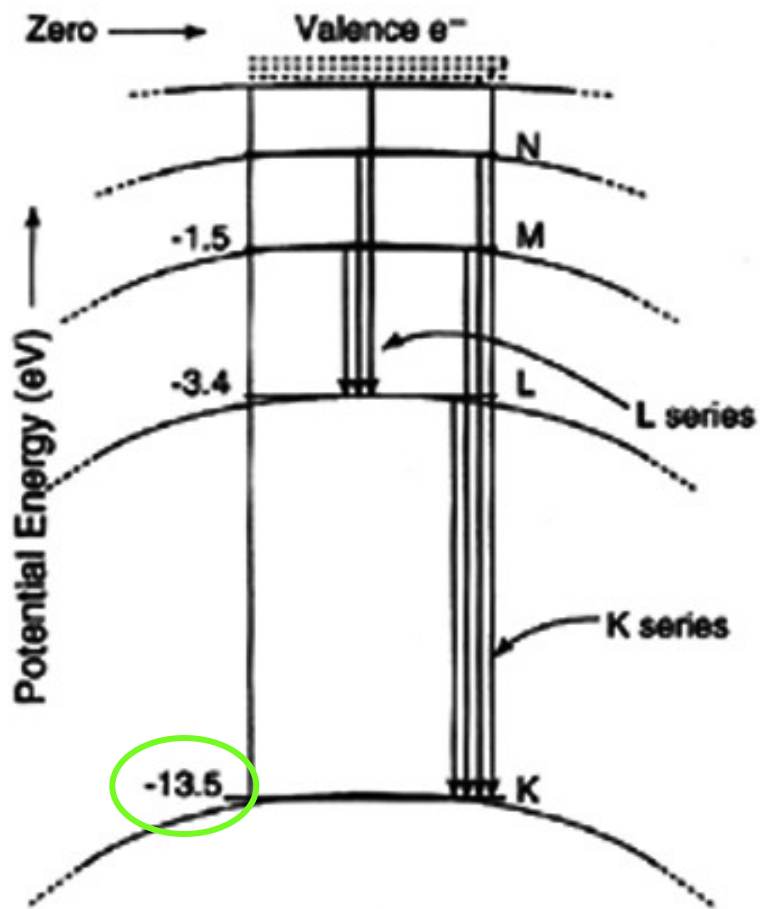
A/ structure de l'atome



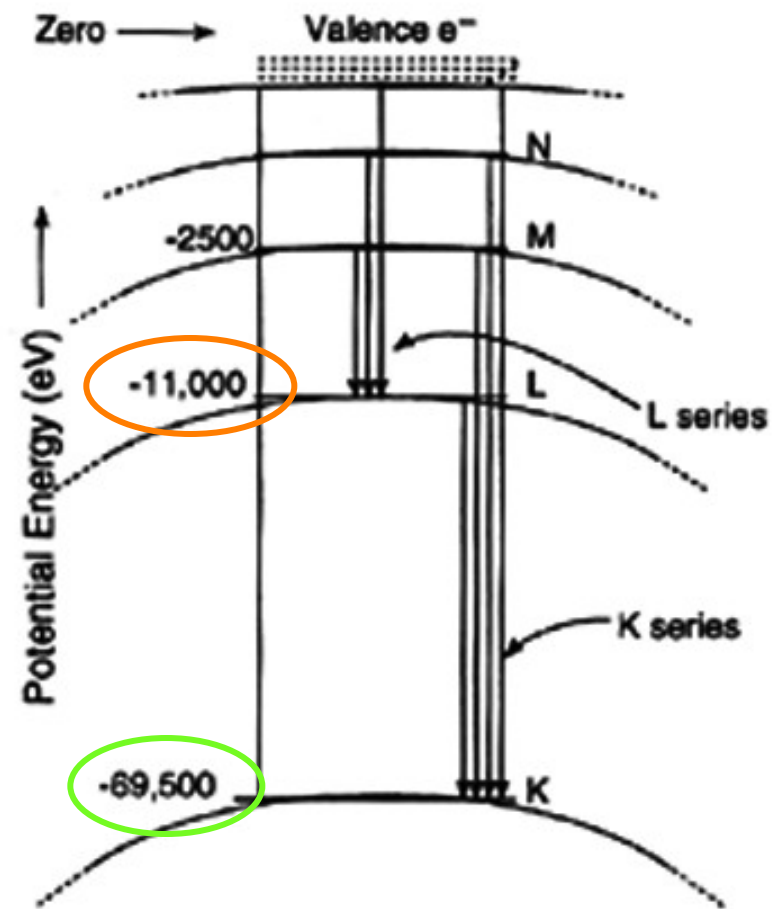
$$\text{Nb } e^- \text{ max} = 2N^2$$

l'énergie de liaison E_l d'un électron est liée :

- au **numéro atomique** de corps chimique Z
- à la **couche électronique** à laquelle il appartient: K, L, \dots



Hydrogen $Z = 1$



Tungsten $Z = 74$

l'énergie de liaison E_i d'un électron de la couche K est 5 fois plus élevée pour le tungstène (W); $Z=74$ que pour l'hydrogène ; $Z=1$

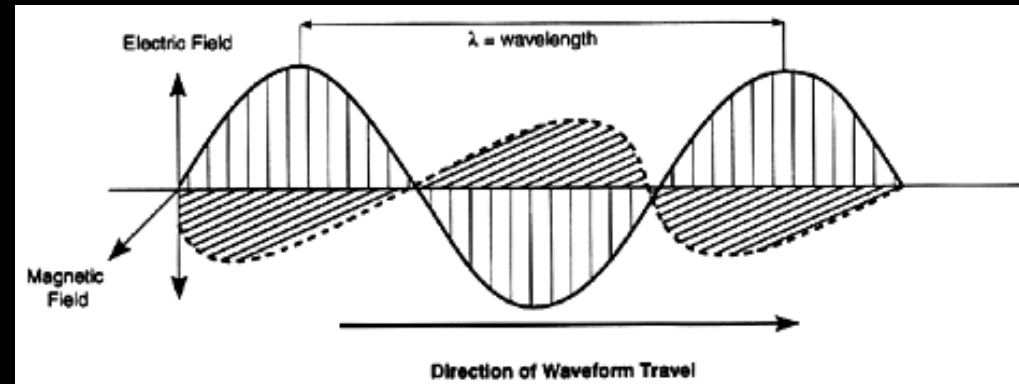
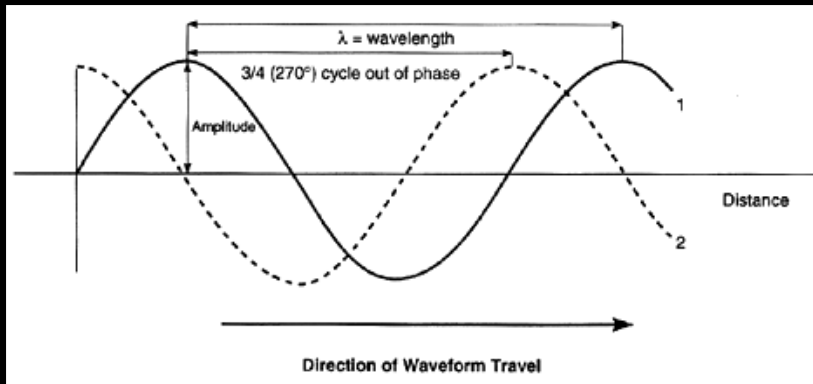
E_i des $e^- = f.(Z)$

- tungstène $W = 74$ $E_{iK} = 69,5 \text{ keV}$
 $E_{iL} = 11,0 \text{ keV}$
- PC iodés $I = 53$ $E_{iK} = 33,2 \text{ keV}$
baryum $Ba = 56$ $E_{iK} = 37,4 \text{ keV}$
- absorbeurs naturels
 $Ca = 20$ $E_{iK} = 4,0 \text{ keV}$
 $O = 8$ $0,5 \text{ keV}$
 $N = 7$ $0,4 \text{ keV}$
 $C = 6$ $0,2 \text{ keV}$

B/ les rayons X - radiations électromagnétiques(REM)

REM=formes de transport d'énergie

aspect ondulatoire : longueur d'onde λ ; période T $\lambda=1/T$

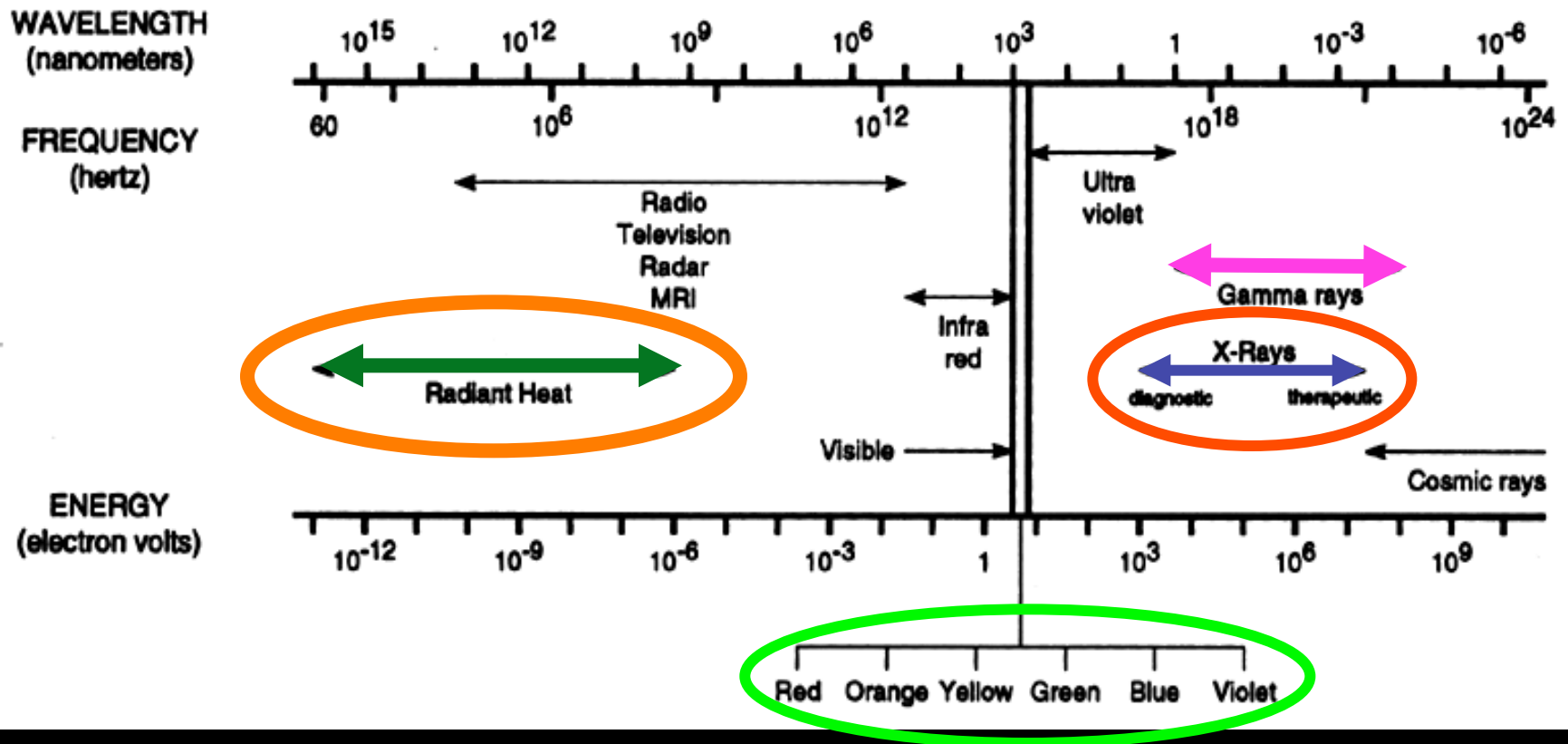


aspect corpusculaire : "grains d'énergie" (quantum =photons)

liaison énergie photon / longueur d'onde

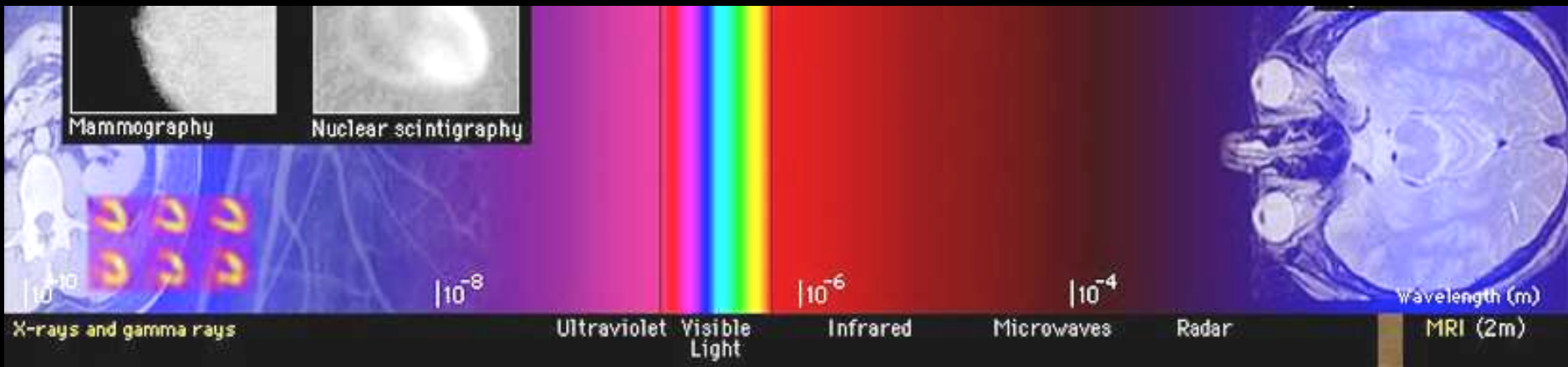
$$E = hc/\lambda \quad (= 12,4/\lambda \text{ en } \text{Å}^\circ)$$

radiations ionisantes = REM capables d'ioniser, au moins l'hydrogène (Z=1) !!!



rayons X radiodiagnostic : $0,1$ à 1 \AA° $12,4$ à 124 keV

photons lumineux : 7500 à 3900 \AA° $1,6$ à $3,1 \text{ eV}$



radiologie roentgen.

: rayons X ; lumière ; chaleur

scintigraphies

: rayons gamma

PET scan

: positrons ou positons

IRM

: longueurs d'ondes moyennes ; chaleur

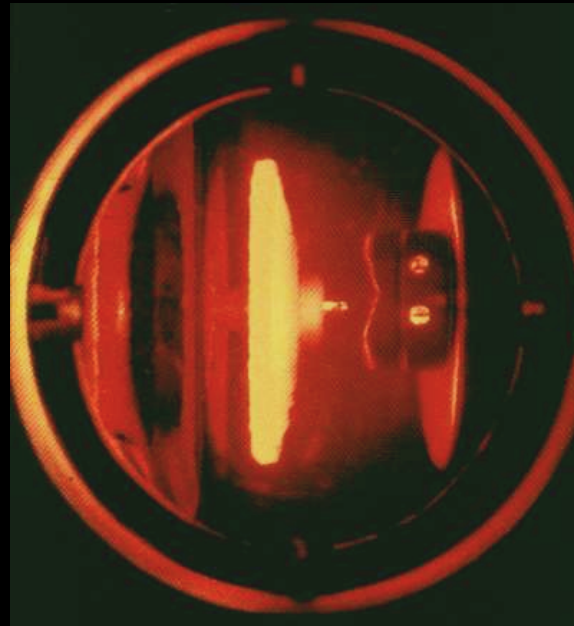
2. Production des rayons X

A/ principe général

tubes Rx = **convertisseurs d'énergie électrique** :
rendement déplorable...

Rx 1 % !!!

chaleur 99 %

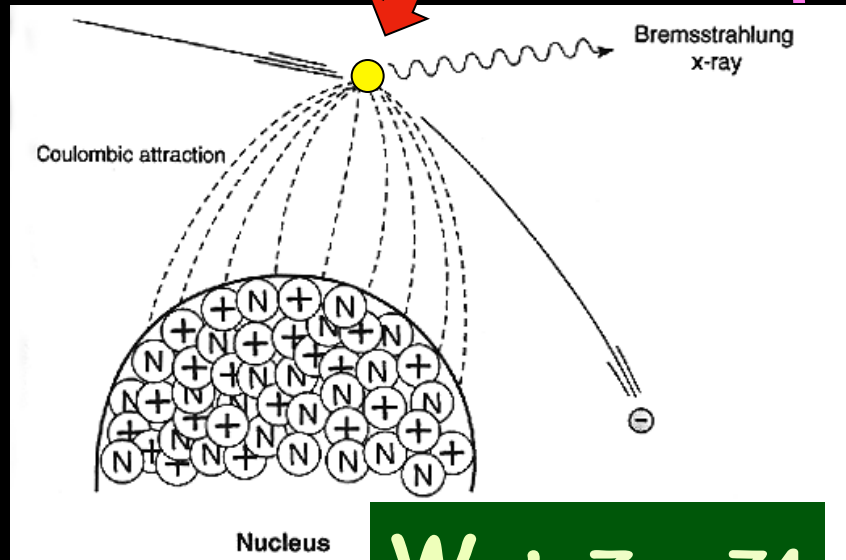


2 mécanismes fondamentaux de production des rayons X

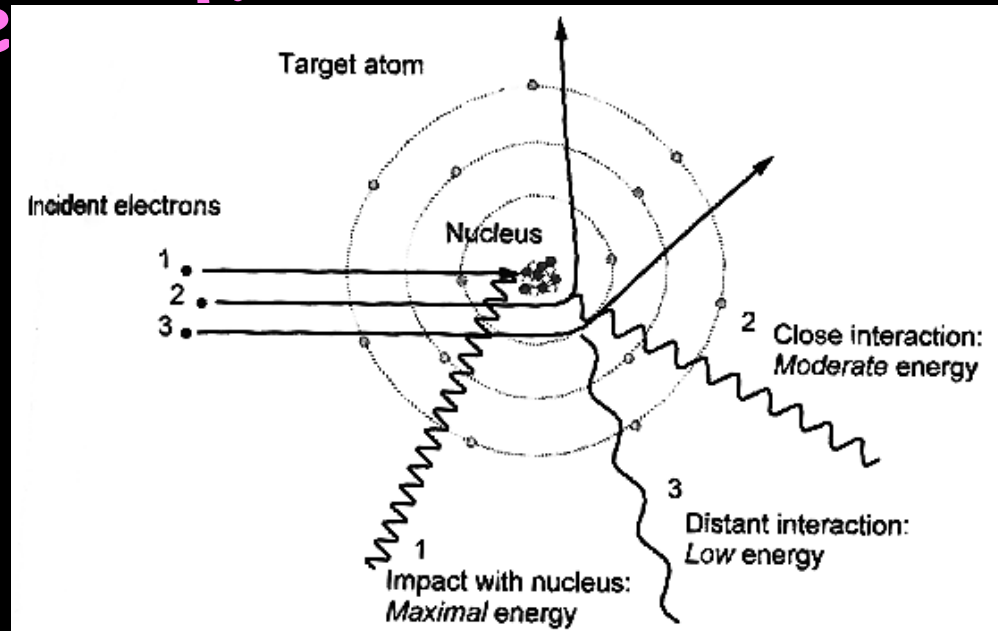
- a) freinage (Bremstrahlung) (interaction e-incident- noyau du W) :

e- dévié et freiné par le noyau d'at. lourd W (Z = 74)

= 74)

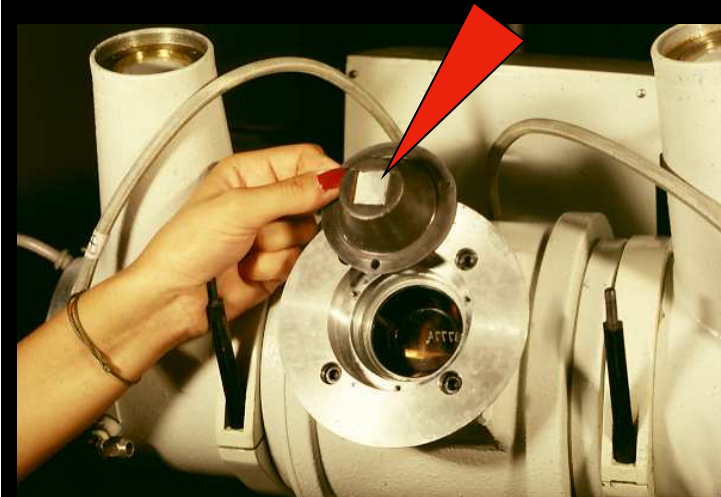
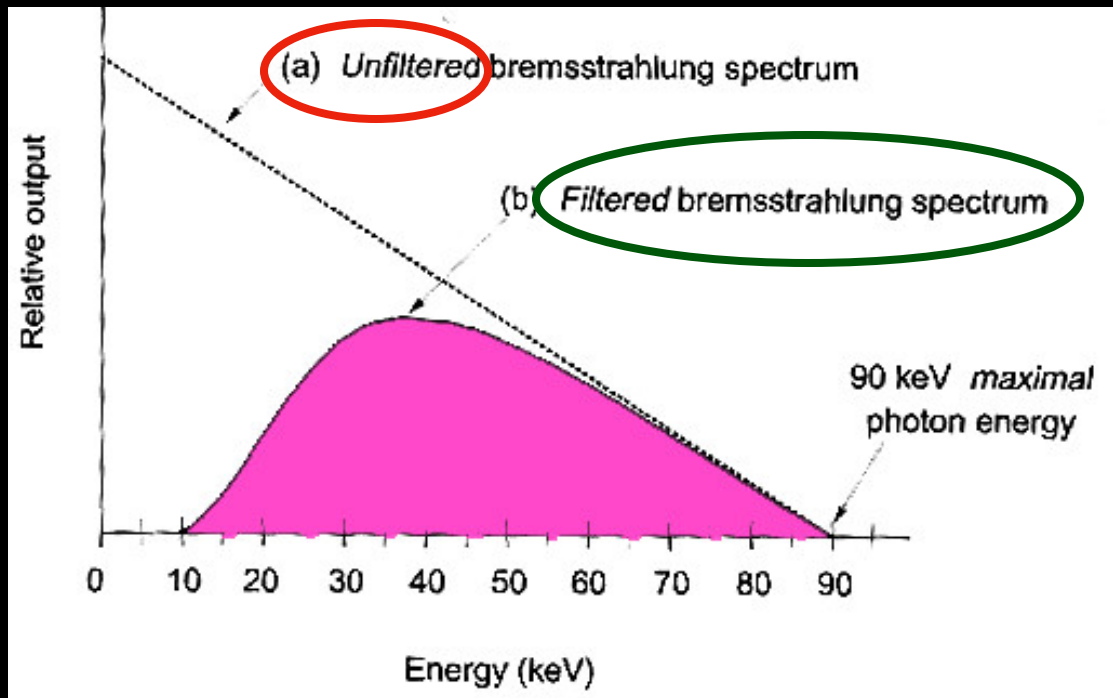


W : Z = 74



l' énergie des photons X produits par freinage dépend :

- de l' énergie cinétique des électrons incidents (kV)
- de la distance séparant la trajectoire de l' électron du noyau (forces de Coulomb)



filtre Al 1mm

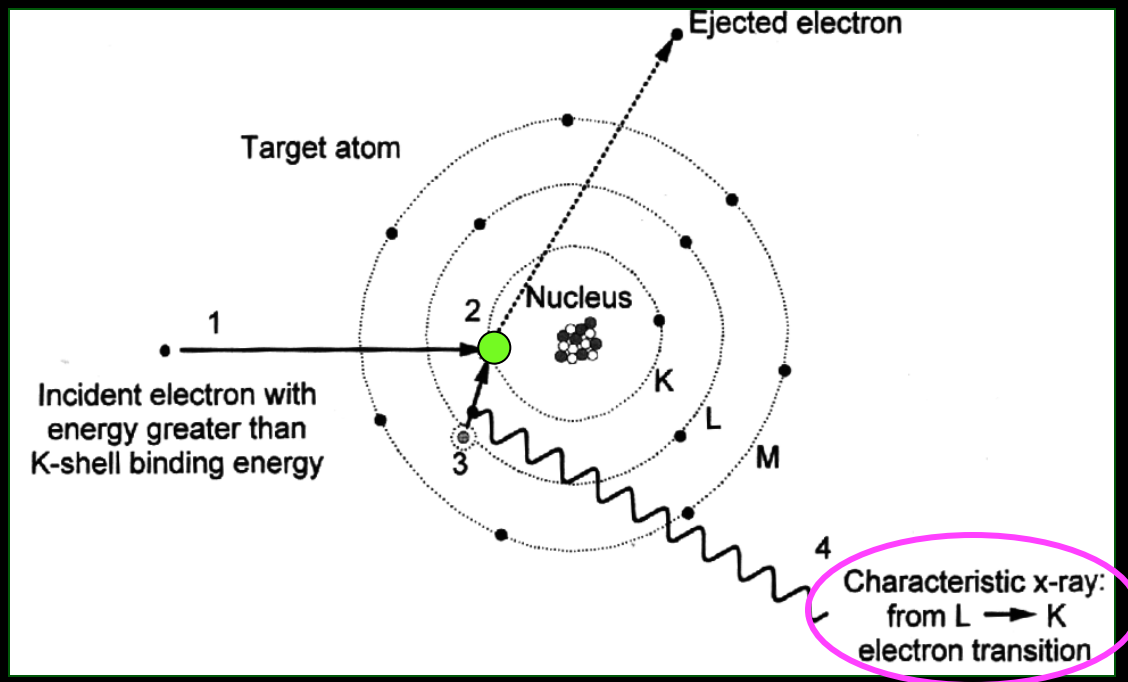
spectre continu ; émis par freinage

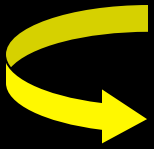
-b) collision (interaction e^- incident/ e^- -périph du W)

e^-  ionisation sur couches K du tungstène

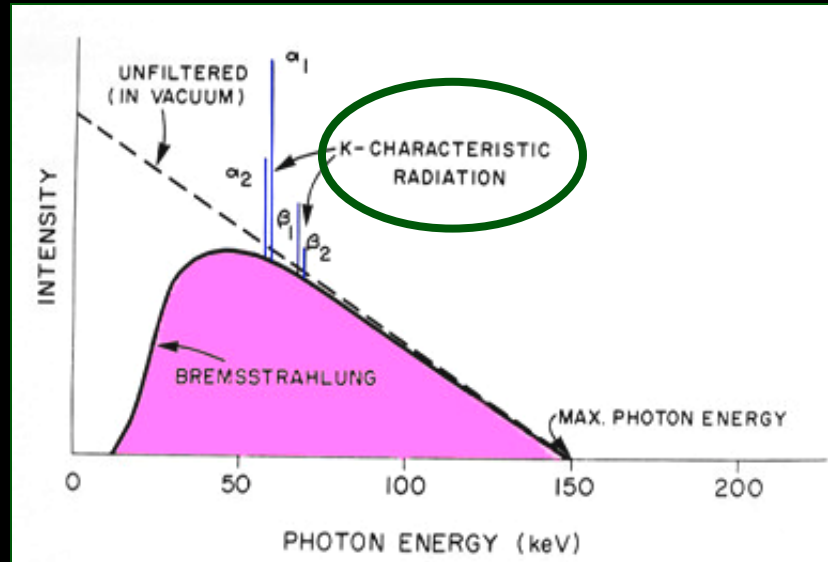
transition LK : $74 - 11 = 59$ keV

transition MK : $74 - 5 = 69$ keV





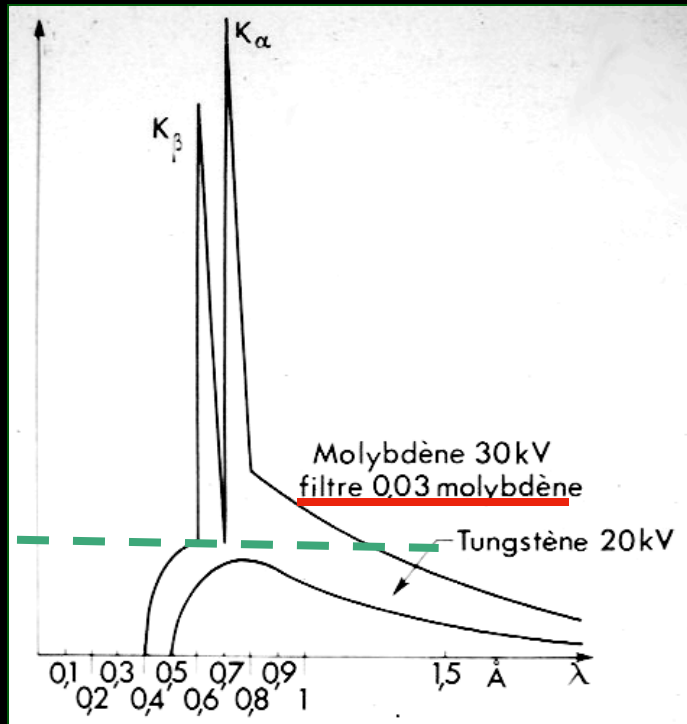
spectre de raies , « caractéristique »



importance relative des 2 mécanismes de production des rayons X = f (kVp)

- < 70 kVp : uniquement freinage
- 80 à 150 kVp : 10 à 28 % de rayonn. caractéristique.

B/ cas particulier : anodes en molybdène Mo et W-Rh (mammographie)



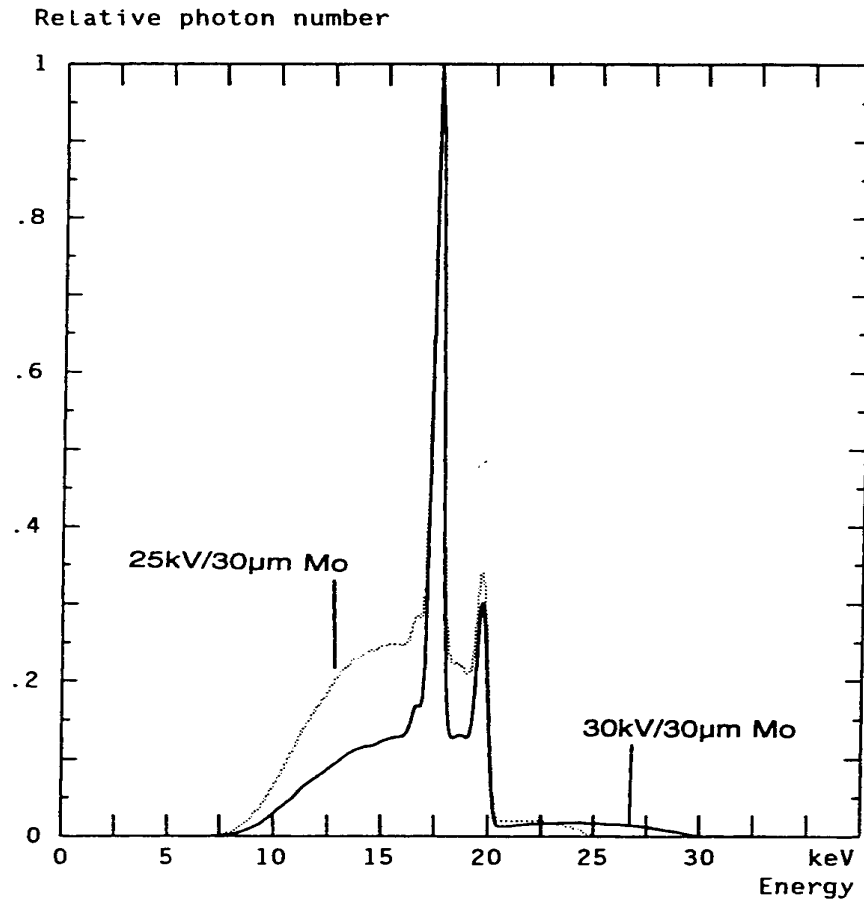
rayonnement caractéristique du molybdène utilisé **isolément** grâce à une filtration du rayonnement de freinage par filtre de **0,03mm** d'épaisseur de **molybdène**

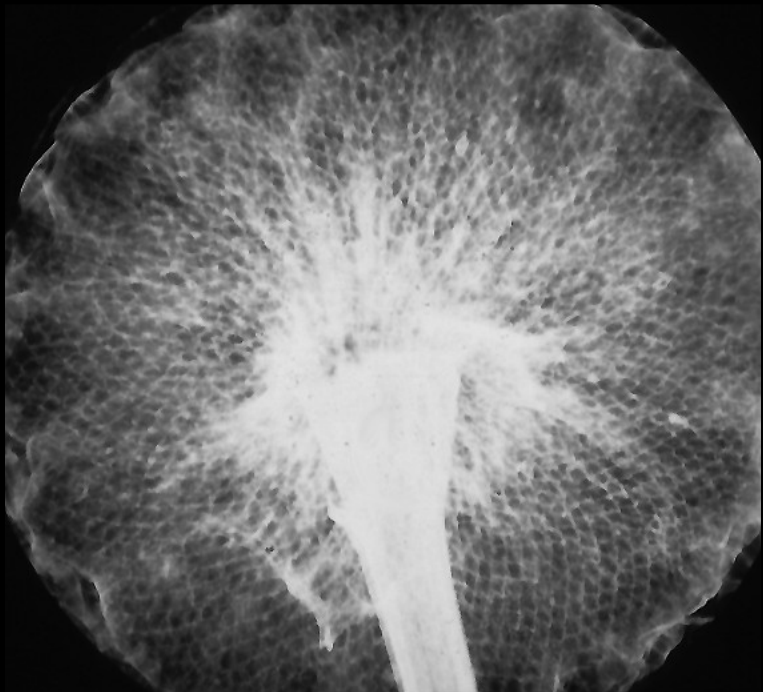


rayonnement " **monochromatique** "
 2 raies **19,7 et 17,3 keV**

contraste maximal pour structures de faible épaisseur : mammo

rendement maximum à 28 kV de DDP



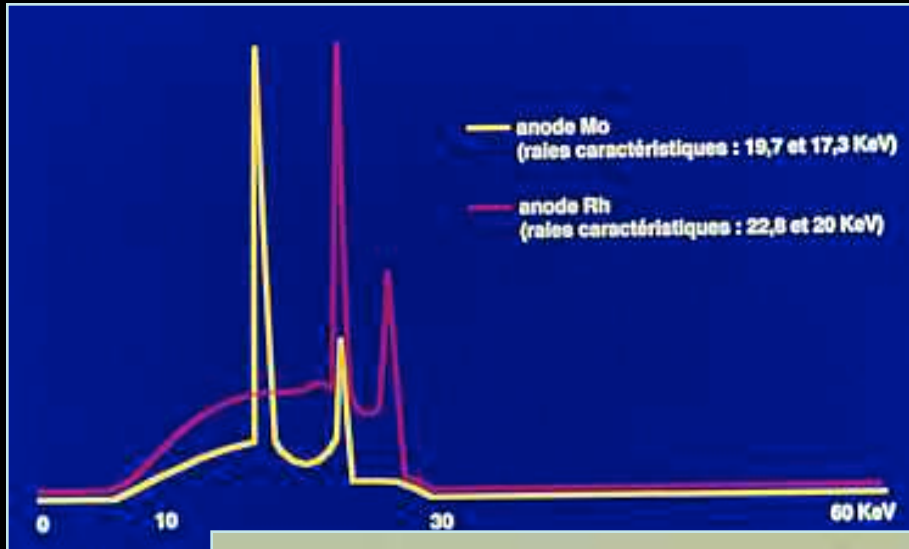


**tube W/Mo
28 kV anode Mo
filtre Mo 0.03mm**

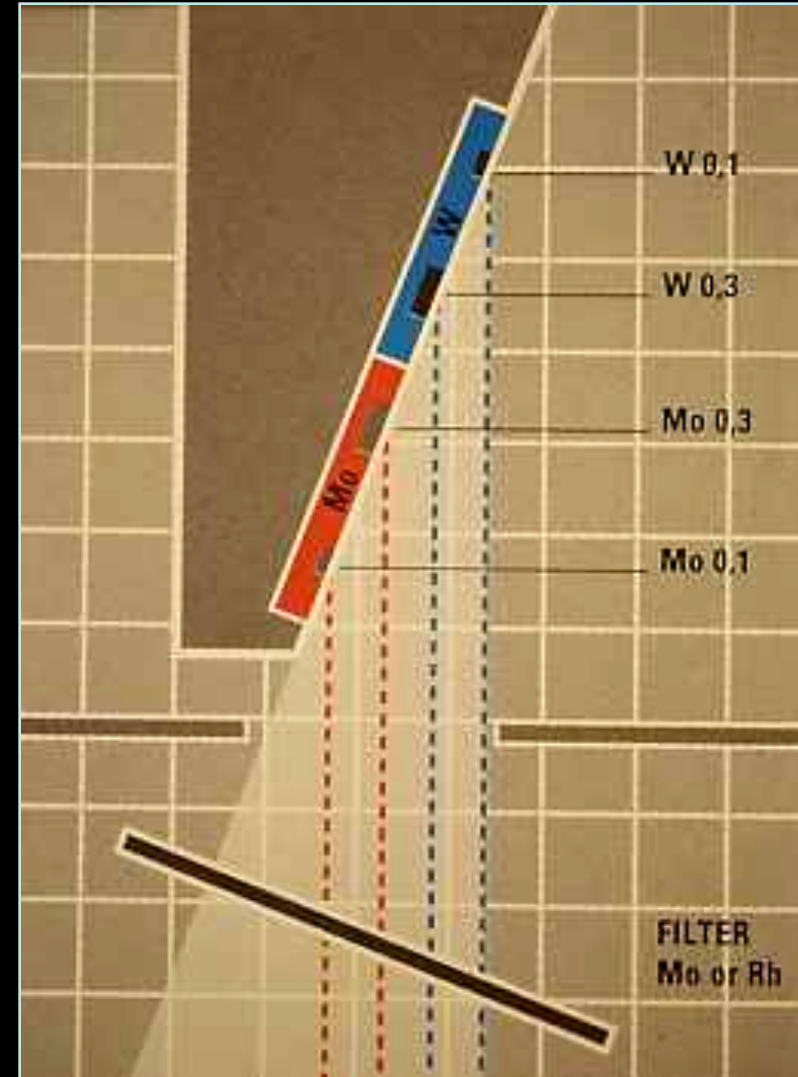


rhodium et tungstène

(dopés avec d'autres métaux : vanadium...)



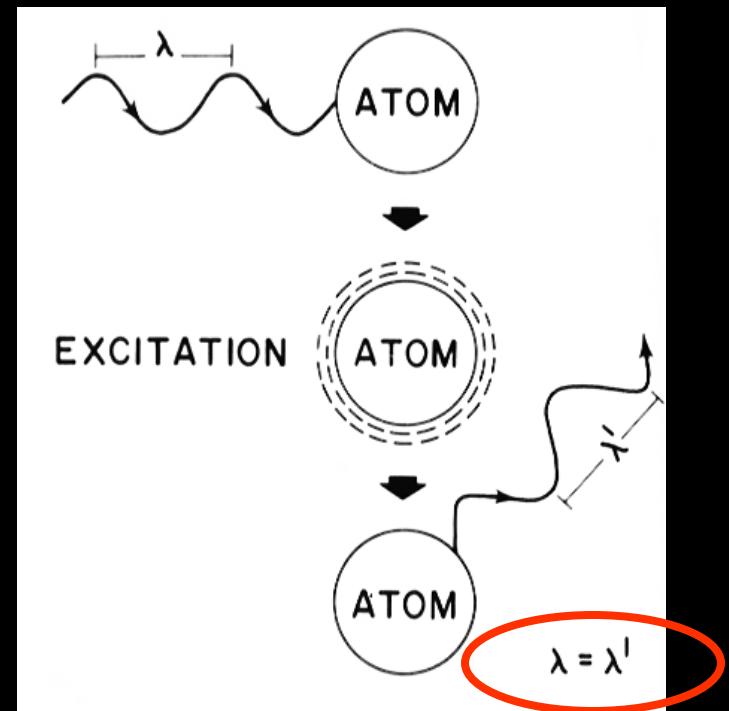
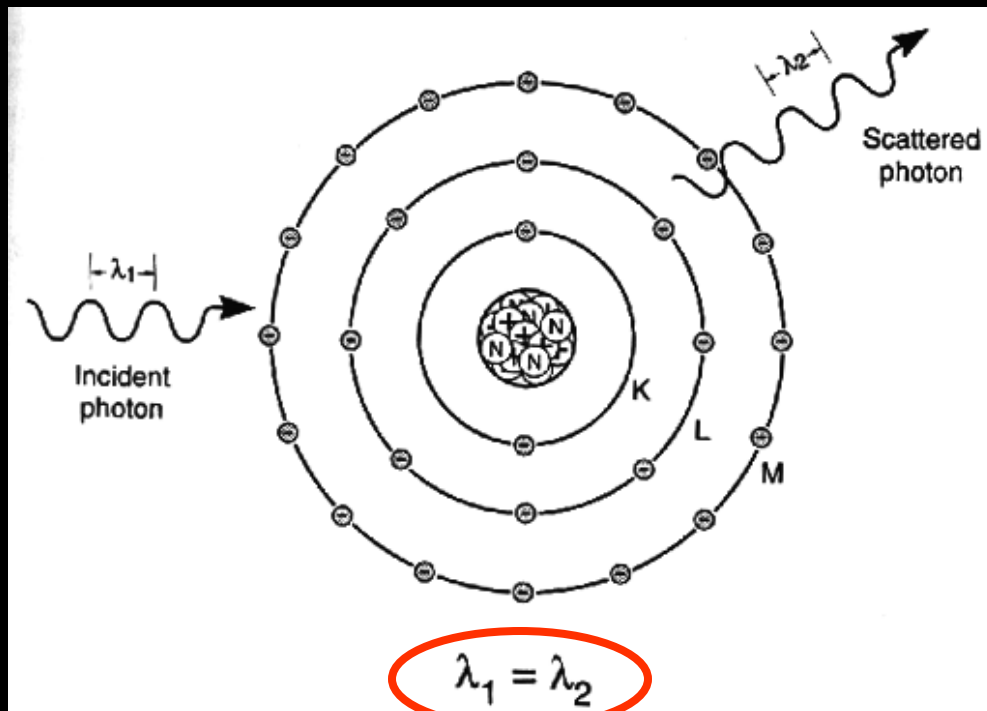
A partial periodic table showing the transition metal elements. The element Molybdenum (Mo) is highlighted in yellow, and Rhodium (Rh) is highlighted in pink. The elements shown include Ti, V, Cr, Mn, Fe, Co, Ni, Cu, Zn, Nb, Mo, Ru, Rh, Pd, Ag, Cd, Pt, Au, and Hg.



Interactions photons X-matière en radiodiagnostic

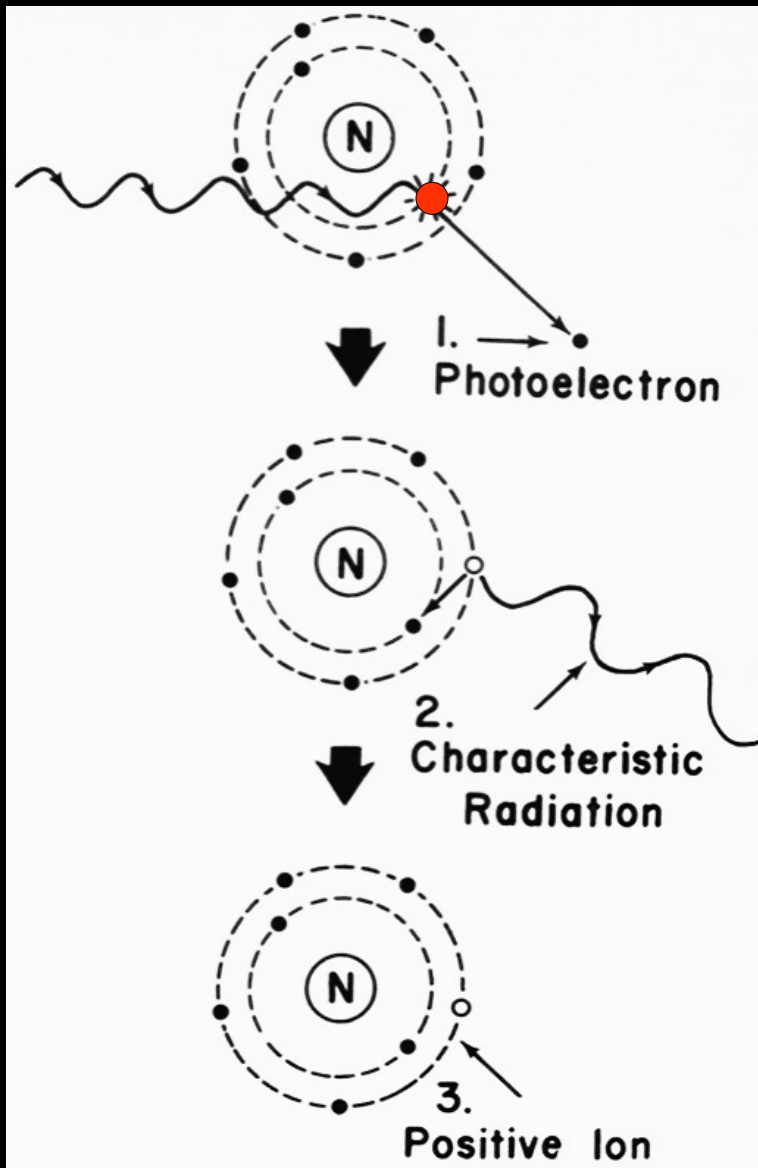
A/ mécanismes fondamentaux

1 - effet Thomson - Rayleigh ou diffusion élastique



5 % des photons X quelque soit leur E

2-effet photoélectrique



probabilité de survenue d'une interaction de type absorption par effet photo-électrique avec un électron d'une couche centrale (à E_I élevée si Z élevé)

- $E_{\text{photon}} > E_{I_K}$ de l'absorbeur

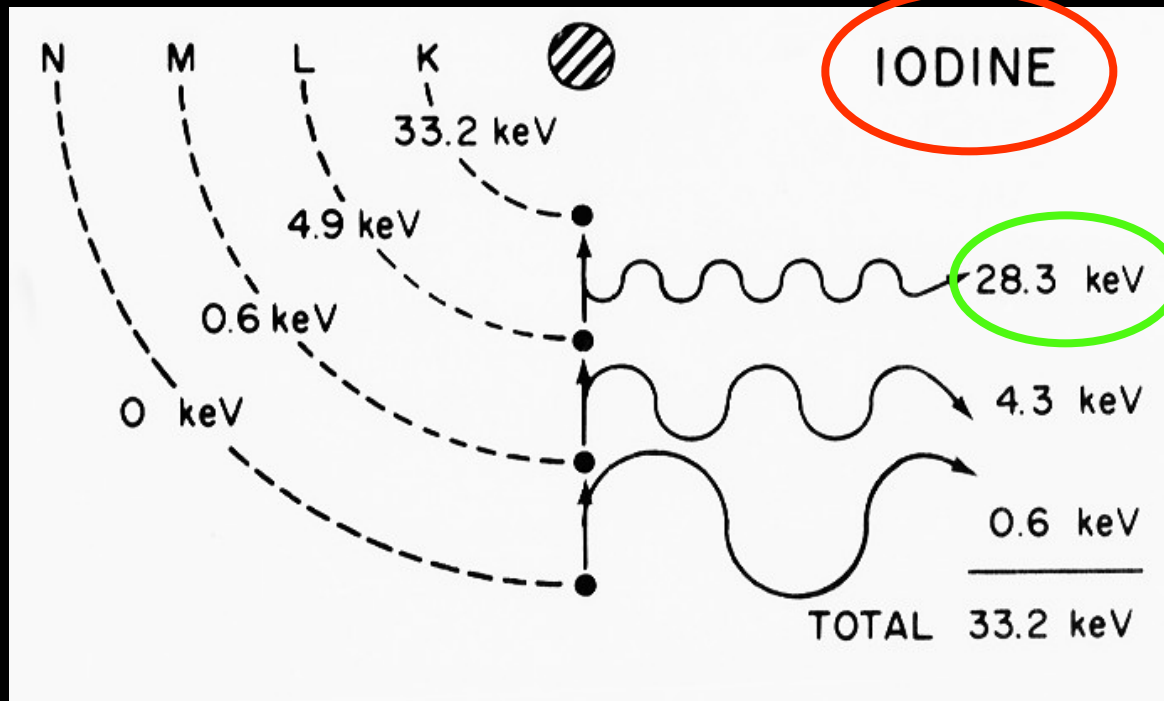
- E_{photon} proche par valeurs supérieures de E_{I_K}

- absorbeur de Z élevé

- Ca^{++} $Z = 20$

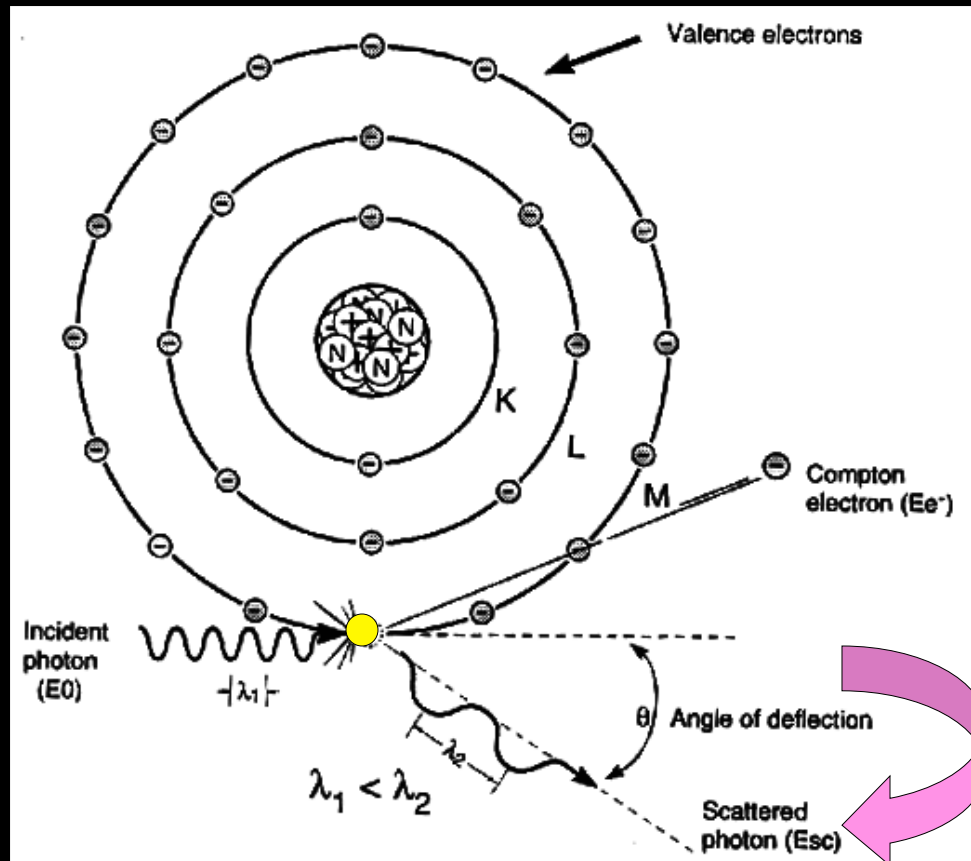
- I $Z = 53$ $E_{I_K} = 33,2 \text{ keV}$

- Ba $Z = 56$ $E_{I_K} = 37,4 \text{ keV}$



Dans le cas de l'iode, le rayonnement caractéristique après absorption par effet photo-électronique a une composante appartenant au domaine énergétique utilisé en radiodiagnostic

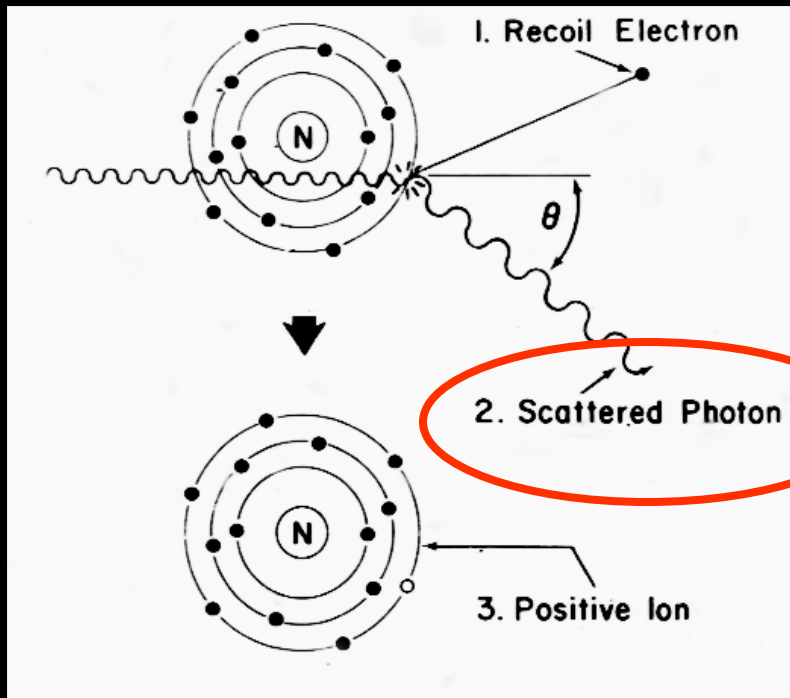
3- effet Compton ou diffusion inélastique



interaction entre photon X incident et électron d'une couche périphérique (M et au delà) à énergie de liaison faible (électrons "libres"), donc absorbeurs de Z faible :

O Z = 8 ; N Z = 7 ; C Z = 6 ; H Z = 1

cad "tissus mous"



probabilité de survenue d'une interaction de type Compton

- E photon X incidente élevée
- absorbeur de Z faible

σ est la **densité électronique des absorbeurs** (en e^-/cm^3) qui est le facteur essentiel de probabilité de survenue d'une interaction de type diffusion inélastique

NB : $e^-/cm^3 = e^-/g \times g/cm^3$ donc e^-/cm^3 est fonction de l'état physique du composé chimique

la conséquence essentielle sur le plan radiologique d'une **atténuation** par effet Compton est la création d'une **forte** quantité de **rayonnement diffusé**, d'énergie proche de celle du rayonnement incident

B/ fréquences relatives des interactions de base rayons X- matière en radiodiagnostic

= f. énergie max et moy du faisceau

cad

- f (kV)

- et du type d'absorbeur (Z moyen)

kV moyens et absorbeurs de Z élevé :

effet PE prédominant ;

contraste maxi ;

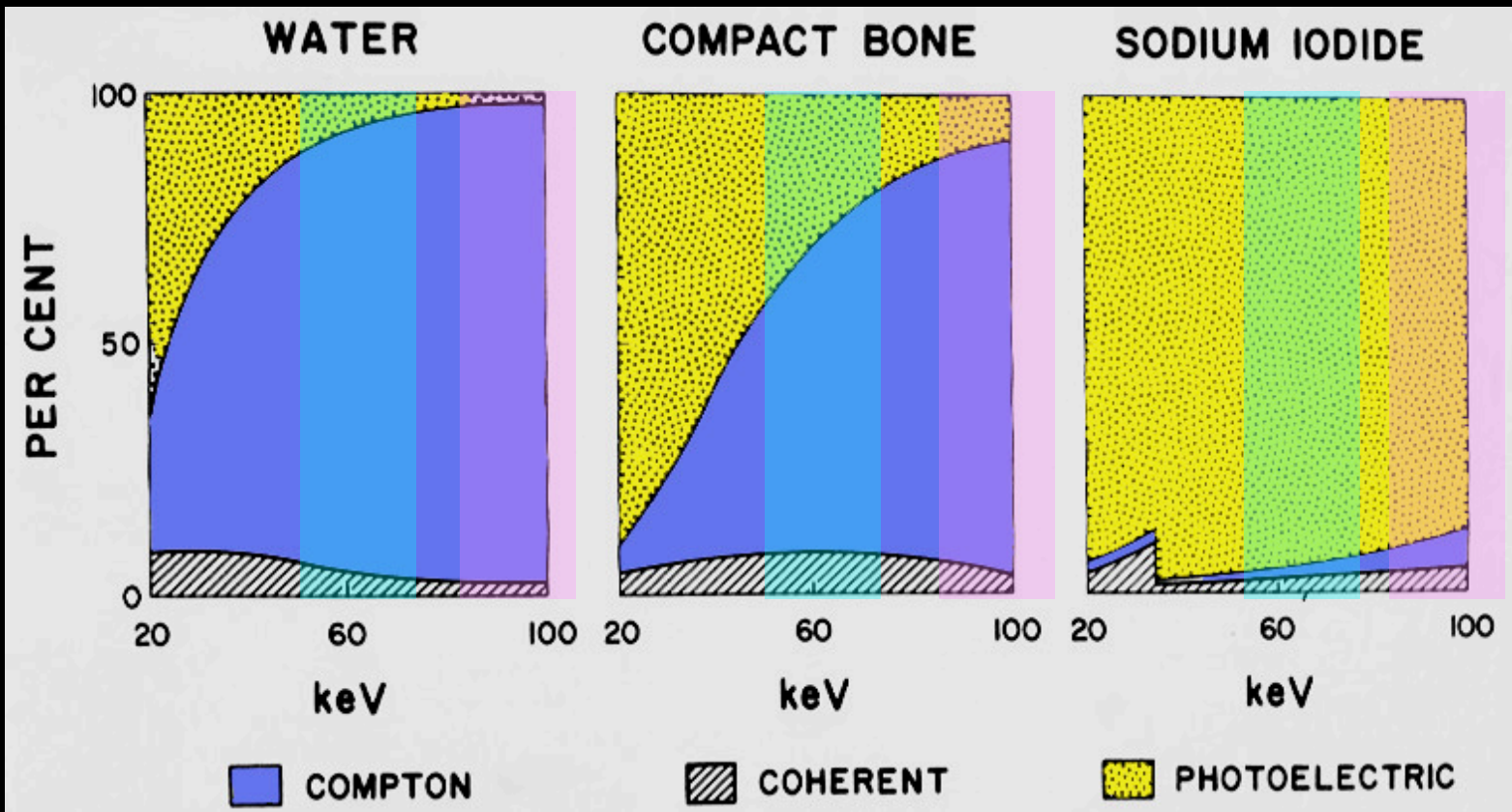
irradiation (dose absorbée par l'échantillon) maxi

kV élevés et / ou absorbeurs de Z faible :

effet Compton prédominant ;

contraste modéré

irradiation (dose absorbée par l'échantillon) mini



os et produits de contraste :
 50 à 95 % d'effet PE à kV moyens

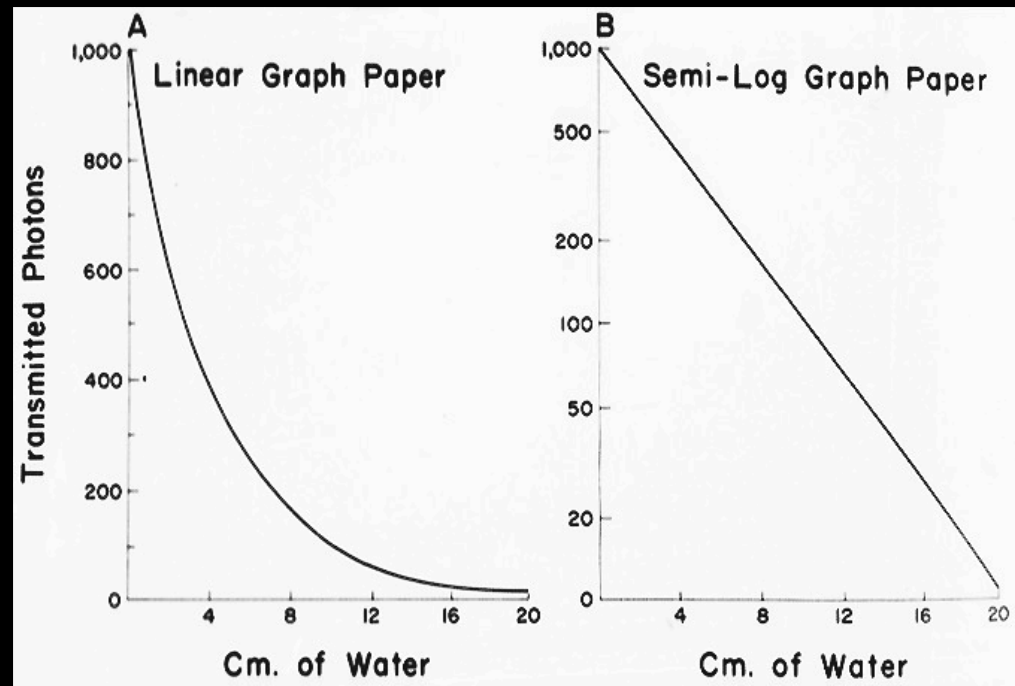
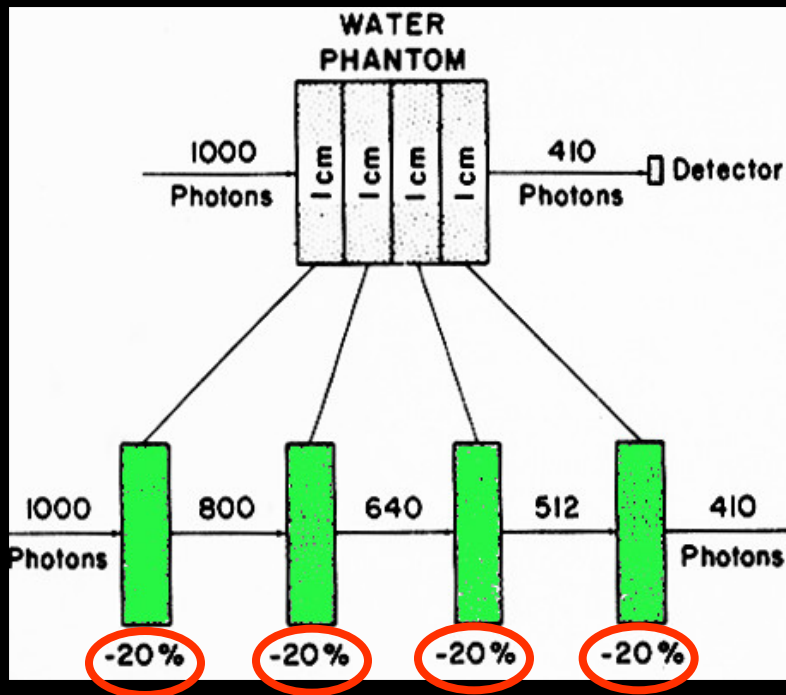
énergies moyennes en imagerie par projection

t. mous
 40 à 95 % d'effet Compton en
 le kVage de 40 à 100 KV

énergies moyennes en scanographie "classique"

C/ atténuation d'un faisceau de rayons X en radiodiagnostic

1. atténuation d'un faisceau monochromatique



décroissance exponentielle avec détermination du coefficient d'atténuation linéaire μ $N=N_0e^{-\mu x}$

coefficient d'atténuation linéaire μ

μ = atténuation / cm d'épaisseur d'un absorbeur donné en cm^{-1}
couche de demi-atténuation $N = N_0 e^{-\mu x}$

$$N_0 / 2 = N_0 e^{-\mu x_{1/2}}$$

$$1/2 = e^{-\mu x_{1/2}}$$

$$\mu x_{1/2} = 0,693$$

$$\text{CDA} = 0,693 / \mu$$

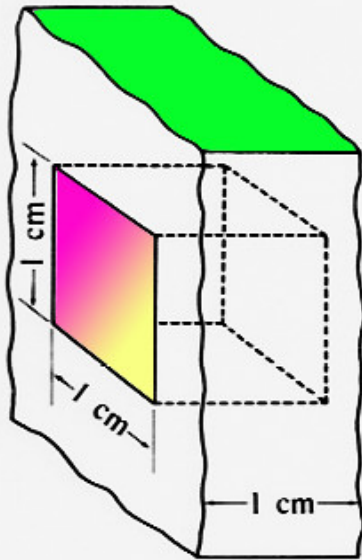
pour l'eau : $N = 1000$ photons ; $N_1 = 800 \rightarrow e^{\mu} = 1000/800 = 1,25$

$$\text{CDA} = 0,693/\mu = 0,693/0,22 = 3,12 \text{ cm}$$

coefficient d'atténuation massique μ / ρ

ρ = densité

atténuation d'un absorbeur indépendamment de son état physique est exprimé en g / cm^2

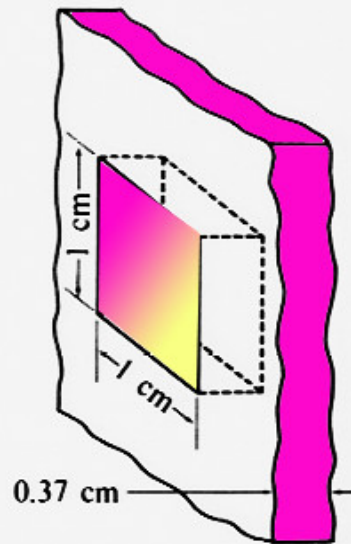


WATER

Density = 1 gm/cm³

Thickness of 1 gm/cm²

$$\frac{1}{1} = 1 \text{ cm}$$



ALUMINUM

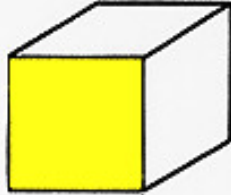
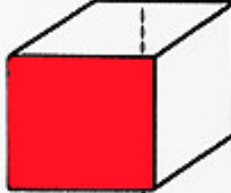
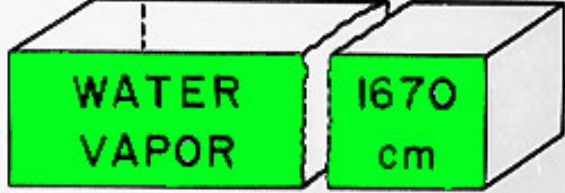
Density = 2.7 gm/cm³

Thickness of 1 gm/cm²

$$\frac{1}{2.7} = 0.37 \text{ cm}$$

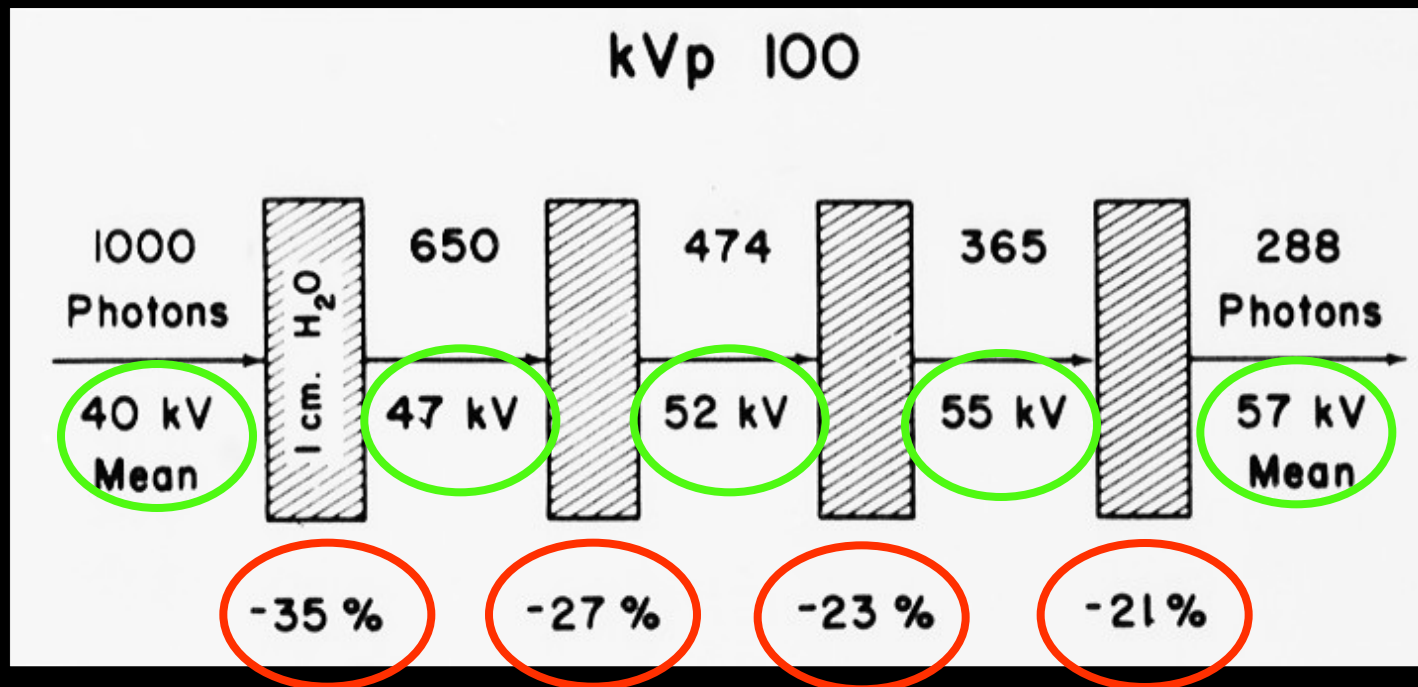
atténuations comparées
de 1 g d'eau et de 1 g
d'aluminium

coefficient d'atténuation massique μ / ρ

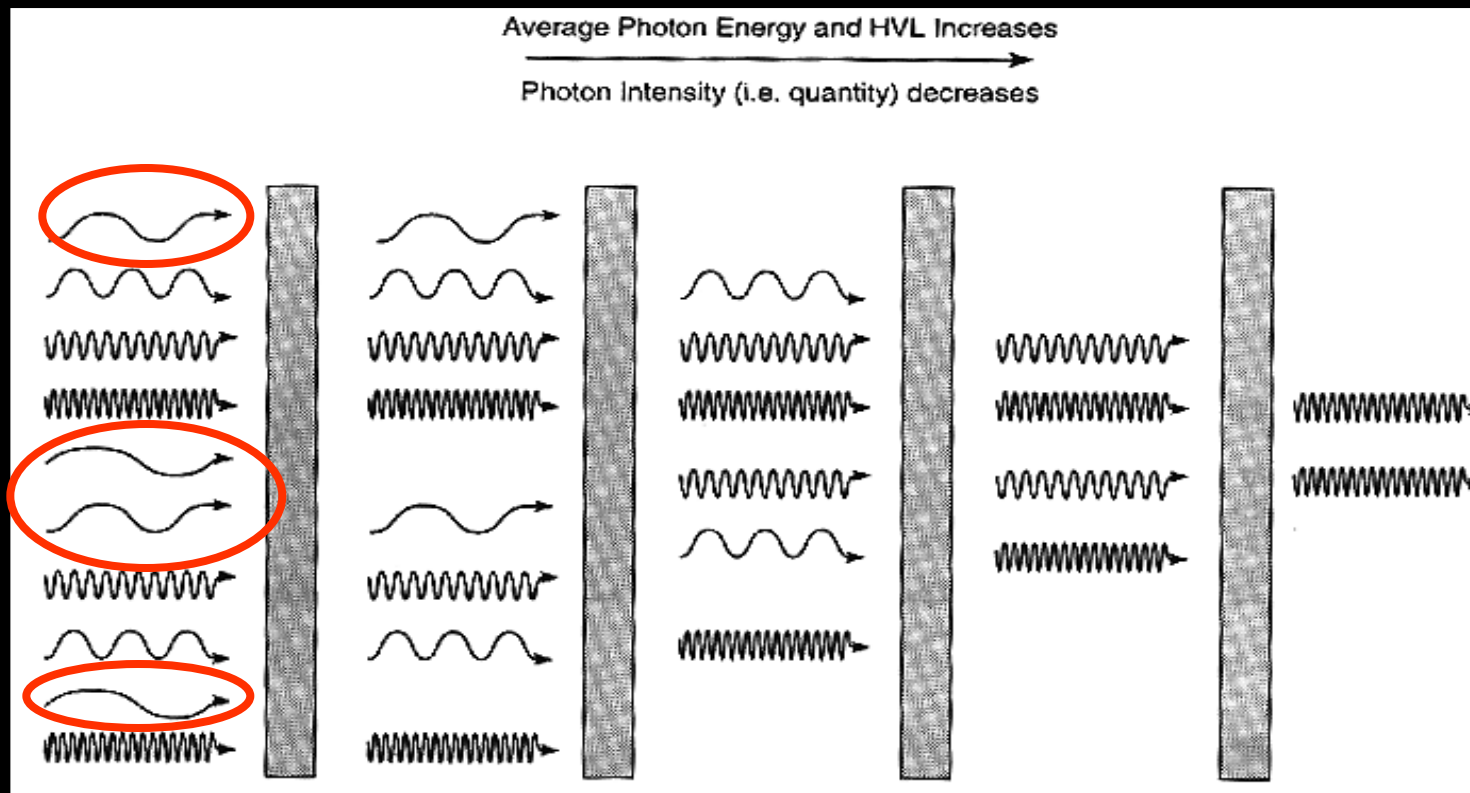
50 keV		Density (gm/cm ³)	Thickness of 1 gm/cm ²	
Linear Attenuation Coefficient (cm ⁻¹)	Mass Attenuation Coefficient (cm ² /gm)			
0.214	<u>0.214</u>	1	 WATER 1 cm	
0.196	<u>0.214</u>	0.917	 ICE 1.09 cm	
0.000128	<u>0.214</u>	0.000598	 WATER VAPOR 1670 cm	

le coefficient d'atténuation massique d'un corps (l'eau) est indépendant de son état physique : liquide , gazeux ou solide .

2. atténuation d'un faisceau polychromatique

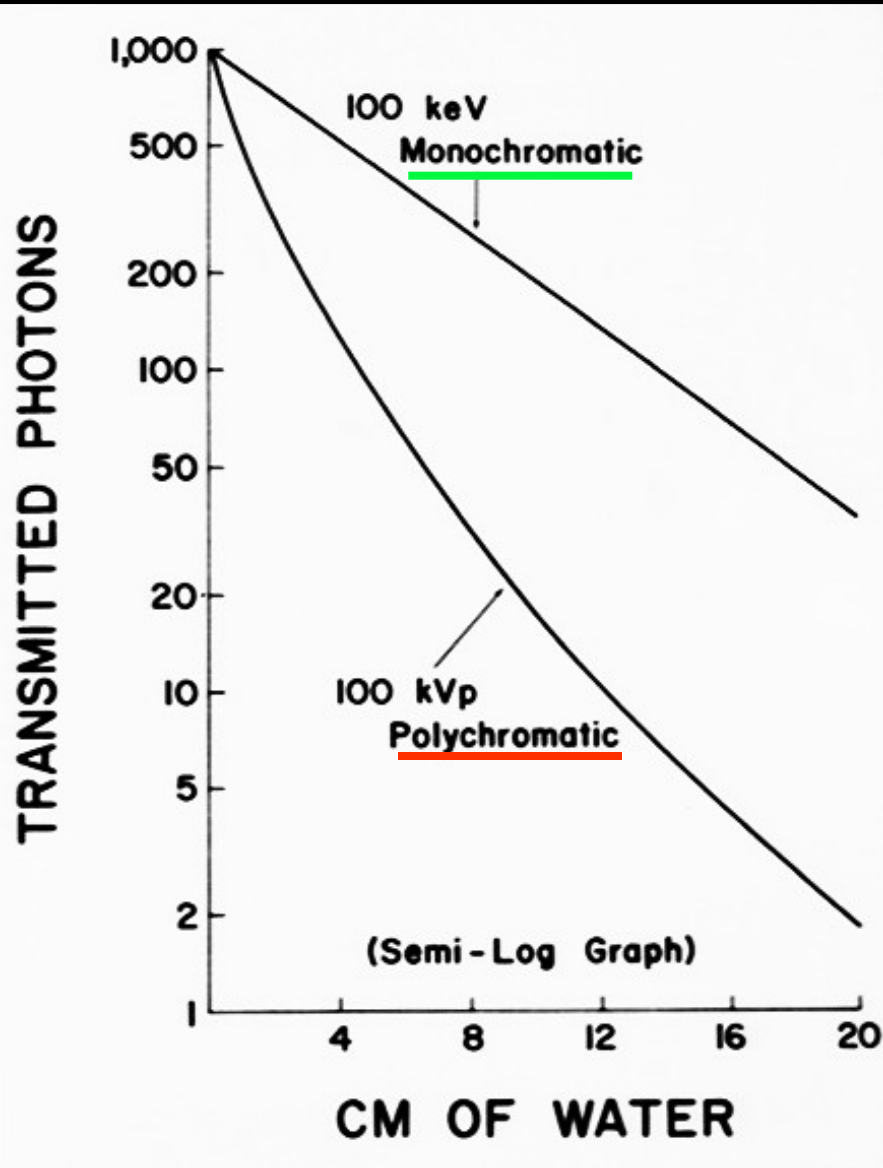


durcissement du faisceau = atténuation préférentielle des photons de basse énergie avec "sélection" progressive des photons énergétiques (composantes "dures" du faisceau)



durcissement du faisceau = atténuation préférentielle des photons de basse énergie avec "sélection" progressive des photons énergétiques (composantes "dures" du faisceau)

NB : c'est par une forte filtration en sortie de tube et en travaillant en "haute tension" (120kV) que l'on produit en scanographie un faisceau proche de monochromatique, indispensable pour la détermination des valeurs d'atténuation μ des voxels ($\mu_{\text{voxel}} - \mu_{\text{eau}} / \mu_{\text{eau}}$)



- le durcissement du faisceau polychromatique se traduit par le sous décalage et l'aspect curviligne de la courbe semi-logarithmique
 - après élimination des composantes "molles", les 2 courbes deviennent pratiquement parallèles (cf. scanner)