

Cours radiologie

2007

Sommaire

I. Nucléides

- 1.1 Énergie de liaison - défaut de masse
- 1.2 Capture électronique
- 1.3 La radioactivité

II. Loi de désintégration radioactive

- 2.1 Période radioactive

III. Production des RX

- 3.1 Bremsstrahlung, rayonnement de freinage
- 3.2 Rx caractéristiques

IV. Formation de l'image radiologique

- 4.1 La qualité d'image
- 4.2 Netteté de l'image
- 4.3 Flou géométrique
- 4.4 Flou de mouvement
- 4.5 Flou de récepteur
- 4.6 Flou de forme
- 4.7 Autres flous
- 4.8 Solution pour le flou

V. Détection des RX (radioprotection)

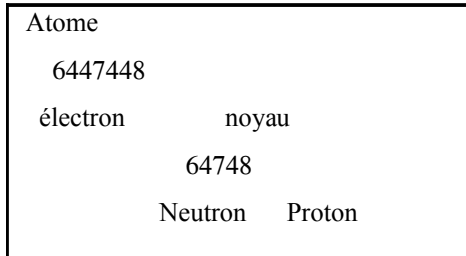
- 5.1 L'effet photoélectrique
- 5.2 L'effet Compton
- 5.3 Contraste et Tension
- 5.4 Contraste et dimension du pixel

VI. Les grandes familles de détecteurs

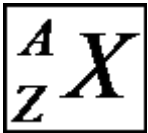
- 6.1 La fonction de transfert de modulation
- 6.2 La résolution spatiale
- 6.3 L'efficacité quantique de détection (EQD)
- 6.4 Autres détecteurs

I. Nucléides

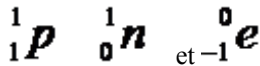
L'atome est composé d'un noyau autour duquel tournent des électrons. Le noyau est composé de neutron et de proton, qui sont des nucléons.



Proton p^+
 Neutron n^0
 Électron e^-
 On note **Z** le nombre de proton Z est le nombre de charge
 On note **AU** nombre de nucléon A est le nombre de masse
 On note **N** le nombre de neutron



X est le symbole du nucléide.
 On notera le proton le neutron et l'électron de la même manière :



Deux atomes ayant :

- le même Z mais un A différent sont des isotopes
- le même A mais un Z différent sont des isobares
- le même N mais un Z différent sont des isotones

les nucléons sont soumis à trois types de force

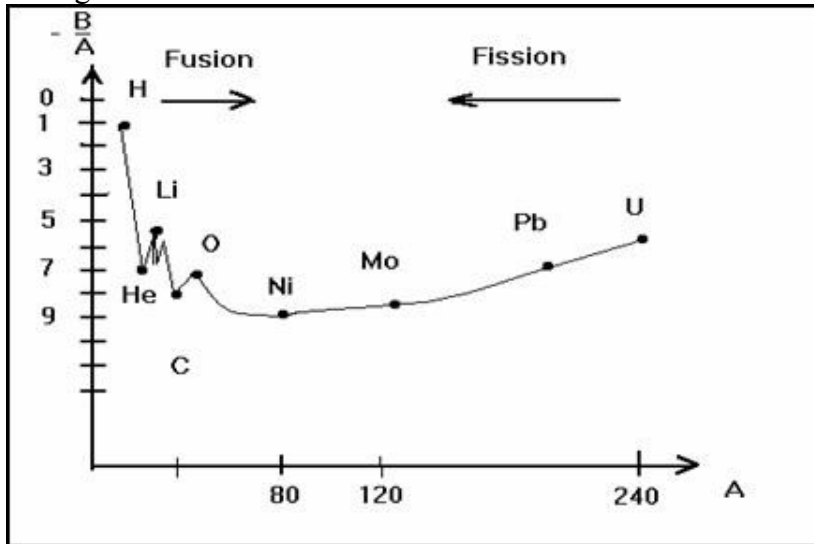
- forces **nucléaires attractives** de très grande intensité qui assurent la cohésion du noyau. Ces force intéressent aussi bien les protons que les neutrons et ont un très court rayon d'action
- forces **nucléaire de répulsion** de rayon d'action encore plus petit que celui des forces attractives. Elle empêche l'interpénétration du nucléon
- forces de **répulsion électrostatique** dues aux forces de coulomb intervenant entre les protons et ayant un long rayon d'action. A tres faible distance, ces forces sont moindre que les forces attractives

1.1 Energie de liaison - défaut de masse

Les forces nucléaires confèrent aux nucléons une énergie de liaison (W), énergie qu'il faut dépenser pour séparer complètement les un des autres cette énergie est donné par la relation $W = d MC^2$

dM est par définition le défaut de masse. C'est-à-dire la différence de masse entre la masse globale du noyau M (A, Z) et la somme des masse des protons et neutrons (exprimé en u.m.a ou Mev/C² or 1 u.m.a =1.66 10⁻²⁷)

On peut constater que cette énergie de liaison par nucléon est maximum d'A = 60 à A = 90. Cela correspond aux noyaux les plus stables dM/A ≈ 9 MeV. (DM est noté B dans la figure)



Émission β^+

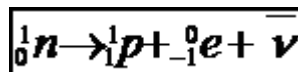
La particule β^+ est un positon, car il y a trop de protons dans le noyau.
$${}^A_Z X \rightarrow {}^A_{Z-1} X' + {}^0_1 e + \nu$$

On peut considérer que c'est un proton qui se transforme en un neutron
$${}^1_1 p \rightarrow {}^1_0 n + {}^0_1 e + \nu$$

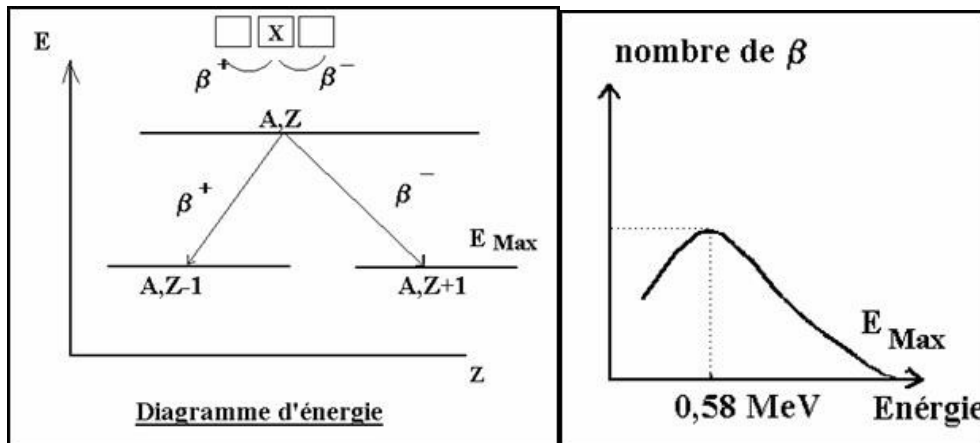
 ν est un neutrino de charge nulle et de masse vraisemblablement nulle.

Émission β^-

La particule β^- est un électron expulsé du noyau. Il y a émission d'un antineutrino, pour conservation de l'énergie. On peut considérer que β^- correspond à la transformation d'un neutron en proton, car il y a un excès de neutron dans le noyau.

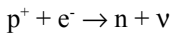


Les particules β ont une énergie qui n'est pas quantifiée. Mais le nombre de positon ou électron est maximum pour une énergie de 0,58 MeV



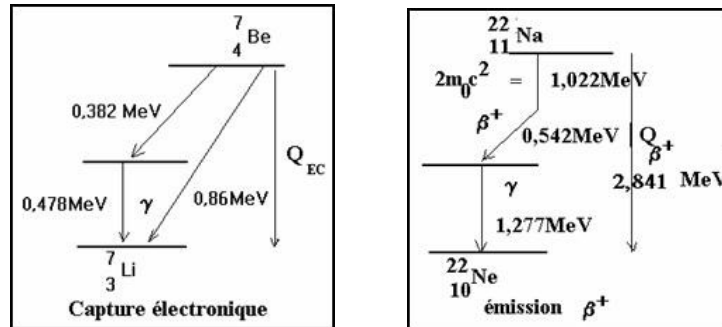
1.2 Capture électronique

Il peut y avoir au lieu d'une émission d'une particule β^+ , une capture électronique avec transformation d'un proton en neutron :



Il y a transformation dans le noyau d'un proton en neutron comme dans l'émission β^+ . La capture électronique est en concurrence avec l'émission β^+ . Le noyau résiduel est laissé dans un état excité, et il y aura émission d'un photon γ .

L'émission β^+ n'est possible que si ${}_Z M > {}_{Z-1} M + 2m_0$



1.3 La radioactivité

Certains nucléides se transforment spontanément au cours du temps. Cette transformation correspond à un changement de nature du noyau. Cette transformation se fait par émission de particule α ou β ou par fission spontanée ou par capture électronique. Cela se passe pour les noyaux lourds ou qui ont un excès de neutron ou de proton.

II. Loi de désintégration radioactive

Soit un nombre $N(t)$ d'atomes radioactifs d'une espèce présents à la date t .

Entre t et $t + dt$ un certain nombre de noyaux se sont désintégrés et ont changé de nature.

On appelle dN la variation du nombre d'atome entre ces deux dates. Cette variation est proportionnelle au nombre $N(t)$ d'atomes à la date t , dépend du nucléide considéré et de la durée dt .

$$dN = - N \lambda dt \quad (- \text{ car il y a diminution de } N)$$

$$\frac{dN}{N} = -\lambda \times dt$$

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

λ est la constante radioactive du nucléide

N_0 est le nombre d'atomes présents à la date $t = 0$

La décroissance radioactive suit une loi exponentielle.

2.1 Période radioactive

La période T est le temps nécessaire pour que la moitié des N_0 atomes présents à la date $t=0$ se soient désintégrés.

$$\frac{N_t}{N_0} = \frac{1}{2} = e^{-\lambda T}$$

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0,693}{\lambda}$$

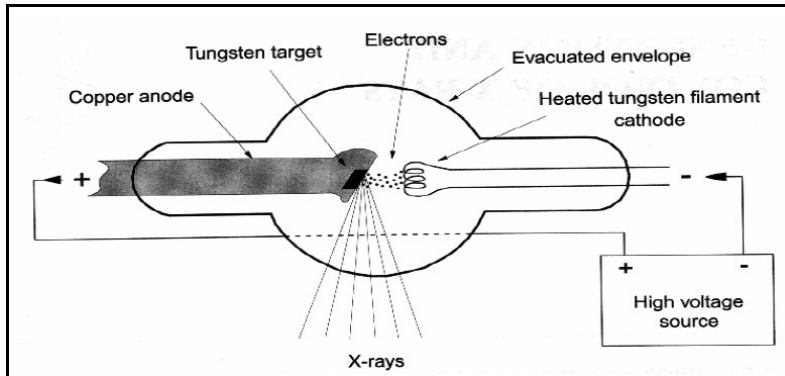
Les périodes T des différents radioéléments couvrent un domaine très vaste, depuis $T > 10^{30}$ ans pour le

vanadium à $T < 2,96 \cdot 10^{-7}$ s pour ${}^{212}_{84}\text{Po}$

III. Production des RX

Tube de Coolidge comprend

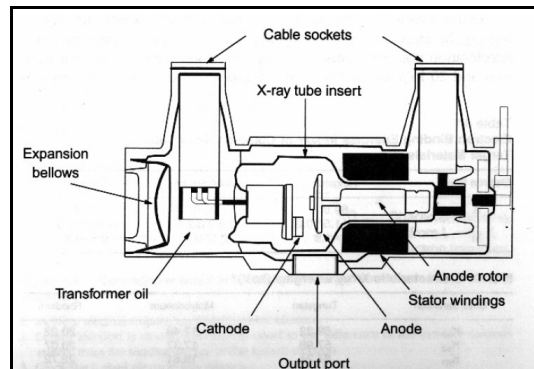
Une ampoule ou on a fait un vide pousseur, un circuit de chauffage comprenant essentiellement un filament F ou cathode, une cible ou anode ou anticathode portée à un potentiel +V par rapport à la cathode, un circuit de haute tension(30 à 150KV)



mm Hg	Libre parcourt (cm)
760	$9.3 \cdot 10^{-6}$
1	$7 \cdot 10^{-3}$
10^{-1}	$7 \cdot 10^{-2}$
10^{-6}	$7 \cdot 10^3$

L'interaction d'électrons énergétiques avec la matière produisant 99,5% de chaleur et 0,5% de rayons-X par Bremsstrahlung et émission de Rx caractéristiques

Pour améliorer le rendement du tube RX on fait un refroidissement de l'anode (anode tournante, utilisation d'une couche de graphite et un système de refroidissement)



Cathode: filament hélical de W entouré d'un élément focalisant

- Chauffé, il y a émission thermoïnique
- Taux dépend de la température, qui dépend du courant
- Ajout d'éléments traces (Thorium) afin d'augmenter l'efficacité et la vie du fil.
- application d'un voltage de biais afin de focaliser le faisceau d'électron

Anode : cible des électrons

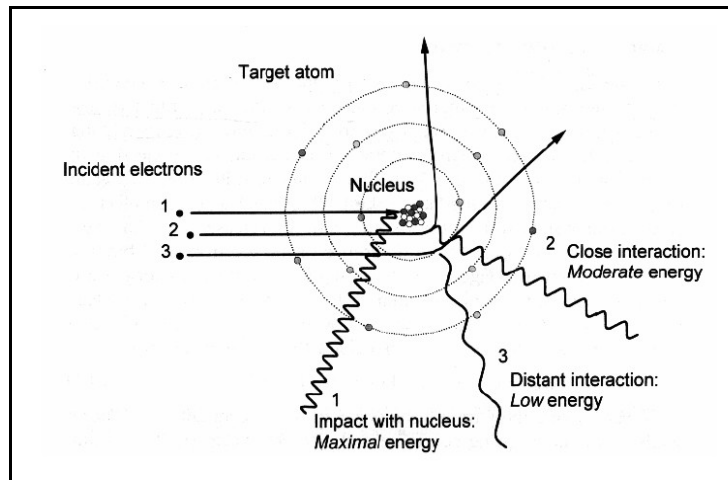
- Habituellement en W ($Z=74$) à cause de son point de fusion élevé ($>3000^{\circ}\text{C}$)
- Aussi Molybdène et Rhodium pour radiographie à basse énergie (mammographie)
- 2 configurations : stationnaires et rotatives

>Stationnaires: limitées en puissance, plus simples (moins chers), e.g. Rx dentaires

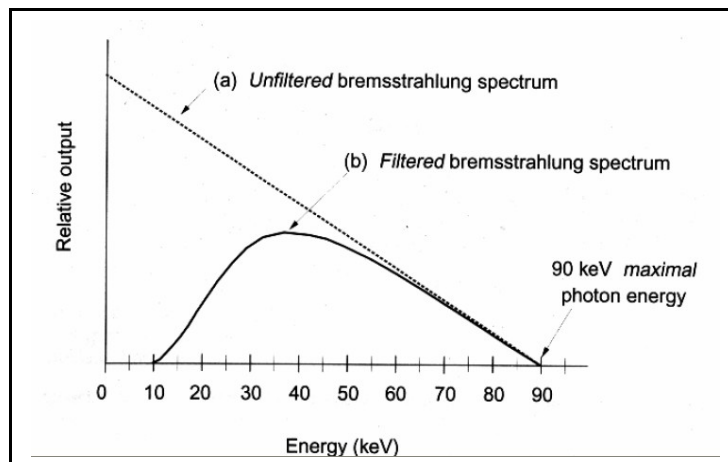
>Rotatives : complexes (plus chers)•permet une plus haute puissance, rotation de 3000 à 9000 rpm

L'angularité de l'anode permet de définir un plus petit (meilleur) point focal, la dimension du point focal a un impact important sur la résolution spatiale

3.1 Bremsstrahlung, rayonnement de freinage Interaction d'un électron avec un atome via l'attraction Coulombienne conversion de l'énergie en énergie électromagnétique (Rx)

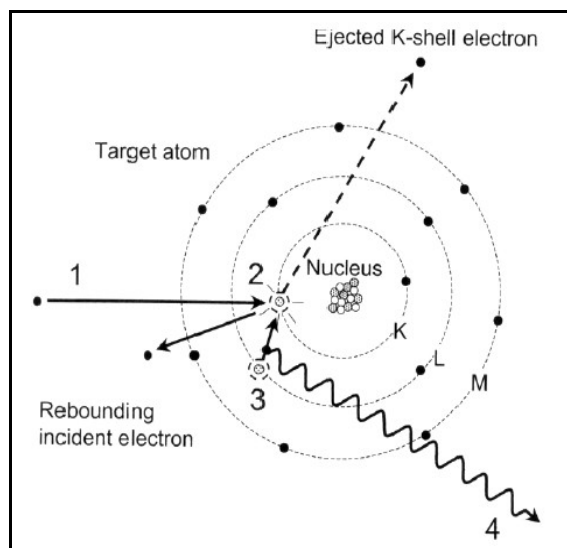


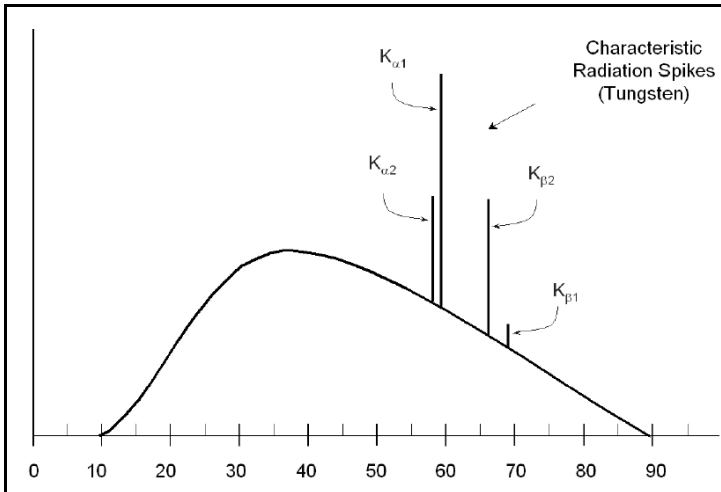
Spectre de Bremm. Continue avec une énergie maximale correspondant à l'énergie maximale de l'électron



3.2 Rx caractéristiques

Interaction d'un électron incident avec un électron lié d'une couche interne qui est éjecté. Un électron d'une des couches supérieures prend sa place avec l'émission d'un Rx caractéristique





Nomenclature:

- α -> bandes adjacentes (L -> K ou M -> L)
- β -> bandes non-adjacentes (M -> K)
- souscrits 1, 2, 3 : structure fine
- 10 à 20% des Rx sont caractéristiques, dépendant de l'énergie
- Choix du matériau dépend de l'énergie/application voulue

Les pics sont appelées des bandes de transparence qui

correspondent au changement d'une couche à une autre

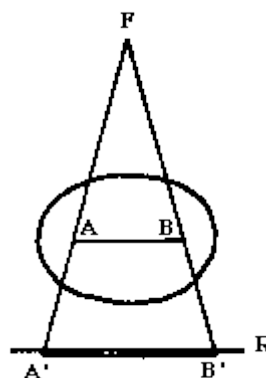
IV. Formation de l'image radiologique

Trois facteurs sont indispensables à la formation d'une image radiologique :

- le foyer radiogène (F), quasi ponctuel, source du faisceau de RX ;
- l'objet radiographié (O), dont on veut former une image, habituellement région anatomique, mais que l'on assimilera dans ce cours à un objet géométrique ou physique simplifié en fonction des caractéristiques étudiées ;
- le récepteur (R), film le plus souvent, mais progressivement remplacé par des procédés électroniques, qui supporte l'image utile.

Chacun de ces éléments de base peut varier dans des conditions multiples ; le faisceau de RX se définit par sa géométrie, le spectre d'énergie des photons, les rapports géométriques propres entre F, O et R.

La forme, la dimension et la composition chimique de l'objet sont très diverses et c'est cette diversité que l'on veut analyser.



4.1 La qualité d'image se jugera sur plusieurs paramètres.

- *Netteté* : l'image doit être nette, sans flou, ses contours sont bien délimités.
- *Contraste* : les différences d'intensité dans le noircissement du film permettent de reconnaître les structures que l'on souhaitait étudier.
- *Incidence* : l'analyse anatomique impose une comparaison à des clichés pris dans une position définie de référence.
- *Centrage* : l'image utile doit se trouver au centre d'un film de dimension minimale.
- *Conformité aux règles de présentation* : l'identification du malade, du côté ou des conditions de réalisation obéit à des règles administratives (identité, côté) ou de tradition locale (position de l'étiquette, enveloppe).

4.2 Netteté de l'image : Flou

Les contours de l'image doivent être nets, c'est-à-dire parfaitement délimités ; une ligne précise sépare les zones opaques sombres et claires. L'absence de netteté est le *flou*, défaut que l'on s'efforce de réduire. Le flou est en fait inévitable et les phénomènes qui le produisent sont nombreux. Pour des raisons didactiques on les résume à 4 causes principales :

- flou géométrique
- flou cinétique
- flou d'écran
- flou de forme

Ces termes traditionnels simplifient la réalité ; ainsi l'écran n'est plus que l'un des récepteurs utilisés et nous emploierons des termes plus généraux (flou de récepteur ou flou de mouvement).

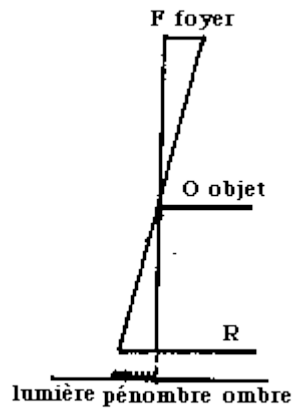
4.3 Flou géométrique

Ce flou est lié à la disposition géométrique des éléments concourant à la formation de l'image : taille du foyer, agrandissement, décalage par rapport au rayon directeur.

Problème géométrique

Le foyer géométrique (ou optique), source du rayonnement X n'est pas un point ; cette surface d'émission est un carré de 0,6 mm à 1,2 mm de côté sur la majorité des tubes radiogènes actuels ; ses dimensions peuvent atteindre 2 mm (voir tube radiogène) ou descendre à 0,1 mm. Nous avons précédemment vu les conditions de distance de travail du tube et du récepteur.

On reconnaît la formation de l'image d'un foyer (élargi pour la facilité de la démonstration) sur le bord fin d'un objet opaque. On peut distinguer trois zones de l'image :



- *Ombre* : aucun rayon provenant directement du foyer ne touche le film.

- *Lumière* : tout point du récepteur est en vue directe de la totalité du foyer ; l'éclairement est maximum.

- *Pénombre* : cette zone intermédiaire ne reçoit qu'une partie du rayonnement du foyer ; le passage de l'ombre à la lumière se fait progressivement et la limite entre ces deux zones est indistincte, floue.

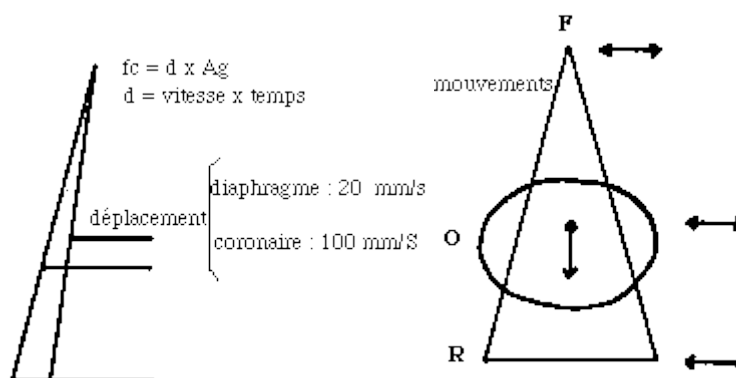
4.4 Flou de mouvement

Trois types de mouvements

Mouvement de l'objet

Le malade respire, le coeur bat, les organes digestifs bougent, l'immobilité musculaire ne peut être maîtrisée longtemps.

C'est le flou le plus préoccupant. L'élément anatomique mobile se déplace à une vitesse parfois importante (vitesse instantanée atteignant 100 à 200 mm/seconde). La longueur parcourue est fonction du temps d'exposition ou temps de pose.



Le flou cinétique d'objet est proportionnel à la vitesse du déplacement de l'objet l'agrandissement inversement proportionnel au temps de pose

Mouvement de foyer radiogène

Il s'agit le plus souvent de vibration d'un plateau d'anode voilé, d'une vibration de gaine mal contenue par une suspension qui, en vieillissant, a pris un jeu mécanique : l'amplitude de cette vibration autour d'une position moyenne augmente la dimension apparente du foyer. L'effet est donc plus marqué pour un foyer de petites dimensions qui pourrait alors donner des résultats équivalents à un gros foyer. En tomographie les mouvements mécaniques obligatoires et leur jeu associé créaient une limite à l'intérêt de foyers de petite taille (inférieur à 0.6 mm).

Mouvement du récepteur

Il s'agit là encore de déficiences mécaniques.

- La lettre de repérage un peu épaisse, collée par un sparadrap peut créer un contact entre une cassette supposée immobile et la grille mobile ; la cassette est donc entraînée par les vibrations de la grille.
- Le temps séparant le lancement de l'anode de la prise de cliché sur une table télécommandée doit être bref (moins de 2 secondes) ; ce temps comprend non seulement la mise en vitesse de l'anode (9 000 tours) mais le transport d'un tiroir contenant la cassette sur une distance de 50 cm et une immobilisation en fin de course. Si l'on déclenche le deuxième temps de prise de cliché trop tôt, le cliché est pris alors que la cassette est encore en mouvement ou en vibration.
- Les sériographies prenant des clichés à un rythme rapide et changeant le film peuvent si le temps de pose est trop long déplacer le film pour mettre en place le suivant alors que l'émission des rayons n'est pas encore terminée.

4.5 Flou de récepteur

Le récepteur a une structure granuleuse, grains de bromure d'argent pour le film, grains luminescents de l'écran renforçateur ou de l'amplificateur de luminance et même structure de matrice d'un système numérisé.

Une ligne droite de délimitation idéale se traduit donc par une ligne irrégulière et donc par une imprécision de contours

La qualité de résolution spatiale du récepteur règle donc le degré de netteté de l'image

4.6 Flou de forme

Le contour parfaitement défini d'un objet produira une image plus nette qu'un objet au contour imprécis. Nous avons envisagé jusqu'ici des objets ayant une opacité absolue au rayonnement ; en fait l'atténuation du rayonnement est liée à la nature et à l'épaisseur. Sur le schéma ci-dessous, on reconnaît que la limite d'une structure incomplètement opaque et épaisse même de forme géométrique crée une image de noircissement passant progressivement de la lumière à l'ombre.

Ce flou de forme est plus particulièrement lié à la forme des objets et aux variations d'épaisseurs pour des rayons grossièrement parallèles. Une forme en coin donne une image différente selon l'angle de ce coin. Une forme courbe sera reconnue essentiellement par la ligne de tangence à cette courbe et non par les zones limites de cette courbe (très particulièrement lorsque la structure radiographiée est une lame courbe). Cette notion porte le nom de loi des tangences. Elle est une composante essentielle de la formation de l'image osseuse : on voit mieux la voûte crânienne dans la partie périphérique que dans la partie centrale, les corticales tangentielles d'un os que celles qui sont perpendiculaires au rayon.

Flou d'incidence

Lié à l'obliquité du rayon dans le couple d'écrans, le rayon X aborde les écrans qui se font face en des points distincts et donnent deux images séparées : voir le chapitre écrans.

Flou tomographique

4.8 Solution pour le flou

Diminution du flou géométrique

Choix d'un **petit foyer** dans la mesure où il est compatible avec la charge demandée et que le temps de pose n'est pas trop long. La taille des foyers s'échelonne de 2mm à 0,1mm (pour la mammographie).

-**Diminution de la distance sujet-film** : il faut essayer de placer la structure intéressante le plus près possible du film.

-**Augmentation de la distance foyer-sujet** : malheureusement cela nécessite l'emploi de tube puissant et donc de gros foyer.

Diminution du flou cinétique

-Il faut **supprimer ou réduire les causes de mouvements** : apnée, immobilité, sangle, sacs de sable, appui sur statif, etc.

-**Réduction du temps de pose** mais cela nécessite un tube puissant et donc de gros foyer.

Utilisation d'une gaine plombée et rempli avec de l'huile, utilisation des grilles anti diffusante qui sont des trous orientés d'une manière conique par rapport à la direction des RX(foyer ,film) pour éliminer tous les photons qui ne sont pas dans la même direction que ces trous(même principe qu'un collimateur de gamma camera)

V. Détection des RX (radioprotection)

Les rayons gamma proviennent de l'interaction des nucléaires tandis que le rayon x provient de l'interaction des électrons

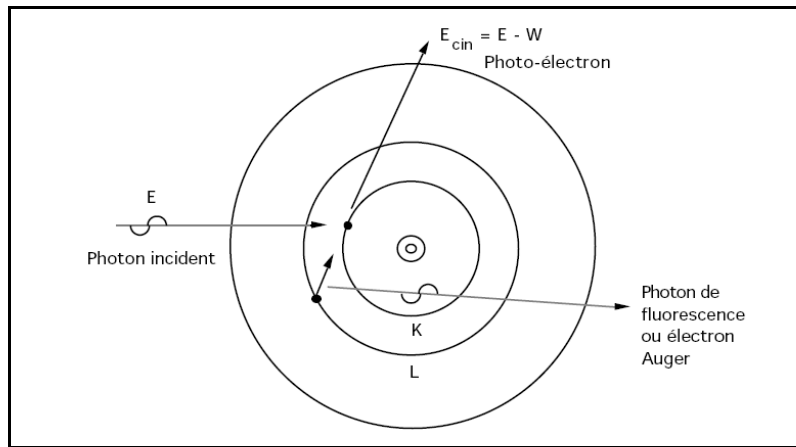
$E_x = 30\text{Kev}$ pour la radiologie imagerie des tissus mous faible KV

E_{gamma} : spectre de raie 511Kev inhalation de particule β (spectre discret)

5.1 L'effet photoélectrique:

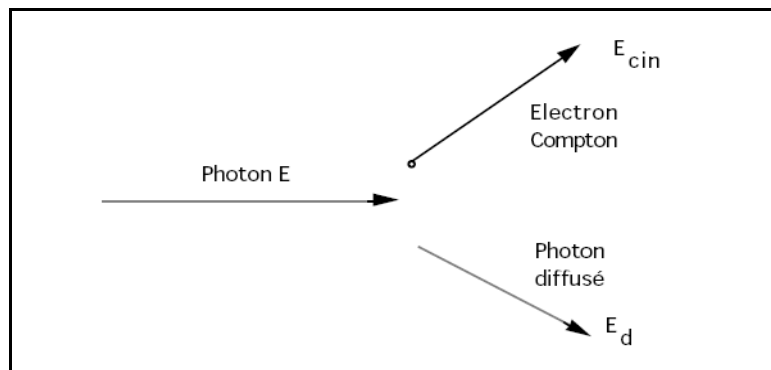
le photon entre en collision avec un électron des couches internes de l'atome. L'énergie E du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cette énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne (énergie de liaison W); l'excédent d'énergie se retrouve sous forme d'énergie cinétique de l'électron éjecté. Par conséquent, $E = W + E_{\text{cin}}$. L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. L'énergie cinétique du photoélectron est finalement transférée au milieu lors d'ionisations ultérieures. Le retour de l'atome à l'état fondamental s'accompagne d'une émission d'énergie sous forme d'un photon de fluorescence ou d'un électron Auger.

Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place laissée vacante par l'électron éjecté. Parfois, pour des milieux de Z petit, le photon de fluorescence produit un nouvel effet photoélectrique avec émission d'un électron: c'est l'effet Auger.



5.2 L'effet Compton ($E > 1.2\text{Mev}$)

le photon entre en collision avec un électron libre ou faiblement lié auquel il cède une partie de son énergie. Un photon d'énergie plus faible est diffusé dans une direction différente de la direction initiale. Pour les photons X étudiés ici, la majeure partie de l'énergie est emportée par le photon diffusé. il'y a trois possibilité soit un plein choque (e et Px direction opposé, soit un frôlement direction perpendiculaire l'un par rapport a l'autre, soit un choc moue qui est traduit par la figure suivante)



On peut augmenter la mono chromaticité en se situant dans la bande de transparence

5.3 Contraste et Tension

En plus de son action sur la densité photographique, la tension agit sur la qualité de l'image c'est à dire sur le contraste : il diminue quand la tension augmente (effet Compton prédominant), alors qu'en technique basse tension ($<100\text{Kv}$), le contraste est grand (effet photoélectrique prédominant).

En technique haute tension ($>100\text{Kv}$), le contraste entre deux plages est faible mais il est possible de visualiser toutes les structures radiographiées : **compression du contraste**.

A l'opposé en basse tension, les différences d'atténuation étant grandes, il faut souvent plusieurs expositions pour visualiser avec des densités radiographiques valables des structures de radio-opacités très différentes.

Ainsi la tension doit être choisie en fonction du contraste recherché :

- **basse tension** pour un contraste marqué (recherche de corps étrangers dans les parties molles, mammographie, clichés du squelette)

- **haute tension** pour un contraste comprimé (cliché pulmonaire avec effacement des côtes, pénétration du médiastin, examens digestifs barytés).

5.4 Contraste et dimension du pixel

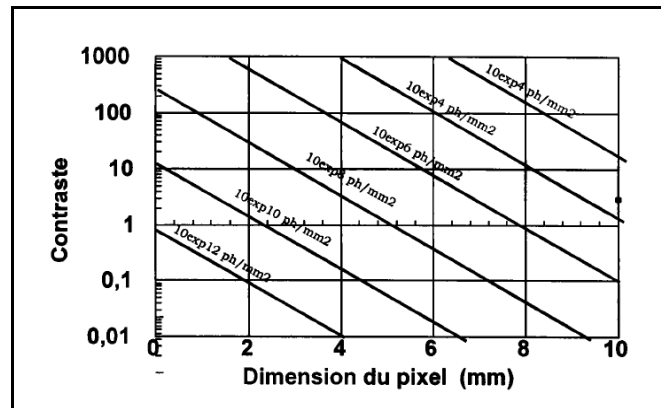


Fig1

Pour un flux constant si la dimension du pixel augmente le contraste diminue, et inversement pour la même dimension du pixel si on diminue le flux le contraste diminue aussi, et si on divise le contraste par le même coefficient on gardera le même contraste.

On doit noter qu'il faut une certaine dose (nombre de photon/u.surface/u.temps) pour sensibiliser un pixel

VI. Les grandes familles de détecteurs

Les principaux paramètres caractéristiques d'un détecteur sont :

- la **résolution spatiale** qui est indiquée par la fonction de transfert de modulation (courbe de FTM),
- l'**efficacité quantique de détection** (liée au pouvoir d'arrêt du milieu détecteur, aux différentes sources de bruit et au nombre d'événements secondaires créés par photon X absorbé),

6.1 La fonction de transfert de modulation

(FTM) d'un détecteur est une courbe qui relie la variation de contraste de l'image en fonction de la fréquence spatiale de l'objet pour un contraste objet donné. Elle rend compte des possibilités de visualiser un contraste donné dans l'image. Dans une chaîne où interviennent plusieurs éléments de transformation de l'information, la FTM de l'ensemble du système est le produit des diverses fonctions de transfert. C'est l'élément qui a la FTM la plus mauvaise qui a le rôle le plus important dans la dégradation de l'image (capteur, optique, visu ...).

6.2 La résolution spatiale

ne correspond en fait qu'à un point de la courbe Fig.1. En général, c'est la valeur correspondant à 5% de contraste qui est la limite au delà de laquelle on considère qu'un détail n'est plus décelable. Elle se mesure en μm ou en paires de lignes par millimètre (pUmm). Pour les détecteurs à pixels indépendants, on admet que cette résolution limite est définie par la fréquence de Nyquist (inverse du double de la taille du pixel élémentaire).

6.3 L'efficacité quantique de détection (EQD)

caractérise probablement le mieux une chaîne de détection de l'image, puisqu'elle reflète l'aptitude d'un système à convertir fidèlement l'image radiante sans la distordre en comparant le rapport S/B en sortie au rapport S/B en entrée. Ceci tient compte de l'efficacité d'absorption du rayonnement X et de la conversion et rend compte de l'utilisation de la dose incidente au patient. L'EQD s'exprime sous la forme suivante :

$$EQD = \frac{(S_{lu} / B_{lu})^2}{(S_{Xentrée} / B_{Xentrée})^2}$$

Le signal à l'entrée est lié au nombre de photons incidents(N), et donc le bruit associé, qui est statistique, est la racine carrée du nombre de photons incidents ($S_{Xentrée} / B_{Xentrée}$)

L'efficacité quantique de détection mesurée à fréquence spatiale nulle, inférieure à 1, devrait être supérieure à 0,5 dans une chaîne d'imagerie médicale. Elle peut être voisine de 0,8 dans les cas les plus favorables (intensificateurs de brillance).

6.4 Autres détecteurs

On peut préciser en outre quelques autres notions utilisées pour caractériser les détecteurs :

La sensibilité qui correspond à la plus petite variation d'absorption des rayons X que l'on arrive à mesurer. Cette notion est très importante pour la scopie. Elle se mesure en μGy typiquement.

La dynamique de l'objet qui est égale à l'inverse de l'atténuation (environ 300 pour un patient "standard" en imagerie thoracique).

La dynamique vraie de l'image correspond au rapport de l'amplitude du signal non atténuée sur l'amplitude du bruit du signal le plus atténué.

La traînée, qui rendra le détecteur plus ou moins apte à la radioscopie.

Le champ

Le détecteur idéal de photons X pourrait avoir une série de caractéristiques qui représentent un compromis des valeurs des différents paramètres préalablement envisagés.

- Efficacité quantique de détection (EQD):	supérieure à 75%.
- Rapport signal/bruit élevé :	limité par le bruit quantique seulement.
- Résolution spatiale élevée :	100 à 150 μm pour la graphie.
- Champ d'image :	40 x 40-cm ²
- Dynamique image :	10 ⁴
- Résolution temporelle :	30 images par seconde pour la scopie.
- Résistance à l'exposition aux rayons X :	durée de vie > 10 ² Gy
- Uniformité de réponse :	sur toute la surface des détecteurs.
- Linéarité de réponse :	indépendante de l'énergie des photons X
- Sensibilité	quelques nGy en scopie

CCD petit composant électronique de toute résolution, il sert à numériser l'image en temps Presque réel

X-ray detector for digital radiography

Scintillateur il permet de recevoir les rayons X et de les transformer en photon pour produire une image

Fluoroscopie utilisé en bloc opératoire qui permet de faire plusieurs image dans le temps (sont entrain de disparaître et exige la protection du personnel EQD=60-70, sensibilité qqn gray, champ 40 cm résolution/contraste faible, encombrement important, sensible aux champs magnétique

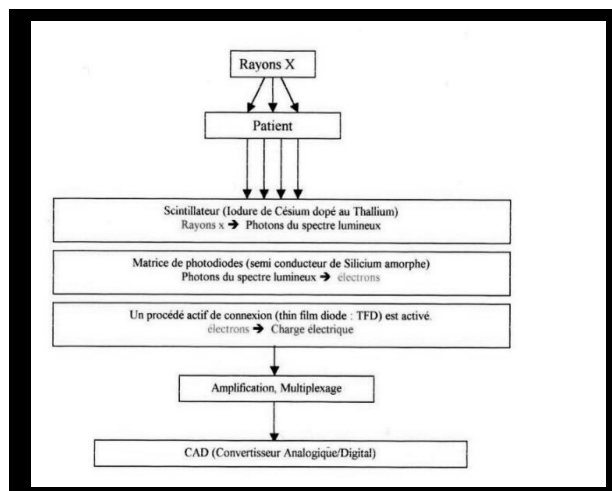
ERLM écran radio luminissant a mémoire

Film d'épaisseur 40 cm les RX sont bloqué par des électrons et donc mémorise, pour les relire il faut un système a rayon laser > photo multiplicateur >CAN>image, très bonne résolution, peut être traité, elle demande du temps, EQD 25, luminéssance supérieur au film standard

Détecteur au silicium Ils sont en effet caractérisés par une faible dose d'exposition et une grande résolution. Utilisé en imagerie pulmonaire

Détecteur a semi conducteur : utilisé un réseau de transistor sous la couche de scintillation se qui assure une résolution élevé, inconvénient la haute tension, avantage bonne résolution et rapidité.

Détecteur a silicium amorphe : c'est l'avenir, même principe d'utilisation de transistor MOS-FET, sont très utilisé, avantage basse tension, inconvénient : grande matrice donc pas de cadence d'image, si on réunit les pixels de cet détecteur on arrive à diminuer la dose et passe de la fluoroscopie a la graphie.



	Scopie	Graphie	mammographie
Emoy	65 Kev	65 Kev	18 Kev
Sensibilité	10n Gy	400 Gy	500 Gy
Temps de pose	20 ms	200 ms	200 ms
Résolution spatial	200 µm	150 µm	70 µm
Dynamique	100	1000	100
Surface utile	40x40 cm	40 x 40 cm	18 x 24 cm
Cadence d'image	20 Im/s	2 Im/s	1 Im/s

Solution hybrides écran luminescent + fibre optique réductrice + photo détecteur CCD

Détecteur de scanner : couronne de détection, reconstitution des images a partir de la projection « algorithmique », utilisation des tubes Rx, problème > câblage avec la rotation, solution > miniaturisation du générateur de tension, système de frottement + fluide.

PET-scan : détecteur a semi conducteur, grande sensibilité, détecteur a gaze avec de très haute pression pour augmenter la probabilité d'interaction.

Gamma camera

