

Cours n°6 : Imagerie par Rayons X

La ronéo n'a pas été relue par la professeur, mais nous allons lui demandé si cela est possible.

La professeur a insisté sur le fait de comprendre avant tout le fonctionnement est non d'apprendre par coeur.

Les points importants du cours et ceux que la prof a précisé qu'il fallait connaitre pour l'examen sont à la fin de la ronéo.

SOMMAIRE :

Introduction

I. La radiographie

A. Principe

B. Les rayons X

C. Le tube à rayons X

1. Fonctionnement
2. Energie cinétique des électrons émis par le tube
3. Spectre des rayons X émis par le tube
4. Filtration des basses énergies du spectre
5. Rendement et caractéristiques de l'anode
6. Energie totale émise par le tube à rayons X
7. Réglages électriques du tube à rayons X
8. Fluence énergétique

D. Formation de l'image radiante

1. Principe d'atténuation
2. Absorption des milieux
3. Formation de l'image radiante
4. Les détecteurs

E. Avantages et limites de la radiographie conventionnelle

F. Les flous

G. Conclusions

II. Le Scanner ou Tomodensitométrie

A. Principes généraux

B. Notions d'images analogique et digitale

C. Reconstruction d'une coupe à partir de ses données

D. Les différents prototypes du scanner

E. Les performances de la tomodensitométrie

III. Méthodes Radiologiques

Introduction :

Les méthodes d'imagerie se sont développées de manière extraordinaire ces dernières décennies. Certaines méthodes telles que l'échographie et l'IRM n'induisent pas d'irradiation de l'organisme et toutes les autres utilisent les rayonnements ionisants X ou γ . La radiologie conventionnelle, standard représente aujourd'hui plus de la moitié des examens d'imagerie médicale.

I. RADIOGRAPHIE

A. PRINCIPE

Le principe de la radiographie est qu'elle va enregistrer sur un détecteur l'image formée par des rayons X après qu'ils aient traversé le malade et qu'ils aient été plus ou moins atténués par celui-ci, l'objet « radiographié ». Ils sont donc produits dans un tube à rayons X qui sont envoyés sur le patient, qui les atténue plus ou moins en fonction des facteurs qui lui sont propres. Ce que l'on recueille à la sortie sur le détecteur est l'image de l'atténuation des rayons X par le malade. Le principe est quasiment le même pour le scanner.



B. LES RAYONS X

Les rayons X ont été découverts en 1895 par W. Röntgen à Würzburg en Allemagne. Le pouvoir des rayons X à traverser des parois opaques et de révéler l'intérieur du corps humain à immédiatement donner un grand retentissement populaire à cette découverte scientifique. Tous les médecins se sont mis à faire des radiographies dans leur cabinet jusqu'à la moitié du vingtième siècle. La première image de rayons X que l'on a est celle de la main de sa femme où l'on peut clairement distinguer sa bague.

Les rayons X sont des flux de photons, que l'on peut décrire sous deux formes :

- en **onde électromagnétique**
- ou sous forme **corpusculaire**, c'est-à-dire la somme de plusieurs petites unités d'énergie, les photons qui n'ont pas de masse et qui ont une énergie (en joules) telle que :

$$E = h \cdot \nu = h \cdot c / \lambda \quad \text{en unités du SI} \quad \nu : \text{fréquence de l'onde électromagnétique qui lui est associée}$$

c : célérité de la lumière dans le vide

λ : longueur d'onde de l'onde associée à ce rayonnement électromagnétique

h : constante universelle de Planck ($6,626 \cdot 10^{-34}$ J.s).

Dans l'ensemble des radiations électromagnétiques ; s'étendant des rayonnements γ à très **courte longueur d'onde**

Classe de rayonnement	DOMAINE HERTZIEN		INFRAROUGE	LUMIERE VISIBLE (Rouge à violet)	ULTRAVIOLET	RAYONS X	RAYONS γ
	Onde 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 $0,03$	$< 0,03$
Fréquence 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}	$> 10^{19}$

($\lambda=0,001$ nm), soit de **très forte énergie**, aux **ondes longues** radioélectriques ($\lambda= 1$ km), **d'énergie extrêmement faible** ; les rayons X occupent un domaine de $0,03$ nm à 10 nm.

Toutes ces ondes ont plus ou moins des applications médicales, notamment les rayons x et nucléaires γ .

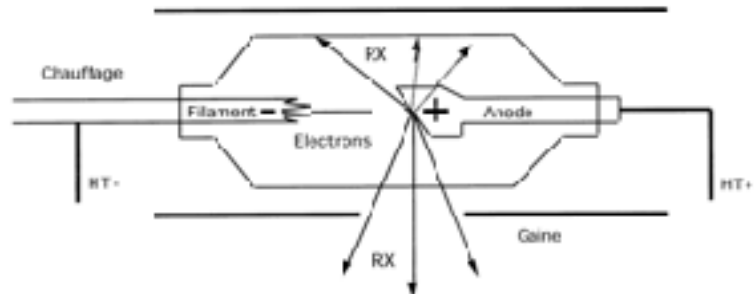
Les rayons X sont issus d'un réarrangement du cortège électronique ou du rayonnement de freinage, tandis que les γ sont émis lors de transformations radioactives, c'est-à-dire de modification de noyaux d'atomes radioactifs.

Les Ultra Violets ne sont pas visibles mais aussi ionisant, le domaine du visible est très peu ionisant, et les autres ont une énergie insuffisante pour entraîner des ionisations et excitations d'atomes.

C. LE TUBE A RAYONS X

1. Fonctionnement

Les rX sont produits dans un tube à Rx. Dans une enceinte en 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 champs électrique créé par **une différence de potentiel élevée** ($U = 40$ à 120 kV) entre le filament qui sert de cathode et l'anode. Ces électrons entrent en collision avec la cible et constitue le métal de l'anode (tungstène le plus souvent, matériel dense, pour bien résister à la température). Les électrons doivent être suffisamment en mouvement pour chauffer le filament afin d'être éjectés de la cathode pour arriver sur l'anode avec une certaine énergie cinétique. Le **choc** de ces électrons sur le tungstène va produire un certain nombre de **rayonnements**, dont des rayons X qui vont être émis tout autour du tube. Cependant ils seront atténués à peu près partout sauf au niveau de la petite fenêtre où on les laisse passer. Ce **faisceau** ainsi créé sera donc dirigé vers le patient.



2. Energie cinétique des e- émis par le tube

$T_0 = e \cdot U$ T_0 : énergie cinétique maximum en Joules / e : la charge en Coulombs / U : différence de potentiel en Volts

Mais on préfère utiliser :

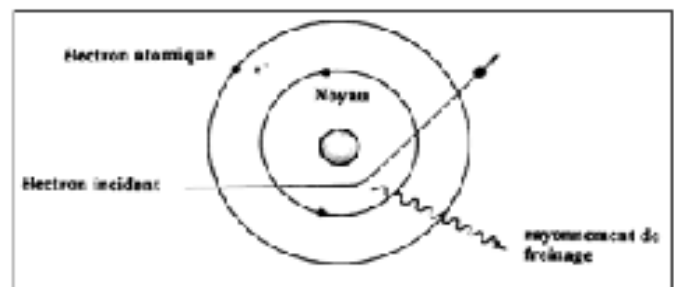
$T_0 (eV) = U(V)$ avec T_0 en Electrons Volts et U en Volts.

Puisque $1eV =$ énergie cinétique d'1 e- dans un champs de 1V. $1,6 \cdot 10^{-19} J = 1eV$

3. Spectre des rayons X émis par le tube

- Rayonnement de freinage : SPECTRE CONTINU

Les e- incidents ayant une **charge négative** subissent une très forte **décélération** dans l'anode solide due à leurs interactions avec les noyaux des atomes cibles ayant une **charge positive**. L'énergie se conserve toujours donc ce qu'il perd en énergie cinétique va se transformer sous la forme d'un **photon X de freinage**. Il y a émission d'un rayonnement de freinage de spectre énergétique continu entre 0 et $E_{max} = T_0$ (qui est f° de U ; quand l'électron passe tellement près du noyau, qu'il sera arrêté, alors l'énergie du photon à celle de l'électron incident). Plus l'électron passe près du noyau, plus il sera freiné, plus le rayon X de freinage émis aura une énergie élevée.

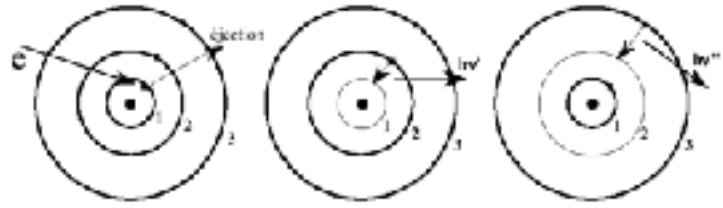


- Photons de fluorescence : SPECTRE DE RAIES CARACTERISTIQUES

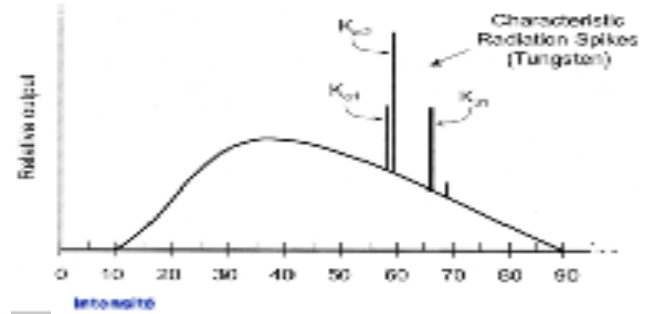
Interactions avec les e- de l'anode : excitations ou ionisations. S'il est **complètement éjecté** c'est une **ionisation** s'il passe sur une **couche supérieure** c'est une **excitation**. Cet état étant extrêmement **peu stable**, si l'e- arraché provient d'une couche interne de l'atome, les électrons des couches externes vont se précipiter dans la place laissée vacante. Il y a **transitions électroniques** de couches en couches, se faisant, l'électron qui change d'orbite perd de l'énergie, qui est émise sous la forme d'un **photon X de fluorescence**. 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'e- qui change d'orbite :

$$E = W_1 - W_2,$$

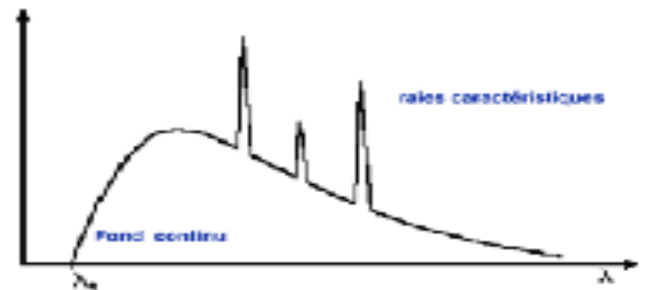
d'où le spectre de raies caractéristiques de l'élément composant l'anode. Les énergies diffèrent d'un atome à l'autre.



A la sortie on reçoit le spectre suivant avec assez peu de photons d'énergie très faible, ceux liés au freinage lorsque l'e- passe très loin du noyau jusqu'à une énergie maximale qui va être l'énergie cinétique de l'e- dans le tube. Il ya des **pics** à certaines énergies qui correspondent aux **transitions** dans le cortège. C'est un spectre théorique puisque les e- peuvent être atténués par l'air, le verre ...

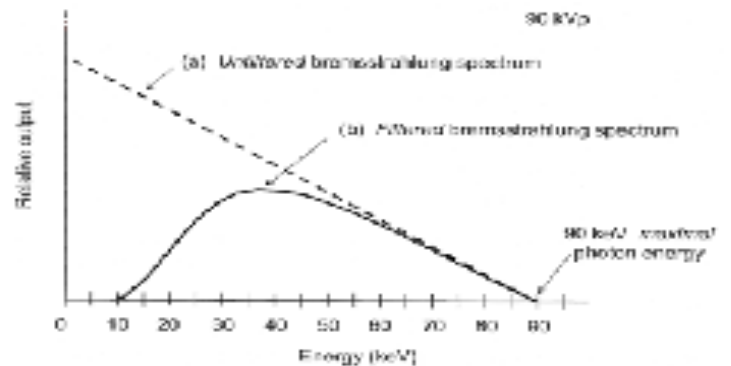


Ainsi un tube à RX émet **simultanément et indépendamment un spectre continu et un spectre de raies**. L'intensité doit être vu comme le nombre de photons émis en même temps, qui peut être exprimer en fonction de la longueur d'onde, de l'énergie, de la fréquence.



4. Filtration des basses énergies

Les X d'énergie très faible sont éliminés par une lame d'aluminium placée à la sortie du faisceau. La probabilité d'interaction photon/matière, soit d'ionisation est inversement proportionnelle avec l'énergie. Donc plus elle est faible plus il y a d'ionisations, ce qui va irradier le malade, d'où l'aluminium pour s'en débarrasser. Les **photons doivent passer au travers sans trop interagir**.



5. Rendement et caractéristiques de l'anode

Le rendement d'un tube à rayon X est **très faible : 98%** de l'énergie émise lors du choc est dissipée sous forme de **chaleur**.

L'anode est le plus souvent en **tungstène**, métal de numéro atomique élevé ($Z=74$), très dense, offrant une forte probabilité d'interaction des électrons incidents, et **résistant** bien à la chaleur dégagée.

Le refroidissement de l'anode peut être effectué par un bain d'huile, éventuellement complété par une circulation d'eau. 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.

6. Energie totale émise par le tube à rayons X

L'énergie totale va sommer tous les photons un par un.

En fonction du sujet et de l'organe à radiographier, et du résultat attendu, le courant électrique dans le tube, le temps d'exposition ou même la différence de potentiel vont être modifiés. Si on fait varier U, l'énergie va varier selon le carré de U, avec t se sera linéaire.

L'énergie développée dans ce tube dépendra donc de la formule suivante :

$$\varepsilon = k q Z U^2 = k i t Z U^2 \quad \text{Sachant que} \quad q = i \cdot t = n \cdot e$$

ε l'énergie en Joules

k une constante

q en Coulomb

Z le numéro atomique de l'anode

U en Volts

i l'intensité en Ampères

t la durée de fonctionnement du tube

n la charge de l'électrons

7. Réglages électriques du tube à rayons X

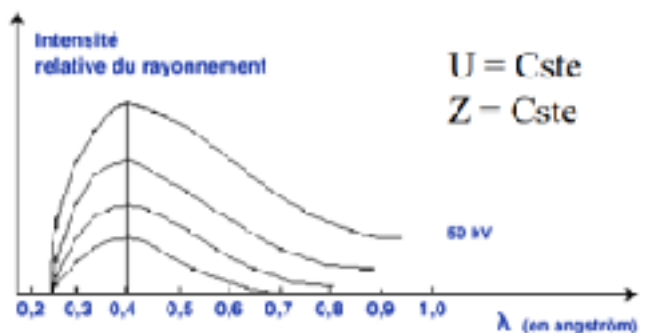
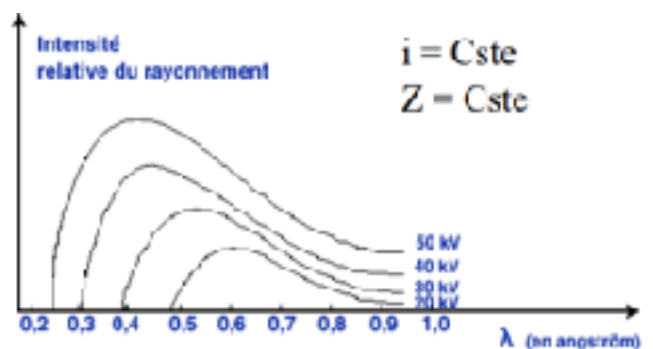
- Une augmentation de la tension appliquée entre l'anode et la cathode influe à la fois sur la **quantité** et la **qualité** du rayonnement :

Augmentation de l'air sous la courbe qui correspond à l'énergie du tube, ainsi que l'énergie du photon d'énergie maximale qui constitue le rayonnement

Une élévation de l'énergie des rayons X entraîne un raccourcissement des longueurs d'ondes (ou augmentation des fréquences).

- 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 fréquence) demeurent identiques.

Le spectre en énergie du rayonnement de freinage ne variera pas : l'air sous la courbe restera la même ; c'est-à-dire que les énergies des photons qui constituent ce rayonnement resteront les mêmes.



8. Fluence énergétique

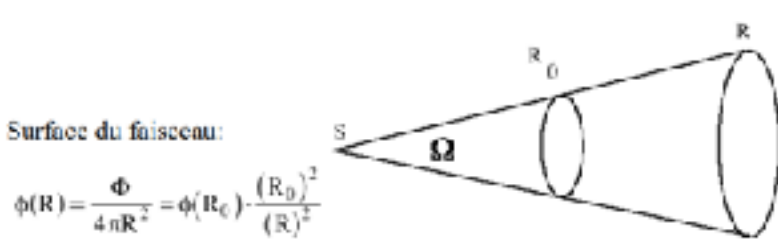
La fluence énergétique se définit comme l'énergie transportée en 1 point.

$$F = d\varepsilon / dS$$

dS est la section d'une sphère élémentaire centrée sur P

d ε 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 formés par le rayonnement dans une masse d'air connue dans une chambre d'ionisation).



Surface du faisceau:

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

Cette quantité diminue au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source. Si l'on éloigne notre cible, la même quantité de photons se distribuera sur une surface beaucoup plus grande, alors la fluence F sera beaucoup plus faible.

La densité de photon par unité de surface diminue comme le carré de la distance.

Cette loi est fondamentale et intervient comme règle de radioprotection. La meilleure manière de se protéger des rayonnements est de s'éloigner de la source.

D. FORMATION DE L'IMAGE RADIANTE

1. Principe d'atténuation

Les photons X incidents interagissent plus ou moins avec le malade en fonction de la structure qu'ils traversent: effet photoélectrique, effet Compton. (contrairement aux particules chargées qui interagissent forcément).

Pour un faisceau monoénergétique (tous les photons ont la même énergie), le nombre de photons n'ayant pas interagi avec le malade (ceux qui le traverse, qui vont donc arriver sur le détecteur) est:

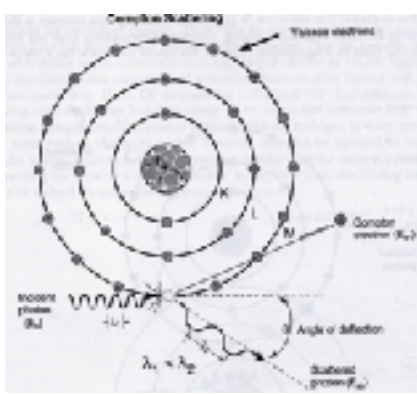
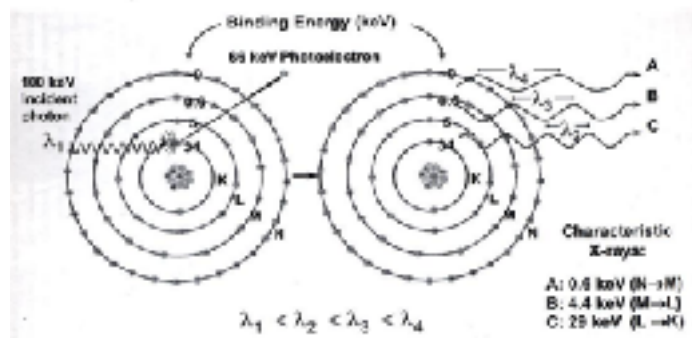
$$N = N_0 \cdot e^{-\mu x} = N_0 e^{-(\mu/\rho) \cdot (\rho x)} \quad \text{Rappel : CDA} = \ln 2 / \mu$$

- μ le coefficient d'atténuation des photons par la matière traversée (augmente avec le nombre de particules)
- x l'épaisseur du malade
- ρ la masse volumique
- μ/ρ le coefficient d'atténuation massique

La couche de demi atténuation ou CDA est l'épaisseur pour laquelle la moitié des photons n'interagissent pas.

Les interactions photon/matière sont :

- **l'effet photoélectrique** lorsque la totalité de l'énergie du photon est absorbée. Le photon arrive sur un électron et lui fournit toute son énergie. L'électron part alors avec son énergie de liaison, soustrait à l'énergie cinétique du photon avec lequel il a interagi. Cette réaction est suivie de réarrangements électroniques qui vont produire des photons de fluorescence. C'est cet effet qui est à l'origine des radiations et de leurs risques.



réarrangements électroniques qui vont produire des photons de fluorescence. C'est cet effet qui est à l'origine des radiations et de leurs risques.

- **l'effet Compton** lorsque le photon ne transmet pas toute son énergie à l'électron, qui se matérialise donc par un photon diffusé ou photon Compton qui a une trajectoire en biais, et n'est donc pas informatif de l'endroit qui a été traversé. Le photon issu de l'énergie Compton a une énergie moins importante que ceux de l'effet photoélectrique.

Ces interactions, atténuations augmentent avec la densité du matériau traversé. μ **augmente** avec Z et ρ et **diminue** avec E des photons incidents.

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

$$\text{ATTENUATION} = \text{Absorption (Photoélectrique)} + \text{Diffusion (Compton)}$$

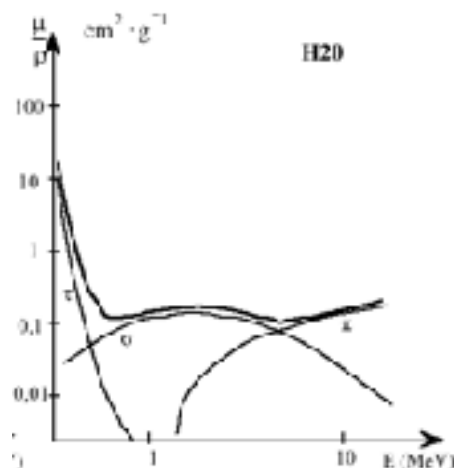
Les photons issus de la création de pair ne sont pas utilisés en imagerie à rayons X.

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

σ : coeff d'atténuation du au Compton

τ : coeff d'atténuation du au photoélectrique

π : coeff d'atténuation du à la création de paires



2. Absorption des milieux

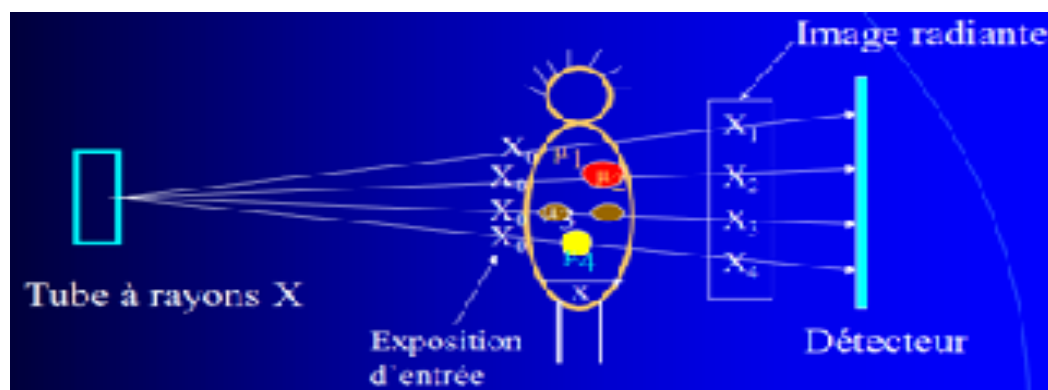
Table 5-2. Percentage of Photoelectric Reactions

RADIATION ENERGY (keV)	WATER (Z = 7.4)	COMPACT BONE (Z = 13.8)	SODIUM IODIDE (Z = 49.6)
20	65%	89%	94%
60	7%	31%	95%
100	2%	9%	88%

Plus l'énergie est importante, moins on constate d'interactions photoélectriques.

En fonction de la densité des milieux, de la matière traversée, il y aura plus ou moins de réactions photoélectriques. Plus la matière sera dense, plus il y aura de réactions photoélectriques.

3. Formation de l'image radiante



L'image radiante est théorique, recueillie à la sortie du malade, représentée par les différentes fluences énergétiques, en fonction des matériaux traversés juste avant et de leur coeff d'atténuation μ .

Si μ_1 représente les poumons alors X_1 sera quasiment égal à X_0 . Au niveau de μ_2 , du cœur, X_2 va être inférieure à X_1 . μ_4 représente le bassin, un os donc X_4 sera beaucoup plus faible...

Cela correspond aux photons qui n'ont pas interagit. Les photons qui n'ont pas interagit à la sortie d'un os vont être beaucoup moins nombreux que ceux qui n'ont pas interagit à la sortie d'un rein.

Toute la radiographie scanner est basée là-dessus.

En radiographie conventionnelle on utilise des films radio, des détecteurs analogiques mais en scanner on utilise des matrices de chiffres. Connaissant X_0 , le système mesure directement la différence entre $X_1/2/3/4$ et X_0 .

- Contraste dans l'image radiante :

Le contraste est une différence de perception ou d'un signal entre deux points d'une image. Pour rapprocher ce contraste en prenant la situation simplifiée soit pour un **faisceau parallèle monoénergétique** :

En un point 1 : $X1 = X0 \exp(-\mu1x1)$

En un point 2 : $X2 = X0 \exp(-\mu2x2)$

Si $x1 = x2 = x$ Alors le contraste d'exposition C entre les points 1 et 2 de l'image radiante est :

$$C = Ln (X1 / X2) = (\mu2 - \mu1).x$$

Le contraste décroît lorsque l'énergie des Rayons X augmente (lorsque U augmente), car $(\mu2 - \mu1)$ diminue.

Lorsque l'on augmente trop l'énergie du photon on obtient un moins bon contraste.

Le contraste entre 2 points de l'image sera lié de manière importante à la différence de densité entre les 2 tissus qui seront en face de chacun des points.

- rôle de la diffusion :

Le rayonnement diffusé (interaction Compton) s'ajoute à ce qu'il reste du rayonnement primaire.

Il **augmente** avec la section du faisceau, la profondeur x, (plus on traverse, plus il y a d'interactions, plus il y a de comptons et donc plus il y a de diffusion).

Il **varie** avec l'énergie des photons (prédomine par rapport aux photons photoélectriques quand $E > 30$ keV et maximum à 80 keV dans l'eau).

Il **diminue** quand Z augmente (très faible dans le plomb)

Le **rayonnement diffusé détériore l'image** et irradie en dehors du faisceau (il noircit le film), et ne présente ainsi aucun intérêt pour l'image. Il faut se protéger totalement avec un tablier de plomb, des lunettes adéquates, ou ne pas s'exposer du tout.

4-Les détecteurs :

écran radioscopique avec amplificateur de luminance

-Ce sont les détecteurs qu'on retrouve en salle d'opération ou en salle de cathé.

-Ce sont des cristaux scintillants qui **émettent une lumière visible lorsque les photons arrivent dessus**, lorsqu'ils sont irradiés. On verra alors un scintillement vert sur l'écran qui correspond à l'interaction entre le photon et l'écran.
-Ces écrans se composent d'une couche de sulfure de Zn+ verre au plomb du côté de l'observateur. La luminosité est donc faible à l'écran avec une vision scotopique, en voie d'extinction. *(la professeur ne parle pas de la composition de l'écran, mais c'est sur la diapo)*

-L'intérêt de ces écrans, est que l'on a **pas besoin de film**. Cependant, si on utilise qu'un écran radioscopique seul, on ne voit rien car il faudrait se mettre dans le noir. Or opérer dans le noir n'est pas l'idéal, on a alors mit devant ces **écrans des amplificateurs de luminance** qui permettent d'augmenter la lumière émise par l'interaction entre les rayons X et l'écran par un facteur de 3000 à 6000.

film radiographique

Le film radiographique est un film recouvert d'une émulsion photographique sensible aux rayons X, c'est à dire qu'il **noircit lors d'un contact avec un rayon X** par le fait qu'on a du bromure d'argent qui se transforme en argent métallique. Ça noircit plus ou moins en fonction de l'exposition.

Les poumons apparaissent donc noirs car ils atténuent peu, absorbent peu, donc à la sortie du poumon, on retrouve plein de photons non atténués, à la différence des os, qui sont une structure absorbante, où beaucoup de photons sont atténués, on en retrouvera donc peu en sortie, le film apparaîtra alors blanc.

La densité optique

Ce que l'on voit sur le film radio, ce n'est même pas encore ce qui se passe dans l'image radiante, car la sensation de noircissement que l'on perçoit, est fonction de notre oeil qui réagit au signal lumineux dans une certaine gamme de luminance, de **BE** (=sensation de lumière) or que la **DO** (=densité optique) correspond à la sensation de noir. C'est donc une interprétation de l'image que l'on effectue selon notre perception propre du noircissement.

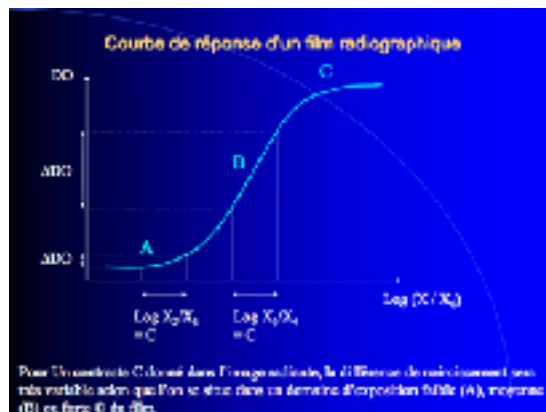
Lorsque la luminance transmise est suffisante, on peut voir les différences de noircissement d'un point à un autre tout a fait correctement, on peut alors bien analyser notre film. Si on se met dans le noir avec le film, c'est a dire a une DO qui est très faible, alors on ne verra rien du tout car nous serons dans une DO qu'on ne sera pas capable de détecter.

Le domaine de visibilité de la DO se situe entre 0,3 et 3. Et on a $DO = \log(B0/B)$

Les films ne réagissent pas tous de la même façon au noircissement, ce qui fait qu'en fonction du film on va avoir des contrastes qui vont varier. De manière générale, si le film reçoit trop de peu de rayons X, il ne noircit pas, il reste blanc.

Puis, son **noircissement est alors linéaire avec le nombre de rayons x par unités de surface qu'il reçoit**. S'il reçoit trop de rayons X, il restera alors définitivement blanc. On parle finalement de film sous ou sur exposé.

Il faut donc se débrouiller pour obtenir une bonne réponse du film radiographique utilisé.



On a donc un développement de tout un tas de technologies : film tout petit pour enfant, pour adultes, spécialisés pour l'abdomen etc. De manière à adapter la détection du film lui même, c'est à dire sa capacité de noircissement (linéaire en fonction de la réception par unités de surface) à la tête du faisceau de l'image radiante.

Ecran radiographique

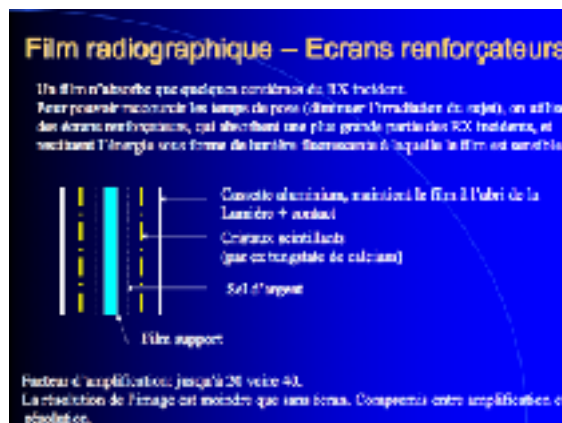
On utilise plus du tout de film sans écran renforceur, qui permet d'**augmenter le noircissement du film** lorsqu'il reçoit un photon, car le film laisse finalement passer pas mal de photons, il n'en absorbe que quelque centièmes, et la tâche reste minime.

On met autour du film cet écran qui va, au moment où il reçoit le photon, avant le film noir, émettre des petits photons de fluorescence de la lumière qui va elle même imprégner le film avec une efficacité plus importante que le photon incident.

Cela permet d'**augmenter la détectabilité** de ces films radiographiques avec un facteur d'amplification qui peut aller jusqu'à 40 sans écran renforceur.

On **perd cependant un petit peu en résolution** car chaque tâche correspondant à un photon constitue une tâche un peu plus large car l'émission de plusieurs petits photons de lumières forme des petites tâches et non un point.

Mais ça ne gêne pas car la radiographie et le scanner sont extrêmement résolu.



(la professeur n'a pas décrit le schéma de la diapo ci contre)

E. LES AVANTAGES ET LIMITES DE LA RADIOGRAPHIE CONVENTIONNELLE

1-avantages

- Technique très bien rodée, avec des générateurs puissants et des technologies avec des films et écrans très développée.
- Bonne qualité du **contraste spontané** (on voit très bien, avec bonne qualité, les vaisseaux etc.) ou **artificiel** (car on peut augmenter le contraste naturel de deux structures en opacifiant la structure qu'on veut voir particulièrement. Ainsi pour voir les voies digestives, on va faire avaler un produit de contraste, qui va amplifier la luminance, au patient afin de bien voir la structure du tube digestif pour pouvoir examiner l'oesophage, l'estomac, etc. En effet, on trouve beaucoup d'eau et d'air dans cet endroit, qui ont une densité proche des suc digestifs donc on distingue mal. On peut faire de même pour les vaisseaux sanguins afin de pratiquer les angiographies. On va injecter un produit de contraste par intraveineuse, le sang, la lumière des vaisseaux seront alors très bien visualisés, car va elle atténuer les rayons X.)

- Bonne **résolution spatiale** (0,25 à 0,50 mm) malgré les rayons renforçateurs. La résolution spatiale est la plus petite distance qui existe entre deux points discernables.

2-les limites

- **Vision des images en 2D**, c'est dire que les structures sont plaquées les unes sur les autres. On aura donc l'image de l'atténuation des faisceaux par tous les organes qu'il aura traversé donc si on a une structure très opaque, massive, tout devant et bien on ne verra plus ce qu'il se passe derrière.

- On ne localise **pas en profondeur**. Par exemple, lors d'une radiographie du thorax, on voit les côtes, le coeur en transparence, le poumon, mais impossible de dire ce que est devant/derrière. On ne peut pas placer, localiser les structures.

- Il y a un **certain nombre de flous** (développés ci dessous; dû au rayonnement diffusé, de détecteur, de foyer, cinétique) qui sont intrinsèques, ce qui est vrai également pour le scanner .

- **Limitation intrinsèque du contraste observable**, qui n'est pas spécifique à la radio: on peut augmenter le contraste avec des produits de contraste, mais la différence entre tumeur et tissu mou par exemple, reste toujours difficile à voir car elles ont la même densité. En scanner on a une solution pour ça.

F-LES FLOUS

1-limiter le rayonnement diffusé

Comment on s'affranchit des flous: pour limiter le rayonnement diffusé, on ne veut voir que les photons qui arrivent tout droit et pas ceux qui arrivent en biais. On met alors des **grilles anti-diffusantes en plomb** qui vont arrêter les photons qui arrivent de travers. Ces grilles sont adaptées à la source et ne vont détecter que les rayons qui arrivent dans la bonne direction. Cependant, elles arrêtent aussi beaucoup de vrais photons directs qui nous intéressent pour l'image ce qui diminue donc la sensibilité et le diffusé.

Le faisceau de rayons X traverse 30-40 lames en plomb/cm (information dans la diapo mais non dit par la prof)

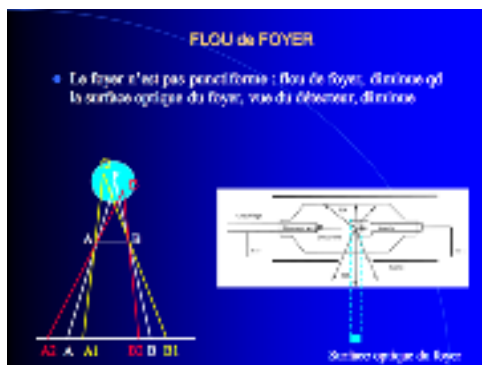
2- Le flou de foyer

Le foyer n'est pas punctiforme. Ce qu'on va recevoir, c'est une **sommation de tout un tas de faisceaux** qui sont issus de l'anode et quand on fait la somme c'est un peu n'importe quoi.

Solutions pour diminuer ce flou de foyer :

- **Eloigner les objets** les uns des autres. C'est d'une part réduire, diminuer la dimension du foyer optique a l'aide d'une anode tournante
- **Diminuer la distance objet-film**, donc moins avoir de problème de flou sur les bords,
- **Augmenter la distance tube -film**. Mais en sachant que la Fréquence énergétique diminue avec le carré de la distance, il n'est donc jamais bon d'éloigner la source du film, qui est le détecteur.

Si on veut détecter autant en diminuant le flou, on va devoir venir **plaquer l'objet contre le détecteur**, c'est la meilleur solution.



3-Le flou de détecteur

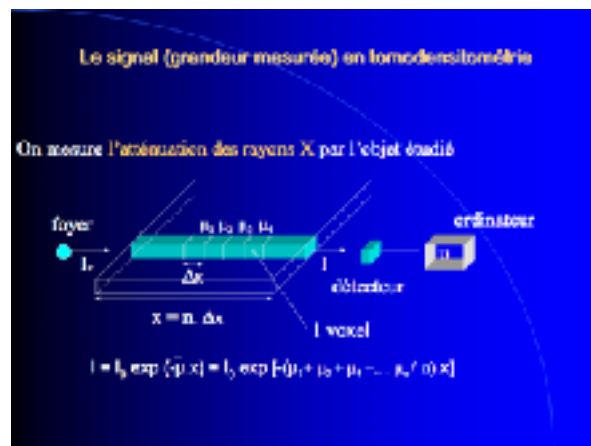
Il est lié au **parcours des électrons secondaires dans l'émulsion** si film seul, en ajoutant le **parcours des photons lumineux dans l'écran** de cristaux scintillants si film avec écrans renforçateurs. Les photons font une petite tâche au lieu d'un point, mais encore une fois ce n'est pas grave, ça marche quand même.

En **scanner**, l'information est d'emblée **numérisée**, et l'élément plan élémentaire de l'image est le **pixel** et dans chaque pixel est indiquée la valeur de la grandeur mesurée. On obtient alors sur notre image une **Batterie de chiffre qu'on appelle image paramétrique/numérique**.

L'image numérique permet sa transmission sans dégradation, son stockage, le traitement d'image (on peut soustraire deux images par exemple)

Le truc le plus génial selon la professeure est le principe de visualisation en gris de ces matrices.

Sur la diapo il est indiqué que 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.



C-RECONSTRUCTION D'UNE COUPE A PARTIR DE SES DONNEES

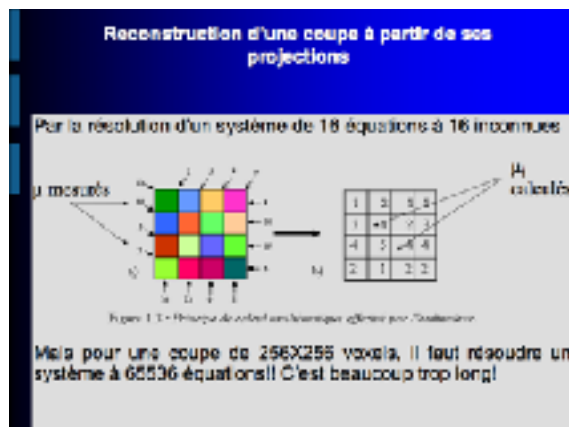
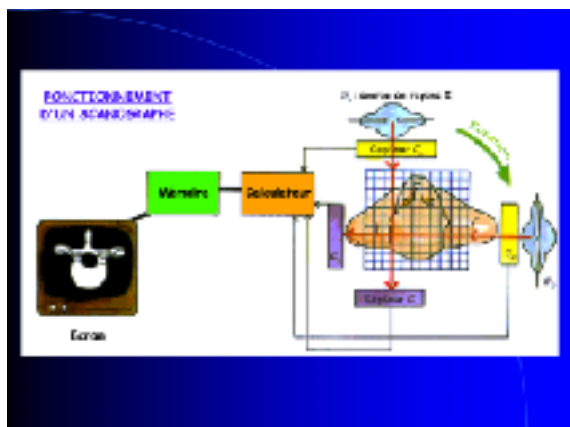
- Les images sont faites tout autour du patient, c'est à dire **à partir des projections**.

Le Tube envoie un rayons X d'intensité que l'on recueille. Puis on effectue le **calcul des mu global**. Voir la formule de I sur la diapo ci dessus

On fait alors les mesures sur toutes les directions de l'espace, et on va **faire tourner** le détecteur autour pour détecter les mesures dans tous les angles de projection sur 360° avec des différences de mu qui peuvent être très importantes. Enfin, on fait passer ça dans un ordinateur.

A partir des mesures de mu acquises, on peut retrouver les valeurs des mu i en chaque volume élémentaire (voxel) dans la coupe par un processus de reconstruction mathématique.

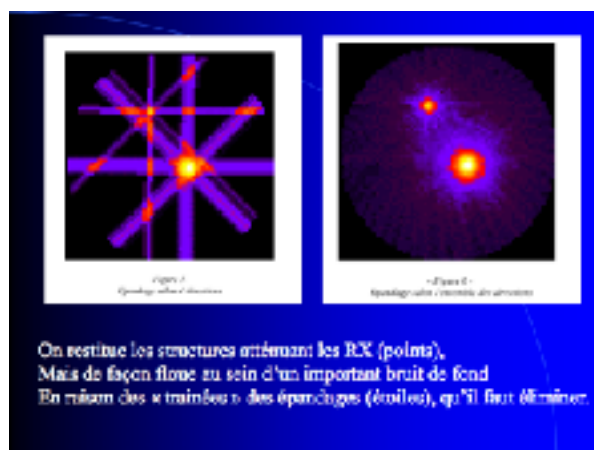
On obtient ainsi l'image numérique de la coupe, qui représente la **distribution spatiale de l'atténuation du faisceau de rayons X** dans celle-ci.



On mesure des valeurs de mu et le système va retrouver tout ce qu'il y a à l'intérieur du carré, sauf que l'image du malade est grande et qu'on **divise cette image en 256 pixels/ voxel** (ça peut aller jusqu'à 512). Ce qui veut dire qu'il faudrait résoudre un système à 65536 équations (256x256) ce qui est énorme.

- On va alors assembler à chaque voxel dans l'image son **mu divisé par le nombre de voxel** (c'est dire mu divisé par le nombre de carrés si on se base sur l'image donnée ci dessus). Cela revient à faire comme si l'image était homogène dans chaque direction.

Cette **méthode de rétroprojection filtrée** a donc pour but de retrouver le lieu d'une atténuation du faisceau par **recouvrement de multiples projections**: on va ré-étaler de manière homogène les photons de chaque projection sur des lignes, sur toutes la surface dans toutes les directions,



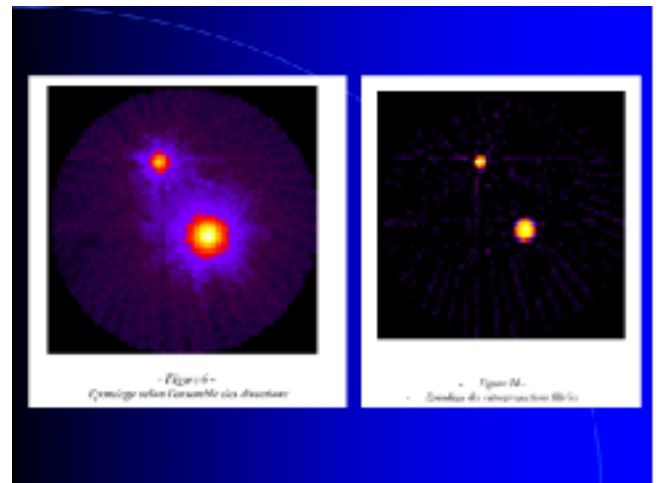
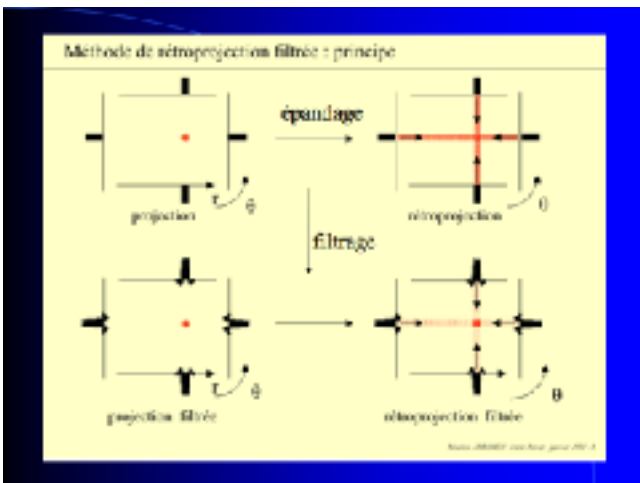
qui vont alors se croiser, et **c'est aux croisements de ces lignes qu'on peut reconstituer notre image.**

Quand on additionne toutes les lignes reconstituées à partir de ces projections, on obtient des « **artéfacts en étoile** » lié au fait qu'on a artificiellement re-étaler les photons sur ces lignes.

- Le système permet d'enlever les épandage par une méthode mathématique: **le filtrage**. Il va permettre de reconstituer le point à partir de l'ensemble d'étoiles obtenu après épandage.

Pour cela on va utiliser la transformée de Fourier mais la professeur ne rentrera pas dans le détail. Elle explique juste qu'avec cette méthode mathématiques, on passe d'un espace de mesure classique d'une paramètre à un espace fréquentiel. Puis on va ensuite appliquer un filtre par une simple multiplication dans le domaine fréquentiel de Fourier, et enfin effectuer la transformée de Fourier inverse afin de restituer l'image filtrée dans le domaine réel.

Le **filtrage** s'effectue avant la rétroprojection.



Les objets se reconstituent au croisement de toutes les lignes, c'est ça le principe.
Sur la diapo de droite est représentée l'épandage d'une image en médecine nucléaire.

- Ensuite, pour voir les images il propose de **Standardiser les valeurs d'atténuation attribuées aux pixels** de l'image, en utilisant le **paramètre Ns** en unités Hounsfield.

$N = ((\text{Le nb d'unités de } \mu \text{ dans un tissu} - \mu \text{ mesuré dans l'eau}) / \mu \text{ dans l'eau}) \times 100$ (la professeur va remettre la formule car on n'arrive pas à la lire sur la diapo)

Système utilisé sur tous les scanners

Dans ce système d'unités, **l'eau a pour valeur arbitraire 0 UH** car d'un jour à l'autre, pour un même patient, on a pas les mêmes μ dans les matrices. Ils varient énormément car ils dépendent de nombreuses variables: chaleur, température... en effet le problème des grandeurs physiques, biologiques, c'est qu'elles ont une variabilité intrinsèque.

Donc pour standardiser et voir les différences de μ , on va par définition dire que le μ de l'eau c'est 0.

En application; Tous les matin on prend les scanner, on mesure le μ d'un récipient d'eau et on lui indique que la valeur est de 0 (=étalonnage)

Ce qui fait que dans ce système là, **l'air est aux alentours de -1000 UH**, **l'os aux alentours de +1000** et les **tissus mous entre -100 (lipides) et +200 (tissus avec calcifications) UH**.

Cette échelle comporte **12bits soit 4096 niveaux entre +/- 1000** (c'est bien plus que ce que l'œil peut détecter).

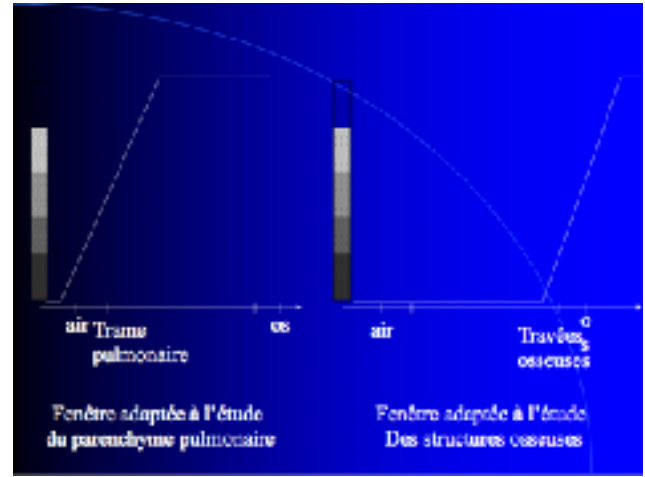
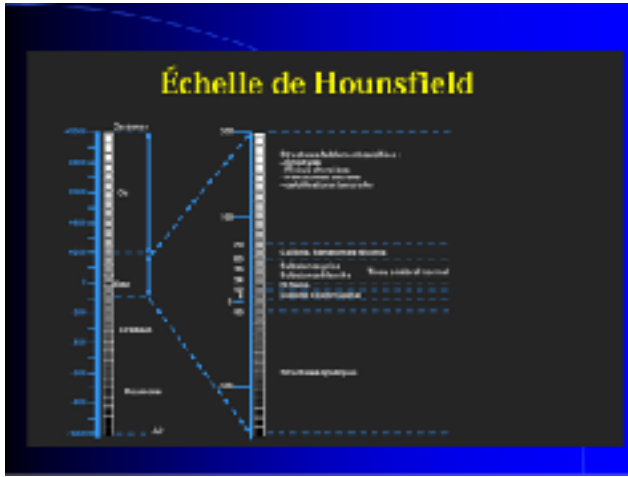
- Pour passer de l' image paramétrique en UH à l'image visible, on utilise une **échelle de gris** qui contient au plus **32 niveaux**.

On ne peut donc pas visualiser toute la dynamique de l'échelle d'Hounsfield avec l'échelle de gris, donc on sélectionne **une fenêtre** sur l'échelle de Hounsfield dans laquelle vont s'étaler tous les niveaux de cette échelle. L'utilisateur choisit le niveau et la largeur de la fenêtre en fonction des tissus à étudier.

C'est cette échelle qui permet de visualiser les différences de μ calculées très faibles.

À partir d'**une seule acquisition**, on peut étudier en détails les différentes structures de densités très éloignées en faisant varier la fenêtre. C'est à dire qu'on a appliqué notre échelle de 32 niveaux de gris qu'on peut voir à l'oeil, sur une valeur moyenne qui correspond à la moyenne de la densité du tissu qu'on veut observer.

On va donc finalement regarder avec beaucoup **plus de précision** dans une zone précise. On affine l'analyse des chiffres dans la région qui nous intéresse.

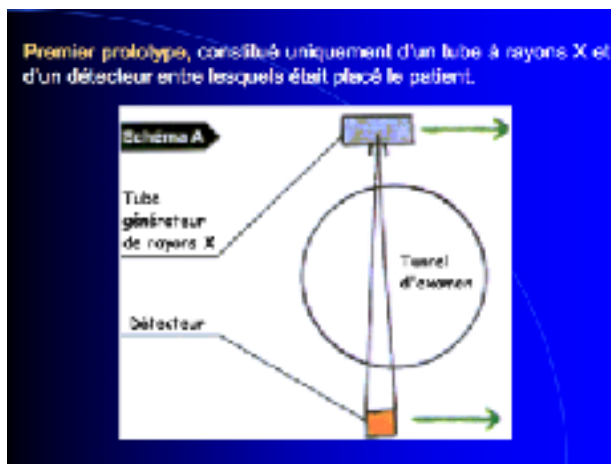


On va décaler l'échelle selon que l'on veut observer les poumons ou bien les structures osseuses

D-LES DIFFERENTS PROTOTYPES DU SCANNER

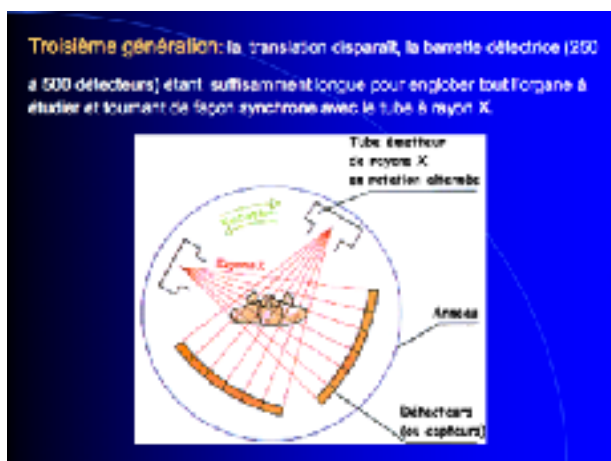
La prof passe très rapidement sur ce point concernant l'évolution des Scanners

Premier prototype

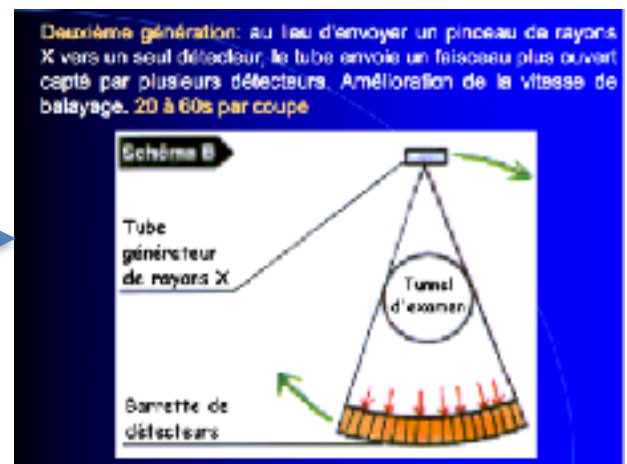


tube et un seul détecteur.

Troisième génération

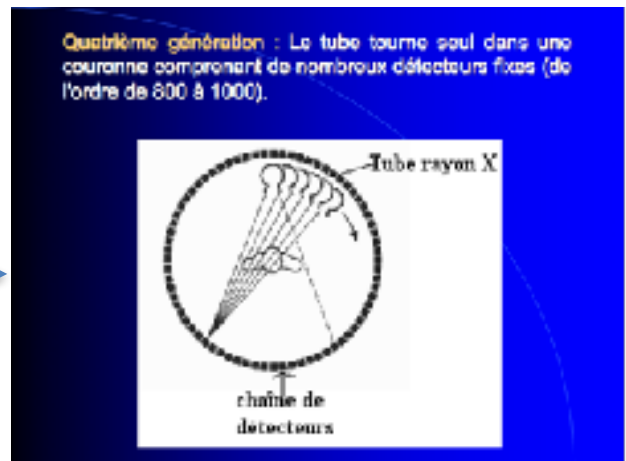


deuxième génération



ajout de plusieurs détecteur au lieu d'un seul.

quatrième génération

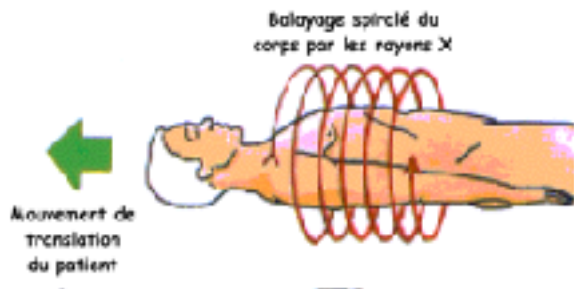


Cinquième génération

L'objectif est de **réduire les effets secondaires** tout en ayant une meilleure focalisation en **augmentant la distance patient-tube**.

Le tube à rayons X se situe ici en dehors de la couronne, qui elle est animée d'un mouvement de **nutation**, les détecteurs proches du tubes s'effaçant pour laisser passer le rayonnement incident.

On va alors avoir des **scanographe à acquisition hélicoïdale rapide** qui sont des scanographe à rotation rapide et continue de la source de rayons X associé à un multiprocesseur qui assure simultanément des tâches d'acquisition, reconstruction, visualisation. À la suite d'opération d'interpolation, le processeur reconstruit une série de **coupes axiales** qui présentent entre elles un certain degré de chevauchement.



Année	1972	1980	1990	2000
temps d'acquisition (s)	350	2,5	1	0,5
taille de la matrice (pixel)	80 x 80	256 x 256	512 x 512	1024 x 1024
puissance (mW)	2	8	40	50
résolution spatiale (lp/cm)	3	16	16	16
résolution en contraste	5mm2UH / 50mGy	3mm2UH / 50mGy	3mm2UH / 30mGy	3mm2UH / 30mGy

On a pour but de **diminuer le temps d'exposition pour limiter les effets secondaires**. On progresse dans cet élan.

E-LES PERFORMANCES DE LA TOMEDENSITOMETRIE (la prof passe très rapidement sur cette diapo et précise qu'elle n'est pas très importante)

- progrès majeur par rapport à la radiographie 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'étude cinétiques avec les scanners spirales

Mais il y a des points négatifs:

- irradiations relativement importante, diminue avec les progrès technologiques cependant
- compétition avec les techniques non irradiantes: écho, IRM

III-METHODES RADIOLOGIQUES (ici aussi la prof passe très rapidement)

analogiques:

- statique= radiologie conventionnelle + tomographie radiologique
- dynamique= radioscopie + radioscopie avec moniteur TV

Digitales:

- statique ou dynamique = radiographie digitale + scanner
- dynamique= angiographie numérisée

CONCERNANT L'EXAMEN, ce qu'il y a a savoir :

-Les différents détecteurs, leur fonctionnement, les modalités de détection

-Les Différences entre scanner et radio

-Concernant le Scanner : comment ça marche + traitement d'image (en coupes)

Précisions de la prof sur la manière d'apprendre:

Si on comprend on a pas besoin d'aller dans les détails, il faut comprendre avant tout

Elle nous demande de désapprendre comme en P1, à la mémoire pure car on va saturer

Comprendre avant tout

En physique, ce sont des trucs assez compréhensibles, il faut en profiter pour essayer de comprendre ce qu'il se passe c'est ce quelle demande avant tout.

