

UE2 biophysique cours 6
Mardi 18/10/16 de 13h30 à 15h30
Ronéotypeur : Renée GUELAFF
Ronéolecteur : Clémence LEMAITRE

IMAGERIE PAR RAYONS X

La professeur a accepté de relire la ronéo.
laure.sarda@inserm.fr

- I) Introduction
- II) Radiographie
 - 1. Principe
 - 2. Le tube à RX
 - A) Les rayons X
 - B) Le fonctionnement du tube à RX
 - C) Energie cinétique des e- émis par le tube à RX
 - D) Interaction des e- avec l'anode
 - E) Spectre des RX émis par le tube
 - F) Rendement et caractéristiques du tube
 - G) Réglage électrique du tube
 - H) Fluence énergétique
 - 3. Formation de l'image radiante
 - A) Principe d'atténuation
 - B) Contraste de l'image radiante
 - C) Rôle de la diffusion
 - D) Les détecteurs radiographiques
 - 4. Avantages et limites de la radiographie conventionnelle
 - 5. Flous
 - III) Scanner ou tomodensitométrie
 - 1. Principe général
 - 2. Notion d'image numérique/digitale
 - 3. Reconstruction d'une coupe à partir de ses projections
- A) Filtration
- B) Standardisation
- C) Visualisation
 - 4. Les différentes générations de scanner
 - 5. Les performances

I) Introduction

Toutes les techniques d'imagerie médicale ont été sujettes de considérables avancées au cours des dernières années. Elles permettent le diagnostic et le suivi thérapeutique des patients depuis les années 50/60s notamment.

Les rayons X ne sont pas une technique de médecine nucléaire mais de **radiologie** : ils permettent d'obtenir des radiologies conventionnelles (qui représentent plus de 50% des examens d'imagerie médicale aujourd'hui) et des scanners rayons X.

D'autres méthodes d'imagerie médicale utilisent des rayonnements ionisants (rayons γ notamment). A l'inverse l'échographie ou l'IRM ne sont pas des techniques ionisantes (il n'y a donc pas d'irradiation de l'organisme).

II) Radiographie

1. Principe

Les rayons X ont été découverts à la fin du XIX^{ème} siècle par Röntgen en Allemagne : ils ont le pouvoir de traverser des parois opaques et donc de révéler l'intérieur de l'organisme, ce sont des **ondes électromagnétiques**.

Un tube à rayons X (RX) émet des photons X sur le patient, on mesure à la sortie de ce dernier les photons n'ayant pas interagis à l'aide d'un détecteur : on mesure donc l'atténuation des photons X par le patient

2. Le tube à rayons X

A) Les rayons X

Les RX sont des **flux de photons** (éléments sans masse mais dotés d'une énergie).

On peut caractériser une onde électromagnétique (constituée de photons) par la relation suivante :

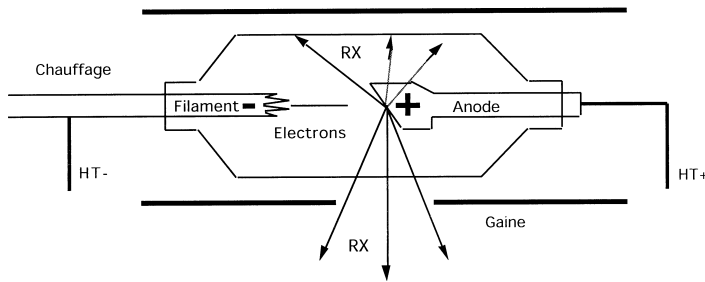
$E = h \cdot \nu = h \cdot c / \lambda$	E : énergie du photon h : constante de Plank = $6,626 \cdot 10^{-34}$ J.s c : vitesse de la lumière λ : longueur d'onde en mètres ν : fréquence de l'onde
---	---

En fonction de leur fréquence ou de leur longueur d'onde, les photons ont différentes appellations et propriétés, on peut ainsi classer les rayonnements par fréquence croissante et longueur d'onde décroissante : radio, micro ondes, infrarouges, visible, ultraviolets, rayon X, rayons γ

Les rayons gamma sont utilisés médecine nucléaire (ils correspondent à une interaction avec le noyau entraînant une désintégration de celui-ci). Les RX correspondent eux à un **réarrangement du cortège électronique** de l'atome

Tous les photons ne sont pas ionisants, en effet ils n'ont pas tous l'énergie nécessaire pour pouvoir arracher un électron (e^-) à un cortège électronique, les rayonnements sont ionisants à partir des ultraviolets (UVA et UVB).

B) Le fonctionnement du tube



Le tube est une enceinte en verre où règne du **vide** dans laquelle un fil conduit un courant électrique émettant des électrons.

Ces électrons sont accélérés **de la cathode (chargée -) à l'anode (chargée +)** grâce à la différence de potentiel (**ddp**) entre ces deux bornes : les e- vont être arrachés de la cathode de se précipiter sur l'anode (collision sur le tungstène très dense de l'anode).

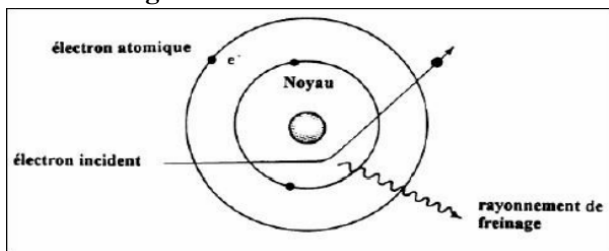
La vitesse des e- est directement fonction de la ddp aux bornes du tube : plus la ddp est grande plus la vitesse est élevée.

C) Energie cinétique des e- émis par le tube à RX

$T_0 = e \cdot U$ <p>Ou</p> $T_0 = U(V)$	<p>Avec :</p> <p>T_0 : en Joules, énergie cinétique des e-</p> <p>e : en Coulombs</p> <p>U : en Volts</p>
<p>Car 1eV correspond à l'énergie cinétique acquise par un e- dans un champ de 1V, l'énergie des photons et des e- est donc exprimée en eV</p>	

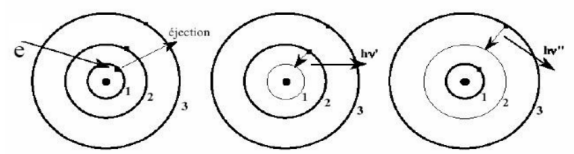
D) Interaction des e- avec l'anode

-Freinage : il y a une interaction entre l'**électron chargé négativement et le noyau chargé positivement**. L'e- incident est attiré par une force coulombienne vers le noyau ce qui va dévier sa trajectoire et lui faire perdre de l'énergie cinétique. Cette énergie perdue se matérialise en un **photon X de freinage**



-Fluorescence : il y a une collision entre une **e- incident et un e- du cortège électronique de l'atome**. Le choc arrache l'e- atomique de sa couche électronique si l'énergie cinétique de l'e- incident est supérieure ou égale à l'énergie de liaison de l'e- atomique (W). La lacune électronique ainsi créée est comblée par un réarrangement électronique : on a une transition électronique d'un e- atomique d'une couche plus externe vers la lacune qui libère un **photon X de fluorescence**.

1- Emission de photons de fluorescence



E) Spectre des RX émis par le tube

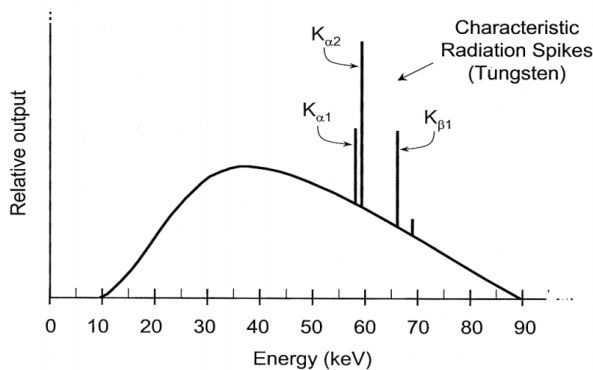
-Spectre **continu** pour le rayonnement de **freinage**

En effet les photons X de freinages émis peuvent avoir une énergie comprise entre 0 eV (l'e- est passé trop loin du noyau et n'a pas été dévié) et l'énergie de l'e- incident (l'e- est passé trop à proximité du noyau et a été arrêté, le photon a donc récupéré toute l'énergie). On a donc un spectre d'énergie continu entre 0 et $E_{max} = T_0$

-Spectre **de raies** pour le rayonnement de **fluorescence**

Lors d'interaction avec les e- de l'anode il y a une émission de photons d'énergie déterminée, cette énergie correspond à la différence d'énergie de liaison (W) d'une couche électronique à une autre : **$E = W_1 - W_2$** . Les raies apparaissant sur le spectre correspondent donc uniquement aux différences d'énergie d'une couche électronique à une autre et sont donc caractéristique de l'élément composant l'anode.

On a donc de manière simultanée une émission de spectre continu et de raies par le tube à rayon X. La courbe ne commence pas à 0keV car les e- de trop faible énergie sont arrêtés dès le début (au niveau notamment d'une plaque en aluminium prévue à cet effet). En effet cette lame d'aluminium, placée à la sortie du faisceau, permet de stopper ces e- car ils ont une probabilité d'interaction avec le patient trop élevée, aucun photon X ne ressortirait du patient et ne pourrait être décelable par le détecteur. Ces e- doivent être interceptés car ils ont un pouvoir ionisant (donc irradiant pour le patient) mais aucun intérêt pour la formation de l'image radiographique. On parle de **filtration des basses énergies du spectre**.



F) Rendement et caractéristiques du tube

Le rendement d'un tube à RX est très **faible (2%)**, 98% de l'énergie émise est dissipée sous forme de **chaleur**. Du fait de cette surproduction de chaleur, le métal utilisé pour la constitution de l'anode est le tungstène : il a une température de fusion très élevée, de plus avec un numéro atomique élevé ($Z=74$) il permet une forte probabilité d'interaction avec les e- incidents. Il existe cependant un système de refroidissement de l'anode grâce à un bain d'huile et une circulation d'eau.

Le tube est entouré de plomb sauf au niveau d'une petite fenêtre qui permet la sortie du faisceau visant le patient. Le faisceau est un cône homogène (il est donc divergent) d'environ 35 à 40° d'ouverture.

Une anode tournante permet une plus grande intensité de rayonnement et donc une réduction du temps d'exposition pour le patient.

G) Réglages électriques du tube à RX

L'énergie totale émise par le tube à RX correspond à la **somme** des énergies émises par l'ensemble des photons émis.

$\epsilon = k q Z U^2 = k i t Z U^2$	Avec : ϵ : l'énergie totale k : une constante q : en coulombs Z : numéro atomique de l'anode U : en volts t : durée de fonctionnement du tube
--------------------------------------	--

$q = i.t = n.e$	Avec : i : en ampères e : charge de l'e-
-----------------	--

-Lorsqu'on augmente la tension électrique aux bornes (U ou ddp), il y a une augmentation de l'énergie totale du faisceau (modification quantitative), de l'énergie cinétique des e- incidents et de l'énergie cinétique des photons de freinage (modification qualitative : photons d'énergie plus élevée)
 On a donc une élévation de l'énergie des rayons X qui se traduit par un raccourcissement des longueurs d'ondes et une augmentation des fréquences.

-Lorsqu'on augmente l'intensité du courant de chauffage du fil on augmente l'énergie totale du faisceau (modification quantitative) mais les rayonnements émis (C'est-à-dire l'énergie cinétique des photons émis) restent inchangés (pas de modification qualitative). Les longueurs d'ondes et fréquences restent identiques.

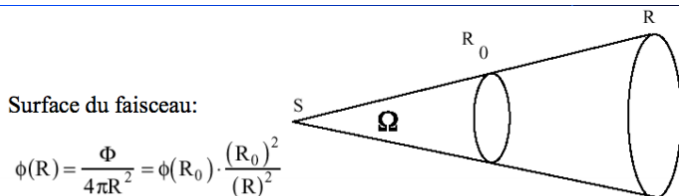
H) Fluence énergétique

La fluence énergétique est l'énergie véhiculée par le faisceau en un point donné

$F = d\epsilon / dS$	Avec : dS : section d'une sphère élémentaire centrée sur P d ϵ : fraction de l'énergie totale du faisceau qui passe dans dS
----------------------	--

La fluence s'exprime par l'exposition X en Coulombs/kg d'air

Le faisceau a une géométrie **divergente** : il s'élargit, on a donc F qui diminue avec le **carré de la distance**. Il faut donc que le patient ne se trouve pas trop près de la source pour des raisons de sécurité mais également qu'il ne se trouve pas trop loin sinon il n'y aura pas suffisamment d'e- par unité de surface pour pouvoir ensuite produire une image analysable.



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.

3. Formation de l'image radiante

Il y a une interaction des photons avec la matière (patient = 90% eau), on mesure les photons qui n'ont pas interagit à la sortie du malade. Ces interaction se font par **effet Compton** ou **photoélectrique**.

Soit N le nombre de photons qui n'ont pas réagit avec le patient, on a alors :

$N = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-(\mu/\rho) \cdot (\rho x)}$	<p>Avec :</p> <ul style="list-style-type: none"> μ : coefficient d'atténuation spécifique du matériau x : épaisseur du patient ρ : masse volumique μ/ρ : coefficient d'atténuation massique
$CDA = \ln 2 / \mu$	

La CDA est l'épaisseur de matière qui **atténue le faisceau incident par deux**.

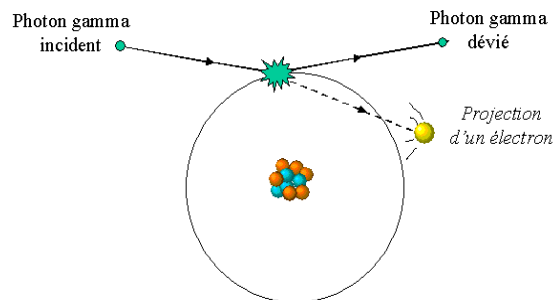
μ augmente avec ρ et Z et diminue avec l'énergie E des photons incidents.

N varie en chaque point du détecteur car en chaque point du patient ρ et Z varient.

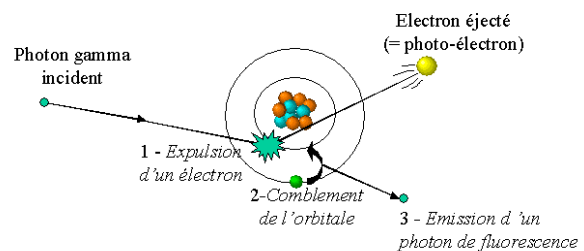
A) Principe d'atténuation

L'atténuation (= absorption photoélectrique + diffusion par effet Compton) correspond à la **probabilité d'interaction** d'un photon avec la matière, elle dépend donc de Z, de ρ et de la densité : les photons n'ont pas les mêmes chances d'interagir avec de l'os que du muscle -> on a alors $N_{os} < N_{muscle}$ car plus le matériau est dense plus les photons ont des chances d'interagir et de ne pas atteindre le détecteur. N varie en chaque point du patient car **μ est très variable**.

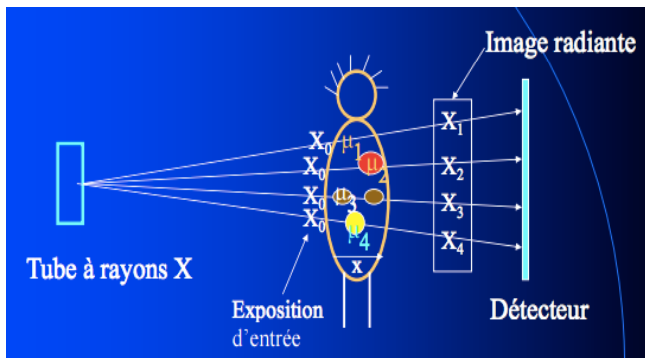
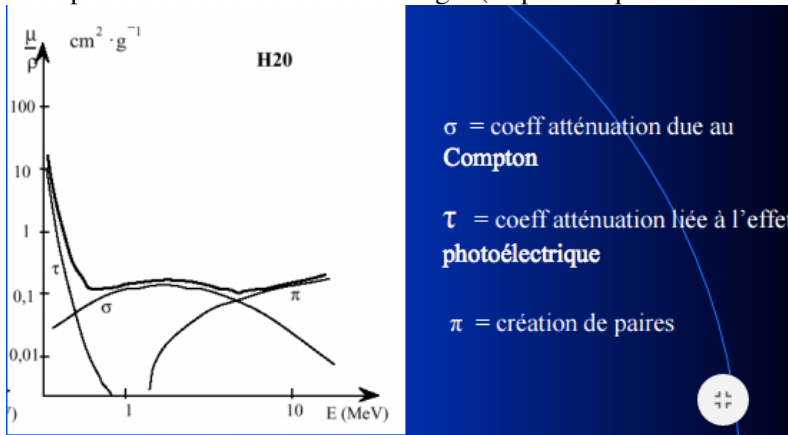
-Effet photoélectrique : un photon incident d'énergie cinétique suffisante interagit avec un e- du cortège électronique qui est éjecté, après réarrangement du cortège électronique on a l'émission d'un photon de fluorescence.



-Effet Compton : un photon incident entre en collision avec un électron du cortège atomique, l'e- est alors éjecté et un photon Compton est dévié selon un angle définit.



En fonction de l'énergie des photons incidents sur la matière (patient), les **interactions** vont être **variables**, pour des photons de faible énergie, l'effet photoélectrique prédomine (ces photons sont utilisés en radiographie). Pour des photons de haute énergie, les créations de paire sont majoritaires, ce n'est pas l'effet recherché en radiologie (trop de risques d'irradiation du patient).



A l'entrée du patient, la fluence est identique en tout point de surface, en revanche à la sortie de celui-ci, en fonction des milieux traversés (osseux, musculaires, adipeux...) la fluence sera différente en chaque point du détecteur. Ces **différentes valeurs récupérées** par le détecteur permettent la formation de l'image radiante

B) Contraste de l'image radiante

Si $x_1 = x_2 = x$ on suppose la personne plate.

Pour un faisceau parallèle monoénergétique

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

$C = \ln(X_1 / X_2) = (\mu_2 - \mu_1) \cdot x$

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

Le **contraste décroît lorsque l'énergie des photons X incident** augmente car dans ce cas là la probabilité d'interaction des photons avec le patient diminue, la qualité de l'image est donc réduite si on augmente trop l'énergie des RX incidents sur le patient (de plus si on augmente trop l'énergie des RX cela présente un risque pour le malade).

C) Le rôle de la diffusion

Le rayonnement diffusé est à peu près homogène en tout point, il **s'ajoute au rayonnement primaire**. Ce rayonnement est dû aux interactions Compton, il augmente avec la section du faisceau et la profondeur x (CAD avec l'épaisseur du malade) et il diminue quand Z augmente. Il a pour conséquences de détériorer l'image (seules les interactions photoélectriques sont recherchées) et engendre une irradiation en dehors du faisceau.

D) Les détecteurs en radiographie

-L'**écran radioscopique** et **amplificateur de luminance** :

C'est un détecteur composé de **cristaux scintillants** émettant une lumière visible à l'irradiation. Il est doté d'un amplificateur de luminescence qui permet de travailler en pleine lumière (détecteur utilisé au bloc opératoire), celui-ci augmente la luminance d'un facteur 3000 à 6000.

-Le **film radiographique** :

C'est un détecteur recouvert d'une émulsion photosensible au RX : le **bromure d'argent** noircit sous l'effet des rayons en se transformant en argent métallique, l'intensité du noircissement est fonction de l'intensité des RX incidents sur le détecteur.

Ainsi les os, très denses, ayant absorbé les RX apparaissent blancs sur le détecteur car les RX n'ont pas atteint le bromure d'argent.

Ces films radiographiques sont également dotés de cristaux scintillants en moindre quantité afin de réduire le temps d'exposition et donc de limiter l'irradiation du patient d'un facteur 20 à 40, cependant l'utilisation de ces cristaux (dans un système d'écran renforçateur) amplifie certes le signal mais diminue la résolution de l'image, il faut donc trouver un équilibre d'utilisation.

Le film radiographique est utilisé dans tous les centres de radiologie conventionnelle

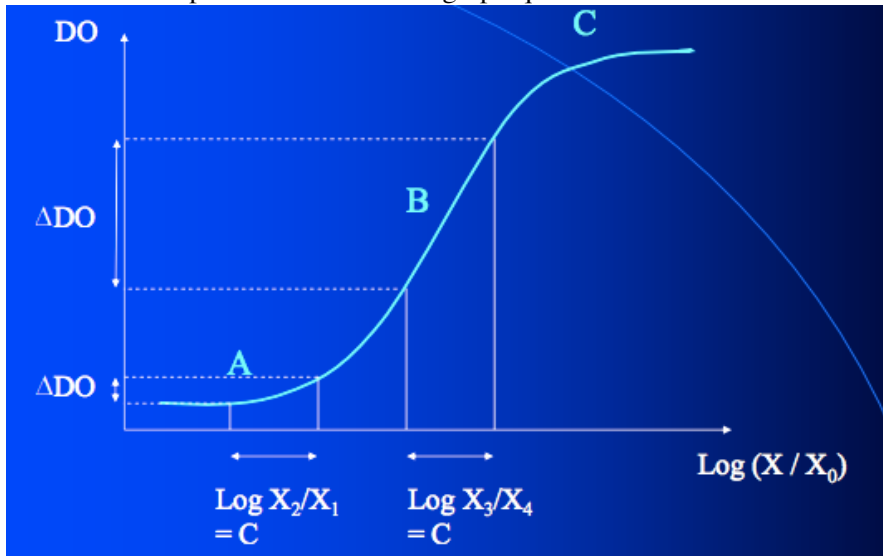
Il existe différents types de films radiographiques détectant différentes expositions aux RX en **fonction du gabarit** du patient : un enfant aura un film répondant bien aux faibles expositions tandis qu'un adulte de gros gabarit aura un film répondant bien aux expositions plus fortes (nécessaires pour que les RX traversent le patient)

Densité optique (DO) d'un film radiographique :

C'est une mesure de la sensation de noircissement du film

The equation $DO = \log(B_0 / B)$ is displayed in white text on a blue rectangular background.	<p>Avec :</p> <p>B_0 : luminance du négatoscope B : luminance transmise</p> <p>Il faut que la DO appartienne au domaine du visible pour obtenir une image observable : $0,3 < DO < 3$ Si $DO < 0,3$ => film entièrement blanc Si $DO > 3$ => film entièrement noir</p>
--	---

La courbe de réponse d'un film radiographique



Pour un même contraste donné, la différence de noircissement sera différente selon le domaine d'exposition dans lequel se trouve le rayonnement. A contraste identique, la différence de noircissement (et donc la qualité de l'image) sera meilleure à moyenne exposition (zone B du graphique).

4. Avantages et limites de la radiographie conventionnelle

La radiographie est désormais une technique bien maîtrisée et développée (générateurs puissants, films et écrans très fonctionnels). On peut obtenir une bonne qualité de contraste spontané ou artificiel (air ou produit de contraste à Z élevé). La radiographie permet une **bonne résolution spatiale** comprise entre 0,25 et 0,5 mm.

Cependant, l'image obtenue est une projection en **2D** d'un patient en volume, on a donc un masquage de structures et un manque de localisation et de précision en profondeur. De plus il y a un flou inévitable dû au rayonnement diffusé (effet Compton), au flou cinétique, flou de détecteur et flou de foyer. S'ajoute à cela le fait que le contraste ne peut être indéfiniment augmenté car on ne peut pas diminuer indéfiniment l'énergie des photons X incidents sans dégradation de l'image radiante.

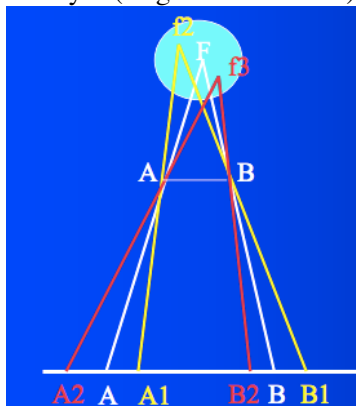
5. Les flous

-Rayonnement diffusé (effet Compton)

Des grilles anti diffusantes sont placées de manière à intercepter les photons déviés issus de l'effet Compton, ces grilles sont constituées de 30 à 40 lames de plombs par cm, elles sont fixes ou mobiles. Les RX non issus de la source sont interceptés.

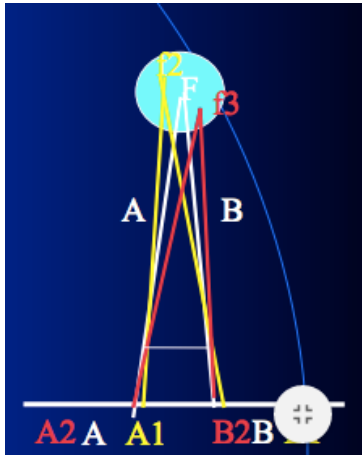
-Flou de foyer

Le foyer (origine du faisceau) n'est pas un point unique mais une petite surface optique.



Plus la surface optique du foyer diminue plus le flou de foyer diminue car les faisceaux incidents se superposent mieux aux bords de l'image.

Pour réduire le flou de foyer on peut aussi réduire la distance entre le patient (trait fin blanc sur le schéma) et le film radiographique (jusqu'à une certaine limite anatomique) et on peut augmenter la distance entre le tube à RX et le film.



-Flou de détecteur :

Ce flou est impossible à éviter mais il ne pose pas de problème majeur au niveau du rendu de l'image. Il est dû au fait que les électrons secondaires n'arrivent pas instantanément sur le récepteur en un point donné mais ont une certaine distance à parcourir au sein du dispositif : dans le cas d'un film radiographique les e⁻ circulent dans l'émulsion et dans le cas des films radiographiques avec écrans renforçateurs ont ajouté le parcours de photons lumineux dans l'écran de cristaux scintillants.

-Flou cinétique :

Ce flou est dû aux mouvements (notamment respiratoires) du patient lors de la prise de la radiographie. Le seul moyen de réduire ce flou est de réduire le temps d'acquisition rendant possible l'immobilité du malade (rétention de respiration notamment)

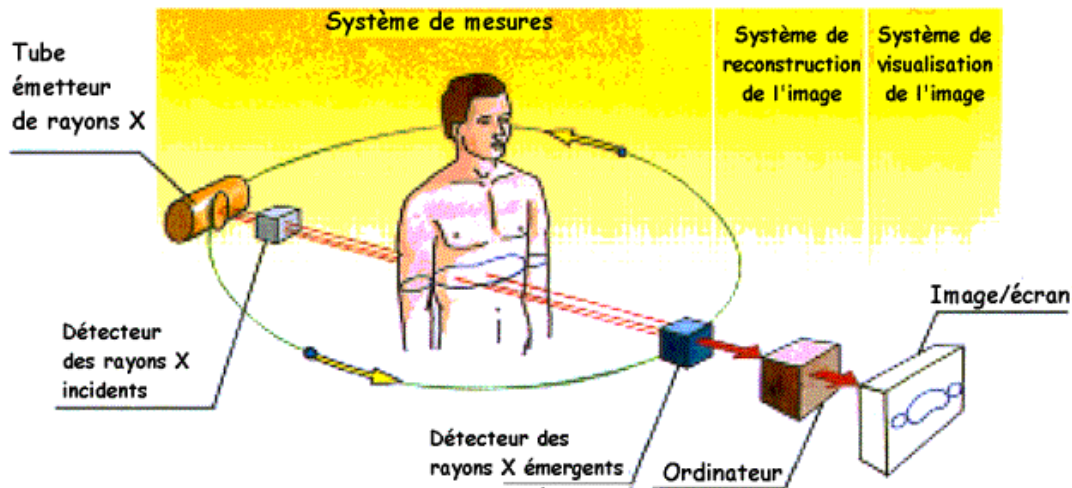
III) Le scanner ou tomodensitométrie

La radiographie conventionnelle n'ayant pas un contraste suffisant pour distinguer les organes et les tissus au sein d'un même organe il a alors été développé la tomodensitométrie permettant une **précision** anatomique accrue, la **séparation** des plans et une représentation en **coupe** de la zone d'intérêt ainsi que la mise en évidence des différences locales minimales spontanées ou provoquées par les produits de contraste. Cette méthode repose sur le même principe physique que la radiographie classique mais le traitement de l'image est différent, on obtient alors plus d'informations avec le même principe

1. Principe général

La tomographie par RX assistée par ordinateur a vu le jour en 1971 à Londres, créée par **Hounsfield** (prix Nobel de médecine en 1979). Il s'est basé sur des principes mathématiques datant de 1917 et encore jamais utilisés dans le domaine médical : la théorie de reconstruction d'un objet à partir de la connaissance de ses projections.

Le principe est donc de réaliser une **multitude de radiographies** du patient dans toutes les directions de l'espace pour obtenir des projections du malade dans tous les angles : le tube à RX **tourne autour** du patient. Ces RX sont reçus par des détecteurs et sont transformés en **courant électrique** formant un signal qui va être traité informatiquement (amplification, numérisation) permettant alors de reconstruire des coupes axiales du malade en **3D**.



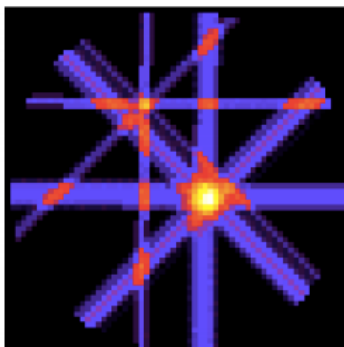
2. Notion d'image analogique ou numérique/digitale

Contrairement à la radiographie classique qui est un système d'imagerie analogique (représentation en 2D d'une grandeur physique point par point sur une surface avec une variation continue de cette grandeur physique), le scanner est une technique d'imagerie numérique où chaque point de l'image correspond à une **grandeur physique mesurée** formant une matrice.

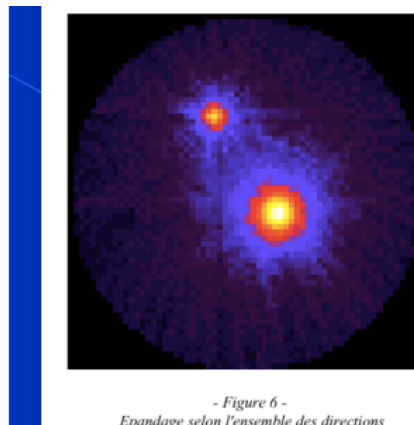
Dans une image digitale, l'élément plan élémentaire est le pixel, à chaque pixel correspond une valeur d'une grandeur physique mesurée. On a donc une **matrice de chiffre** qui correspond à une image numérique/paramétrique, cela permet un stockage, une transmission sans dégradation et un traitement de l'image. Pour visualiser l'image on fait correspondre à chaque valeur une couleur grâce à une échelle de couleurs ou de gris qui est flexible à volonté.

3. Reconstruction d'une coupe à partir de ses projections

On mesure l'atténuation des rayons X par l'objet étudié. La valeur du coefficient d'atténuation d'un **voxel** (cf cours 4) correspond à la valeur moyenne de tous les coefficients d'atténuation ponctuels composant ce voxel. On retrouve donc les valeurs des coefficients d'atténuation de chaque voxel (volume élémentaire) grâce à un processus de **reconstruction mathématique**. La distribution spatiale de l'atténuation du faisceau de RX représente l'image numérique de la coupe, on va utiliser la rétroprojection filtrée. Cette méthode permet de reconstruire les coupes. Le but est de retrouver le lieu d'une atténuation du faisceau par recoupement de multiples projections. On ré-étale chaque projection mesurée (donc chaque valeur moyenne de coefficient d'atténuation) le long de son axe. Les projections se croisent alors sur ce qui est l'objet, néanmoins l'image n'est pas nette à cause des traînées d'épandage et du bruit de fond important.



-Figure 5-
Epannage selon 4 directions



- Figure 6 -
Epannage selon l'ensemble des directions

A) Filtration

Le filtrage permet de reconstituer le point à partir de l'ensemble d'étoiles obtenues après épandage. On utilise un procédé de convolution avec un filtre : on applique une **fonction mathématique** (transformée de Fourier) qui permet de coder l'image dans le domaine fréquentiel. Ainsi le bruit de fond correspond aux basses fréquences tandis que les détails correspondent aux hautes fréquences. Il suffit ensuite de **supprimer les basses fréquences**.

(la diapo 57 correspondante n'est pas à connaître en détails)

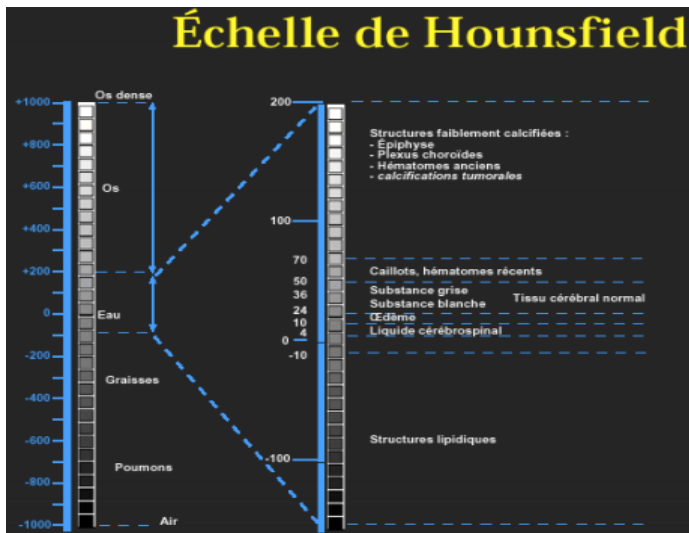
B) Standardisation

D'un moment à un autre les valeurs du coefficient d'atténuation d'un même matériau ne sont pas identiques, pour remédier à cela Hounsfield a mis en place une **standardisation des valeurs d'atténuation** attribuées aux pixels de l'image en utilisant le paramètre N_s tel que :

$$N_s = \frac{\mu_{\text{tissu}} - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000$$

Les valeurs de N_s varient alors entre -1000UH pour l'air (très mou) et +1000UH pour l'os (très dense), l'eau a pour valeur 0UH. Les tissus mous se situent vers -100UH tandis que ceux qui sont calcifiés sont plutôt vers +200UH. Cette échelle est utilisée pour tous les scanners et est étalonnée chaque jour en mesurant la valeur du paramètre N_s de l'eau. C'est une échelle qui comporte 12bits soit 4096 niveaux entre -1000 et +1000.

C) Visualisation



On passe de l'image codée par l'**échelle de Hounsfield** à une image visible codée sur une échelle de gris de maximum 32 niveaux. On choisit un intervalle de valeurs de l'échelle de Hounsfield sur laquelle on applique ces 32 niveaux de gris, l'intervalle sélectionné dépend du tissu à étudier. Mais, on peut à partir d'une acquisition choisir plusieurs fenêtres de l'échelle pour étudier différentes structures de densités différentes ou pour avoir des **niveaux de précision** différents (à un nombre de niveau de gris équivalent plus on sélectionne une fenêtre petite sur l'intervalle de Hounsfield pour les contrastes vont être perçus de manière précise.

4. Les différentes générations de scanner

Premier prototype : seuls un détecteur et un tube à RX sont utilisés

Deuxième prototype : un seul tube est utilisé mais il envoie un faisceau en direction de plusieurs détecteurs, la vitesse de balayage est améliorée : 20 à 60sec par coupe

Troisième génération : le/les tube(s) à RX tourne(nt) en synchronisation avec des barrettes constituées de 250 à 500 détecteurs, cela permet d'englober tout l'organe.

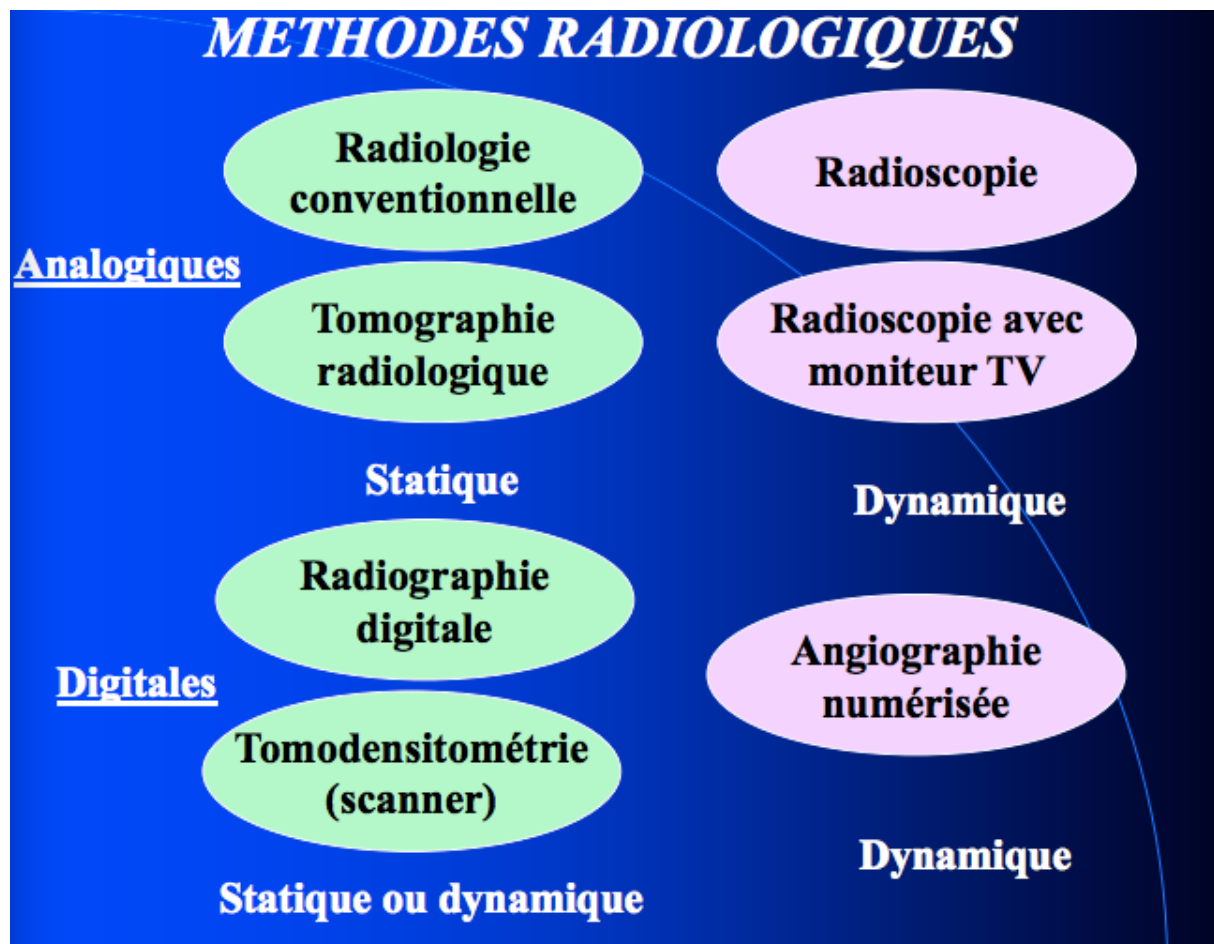
Quatrième génération : tube à RX seul tournant autour d'une couronne de 800 à 1000 détecteurs.

Cinquième génération : le tube à RX est situé en dehors de la couronne de détecteurs (donc plus à distance du patient), les détecteurs en regard du tube en mouvement s'effacent pour laisser passer le rayonnement incident.

Scanographe à acquisition hélicoïdale rapide : il y a un balayage spiralé du corps en rotation continue et rapide par le tube à RX associé à un multiprocesseur qui assure l'acquisition, la reconstruction et la visualisation.

5. Les performances

Le scanner constitue un progrès majeur par rapport à la radiographie conventionnelle. La résolution en densité est multipliée par 10 et la résolution spatiale (qui correspond à la distance minimale séparant deux points distincts de l'image) dépend de paramètres physiques et informatiques. Il existe une possibilité d'étude cinétique avec les scanners spiralés. Néanmoins **l'irradiation reste importante** même s'il elle tend à diminuer avec les progrès technologiques. C'est un examen qui reste très irradiant pour le patient c'est pourquoi il est en compétition avec d'autres techniques non irradiantes telles que l'IRM ou l'échographie.



Dédicaces à nos raptors disqualifiés qui restent les best : Gros Beauf (Maxou), Flush fragile (Brune), Touf (Mathilde), Petite caisse (Alexis), Chaud Lapin (Eliot), Connard aux yeux bleus (Grégoire), Keunotte (Jo) et Rollande !

Grosses pensées à Laurette et Roro qu'on aime trop (bizutage l'année prochaine !)

Et merci à l'AVC pour ce wei de folie !!!