

BASES PHYSIQUES DE LA RADIOLOGIE POUR LE PCEM2

D.MARIANO-GOULART

Service de Médecine Nucléaire. CHU LAPEYRONIE. MONTPELLIER

A – PRINCIPES DE BASE DE LA RADIOLOGIE

1- INTRODUCTION

Historique : 1895 : Découverte des rayons X par Wilhem Röntgen.
La même année : Première radiographie (la main de son épouse)
et premières images cinématographiques obtenues par les frères Lumière...
Depuis, développement spectaculaire des techniques d'imagerie médicale
(imagerie par atténuation X, par émission γ , ultrasons, RMN etc..).

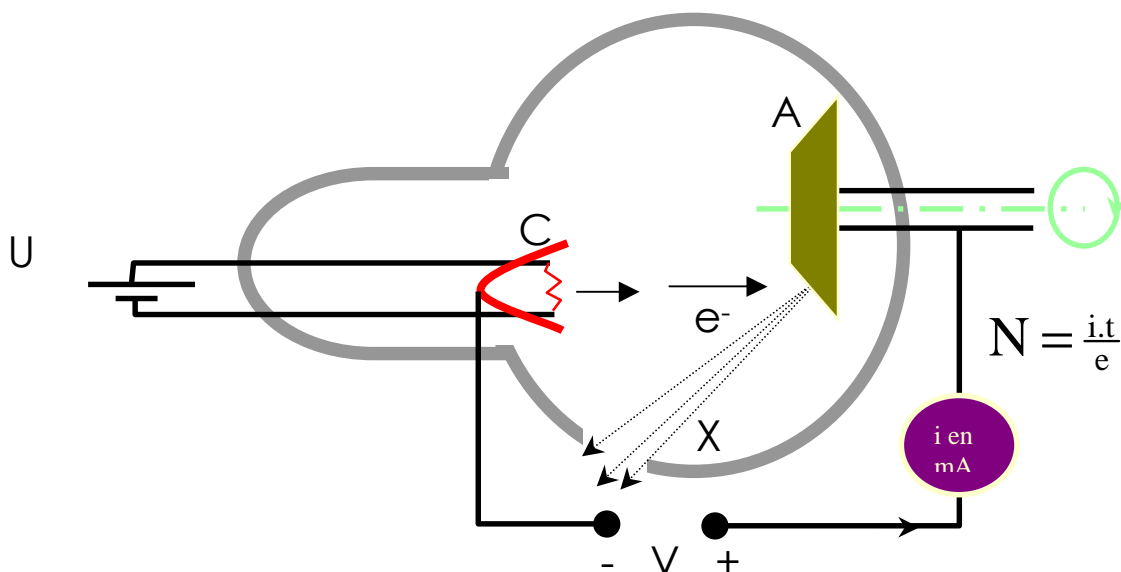
Principe : Mesure de l'atténuation des rayons X par un tissu biologique.
Gamme d'énergie des X "intermédiaires" : de 28 à 130 keV

Intérêt : Informations sur la nature et la forme des tissus qui constituent un organisme.
Il s'agit donc d'une technique d'imagerie essentiellement *morphologique*.

Conséquence : Irradiation du patient par des rayonnements ionisants.
La prescription d'une radiographie est donc un acte médical.
Elle ne se justifie qu'en cas de rapport bénéfice/risque favorable.

2- PRODUCTION DE RAYONS X

En imagerie médicale, on produit des rayons X en bombardant une cible métallique par des électrons accélérés, à l'aide d'un dispositif appelé « tube de Coolidge » :



Un premier circuit dit « de chauffage » permet de mettre à température très élevée un filament qui chauffe une plaque de métal appelée cathode C. A haute température, les électrons des atomes de cette cathode sont ionisés puis pris en charge par un champ électrique intense (plusieurs dizaines de kV) créée par une différence de potentiel V entre la cathode et une cible souvent en tungstène appelée anode A. Les électrons sont ainsi accélérés et pénètrent l'anode avec une énergie cinétique E_c pouvant atteindre plusieurs dizaines de keV. Au voisinage des noyaux des atomes de l'anode, ils sont déviés et freinés. Ce freinage s'accompagne d'une perte d'énergie cinétique par rayonnement de freinage (bremsstrahlung). Cette perte d'énergie est essentiellement dispersée en chaleur, ce qui nécessite de refroidir l'anode en la faisant tourner sur elle-même. Une faible quantité de cette énergie est convertie en photons X qui sont focalisés à l'aide d'une fenêtre aménagée à cet effet dans le tube de Coolidge.

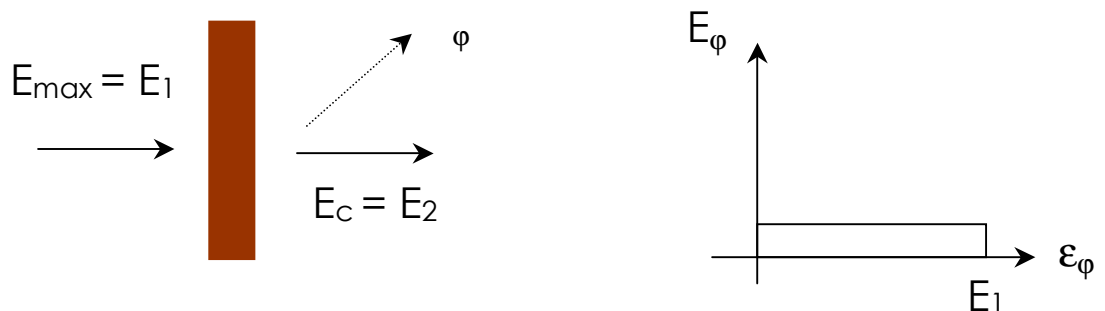
Etudions maintenant la nature des photons X émis, donc leur spectre en énergie.

Chaque électron a une charge $e = -1,6 \cdot 10^{-19}$ Cb. Sous l'action du champ électrique V , cet électron acquiert une énergie cinétique $E_c = e \cdot V$.

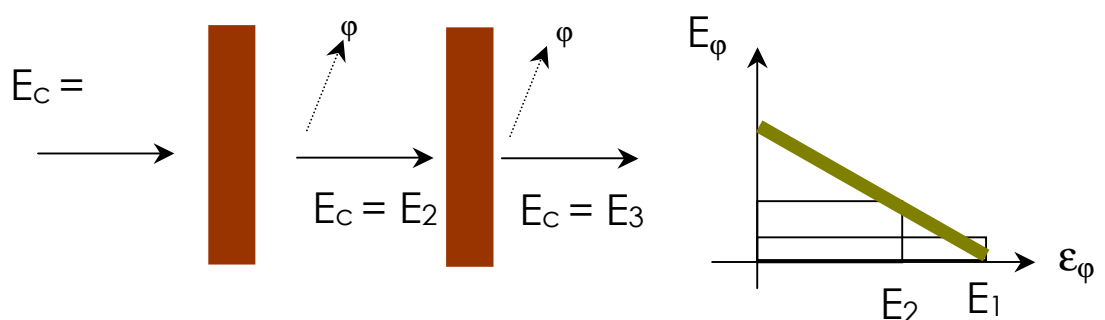
Au moment du freinage de cet électron dans l'anode, tout ou partie de cette énergie cinétique peut-être utilisée pour créer un ou plusieurs photons X.

Un photon X donné aura donc une énergie E_ϕ inférieure à $E_{\max} = h \cdot f_{\max} = h \cdot c / \lambda_{\min} = e \cdot V$.

Entre 0 et E_{\max} , toutes les valeurs d'énergie sont possibles pour les photons X et on obtient donc un spectre continu. On peut deviner l'allure de ce spectre à l'aide du petit raisonnement qualitatif simple suivant : Imaginez que la cible A est si fine qu'une seule interaction de freinage ait lieu pour chaque électron incident, conduisant à l'émission d'un seul photon X. Si les électrons se présentent avec une énergie cinétique incidente E_1 , et si la probabilité d'affecter au photon X créé un certain pourcentage de cette énergie varie comme l'inverse de l'énergie du photon X (i.e les freinages les moins intenses sont les plus probables), alors le spectre représentant l'énergie totale E_ϕ véhiculée dans le faisceau de rayons X par les photons d'énergie (individuelle) ϵ_ϕ sera constant entre 0 et E_1 :



Rajoutons maintenant une deuxième épaisseur de cible, le même raisonnement conduit à :



On devrait donc obtenir, en théorie, un spectre ayant l'allure d'une droite décroissante. L'énergie totale E_T contenue dans ce spectre est donc l'intégrale d'une fonction linéaire en ϵ_ϕ entre 0 et E_{\max} . Elle est donc proportionnelle à E_{\max}^2 , donc puisque $E_{\max} = e.V$ à V^2 .

De même E_T est proportionnelle au nombre d'électrons N émis par la cathode C . Ce nombre N correspond à la charge électrique transportée dans le second circuit et peut donc être évalué à partir de l'intensité (en mA) mesurée dans ce circuit et du temps de pose : $i = q/t = Ne/t$.

La quantité $i.t$ s'exprime en mA.s et est directement réglable sur un appareil de radiographie. Elle conditionne le nombre total et global de photons X émis, contrairement à V , réglable lui-aussi, qui contrôle la qualité de ces rayons (photons plus ou moins énergétiques).

Enfin, E_T est également proportionnelle au numéro atomique Z de la cible, qui conditionne l'interaction électromagnétique entre électrons et atomes de cette cible.

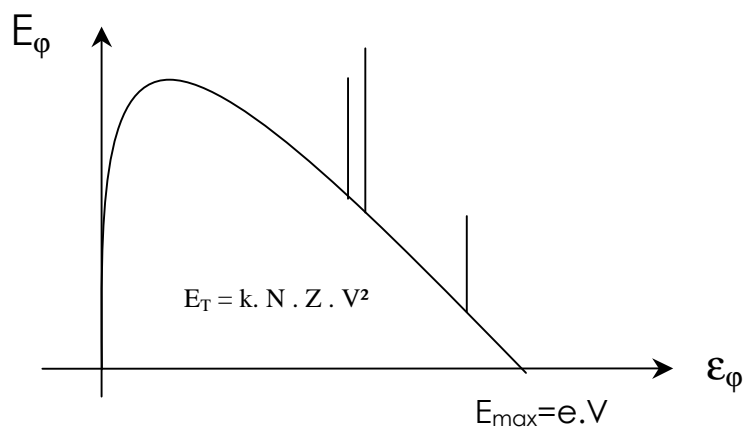
On a donc finalement, pour une constante k donnée :

$$E_T = k . N . Z . V^2$$

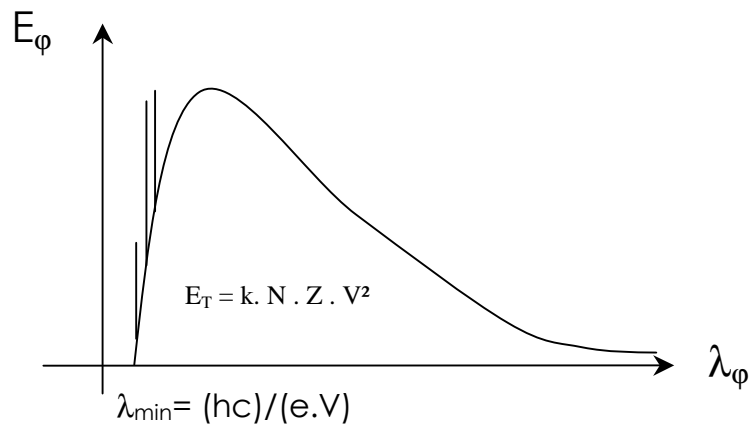
En pratique, comme nous allons le rappeler au paragraphe suivant, les photons émis avec une très faible énergie sont presque tous auto-absorbés par effet photo-électrique dans la masse de la cible et n'apparaissent donc pas dans le spectre de rayons X émergeant du tube de Coolidge. De plus, ces rayonnements à faible énergie seront très irradiants pour le patient. On équipe donc les tubes de filtres destinés à arrêter (toujours par effet-photo électrique), les rayonnements de basse énergie qui auraient subsistés.

Enfin, si V est suffisante, l'anode ou ces filtres peuvent, sous l'effet des rayons X émis, subir eux-même un phénomène d'ionisation avec émission secondaire de raies dont la position en énergie est caractéristique du matériau qui compose ces structures. Il se superpose donc au spectre continu un spectre de raies.

Le spectre issu d'un tube X a donc finalement l'allure suivante, avec les relations qui synthétisent l'essentiel de ce qu'il faut retenir :



Si on place non plus l'énergie mais la longueur d'onde des photons en abscisse, on obtient le spectre suivant :



Le médecin a donc deux façons d'agir sur la nature et la quantité des rayons X qu'il utilisera pour créer une image radiographique :

- En augmentant la « haute tension » V , il augmente l'énergie maximale des rayons X émis, donc leur pénétration ($E_{\max} = x$ keV pour une tension V de x kV).
- En augmentant le nombre d'électrons émis N (via les mAs, c'est-à-dire via le courant en mA ou via le temps de pose), il augmente le nombre total de photons X émis, donc l'intensité du rayonnement.

3- CREATION D'UNE IMAGE DE TRANSMISSION

A - LA LOI D'ATTENUATION

Une différence de noircissement entre deux régions d'une radiographie traduit une *différence d'absorption par effet photo-électrique* des photons X dans chacune de ces deux régions.

Définition : On appelle *coefficient linéique d'atténuation* μ , la probabilité d'absorption d'un photon par unité de distance. Pour N photons incidents, si dN photons sont absorbés par une épaisseur de matière dx , alors :

$$dN / N = - \mu dx$$

Le nombre de photons $N(x)$ non absorbés après la traversée d'une distance x sera donc :

$$N(x) = N e^{-\mu \cdot x}$$

La couche de demi-atténuation (CDA) est l'épaisseur de matériau nécessaire à l'absorption de la moitié du nombre de photons incidents. Elle est de l'ordre de 2 cm pour l'eau si la haute tension du tube X est réglée à 120kV et est liée à μ suivant :

$$CDA = \ln(2) / \mu .$$

B - L'ATTENUATION PHOTO-ELECTRIQUE

Le coefficient linéique d'atténuation par effet photo-électrique μ s'exprime en fonction de l'énergie E des rayons X incidents, de la masse volumique ρ et du numéro atomique Z du tissu absorbant suivant :

$$\mu = K \cdot \rho \cdot Z^m / E^n \approx K \cdot \rho \cdot Z^3 / E^3$$

En fonction de l'énergie des photons incidents et du milieu traversé, m est compris entre 3 et 4 et n entre 3 et 3,5. Dans la suite de ce cours, on supposera que $m = n = 3$.

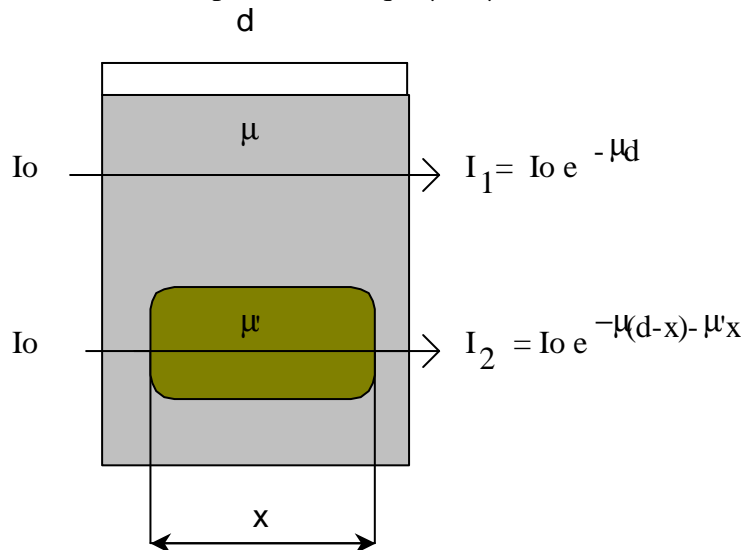
Un tissu absorbera donc d'autant plus les rayons X par effet photo-électrique que sa densité et son numéro atomique sont élevés.

Un faisceau de rayons X sera d'autant plus atténué par effet photo-électrique que l'énergie moyenne des photons X qui le composent est faible.

4- FACTEURS DE QUALITE DE L'IMAGE RADIANTE : Contraste et flous.

A- LE CONTRASTE

Soient I_1 et I_2 le nombre de photons X reçus pendant le temps de pose en deux points distincts P_1 et P_2 du film de radiographie. Supposons que les photons X qui atteignent P_1 n'aient traversé qu'un seul tissu de coefficient linéique d'atténuation photo-électrique μ . Supposons par ailleurs que les photons X qui atteignent P_2 aient au contraire traversé deux tissus distincts de coefficients linéiques d'atténuation photo-électrique μ et μ' :



On définit alors le contraste par le rapport :

$$C = |I_1 - I_2| / (I_1 + I_2)$$

En se limitant au premier ordre des développements limités des exponentielles ($e^y \approx 1+y$) :

$$C = |\mu' - \mu| \cdot x / 2$$

Soit, en utilisant la loi de Bragg et Pierce :

$$C = (k/2) \cdot x \cdot |\rho' Z'^3 - \rho Z^3| / E^3$$

Si l'on tient compte d'un rayonnement diffusé I_d qui s'ajouterait à I_1 et I_2 , l'expression de définition du contraste montre que celui-ci diminue suivant :

$$C = |I_1 - I_2| / (2 \cdot I_d + I_1 + I_2)$$

➤ Un contraste n'existe donc entre deux tissus que si ces tissus présentent des masses volumiques et / ou des numéros atomiques distincts. Lorsque cette condition nécessaire n'est pas remplie, il est parfois possible de créer une différence de Z ou de ρ à l'aide de produits de contraste. Ces derniers peuvent être :

a) "naturels" : Exemple des radiographies pulmonaires en inspiration forcée.

b) "artificiels" : Exemple des produits de contraste iodés ou barytés utilisés en urographie, pour l'étude du transit digestif et de la vésicule biliaire, en vasculaire, pour les bronches, les articulations, le canal rachidien...

➤ Dans le cas où un contraste existerait, il est possible de l'améliorer de plusieurs façons :

a) En diminuant l'énergie des rayons X, mais cela augmente la dose absorbée par le patient (exemple de la mammographie).

b) En minimisant les facteurs qui altèrent le contraste (les flous et le rayonnement diffusé, voir infra).

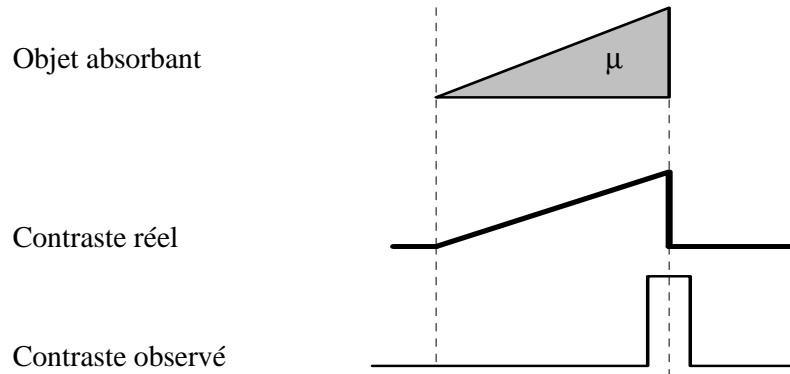
Contraste lié à l'impression visuelle

Le contraste tel qu'il est perçu par l'œil est sensiblement différent de celui étudié au paragraphe précédent : Si les conditions que nous avons énoncées sont *nécessaires* à l'existence d'un contraste, elles ne sont nullement *suffisantes*.

En effet, l'œil humain ne distingue pas une *variation continue* d'intensité lumineuse et n'est pas capable d'estimer (même grossièrement) une intensité lumineuse de façon quantitative.

Une variation de contraste présente sur une image radiologique ne sera donc décelée qu'à condition que cette variation corresponde à une discontinuité. Ce phénomène qui ne dépend que de la physiologie de l'œil humain est connu sous le nom de "loi des tangentes".

Illustration schématique de la loi des tangentes :

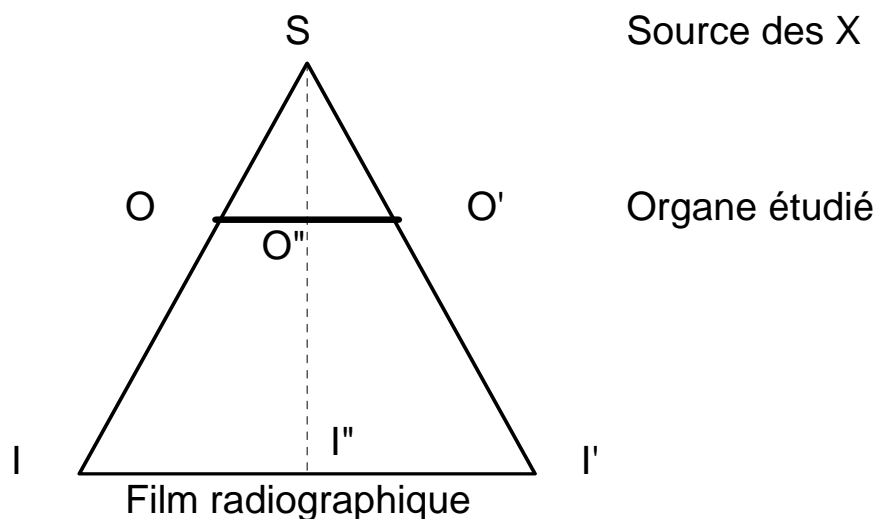


B- LES FLOUS

B1- LE FLOU DE GRANDISSEMENT

Une radiographie est une projection conique sur laquelle les éléments anatomiques se superposent et apparaissent déformés.

Le grandissement G s'exprime par $G = \frac{II''}{OO''} = \frac{II'}{OO'}$



Compte tenu du fait que $\sin(\text{OSO''}) = \frac{II''}{SI} = \frac{OO''}{SO}$, le grandissement G s'exprime suivant:

$$G = \frac{SI}{SO}$$

Le grandissement est donc globalement augmenté lorsque l'on éloigne le film de la source de rayons X (SI augmente).

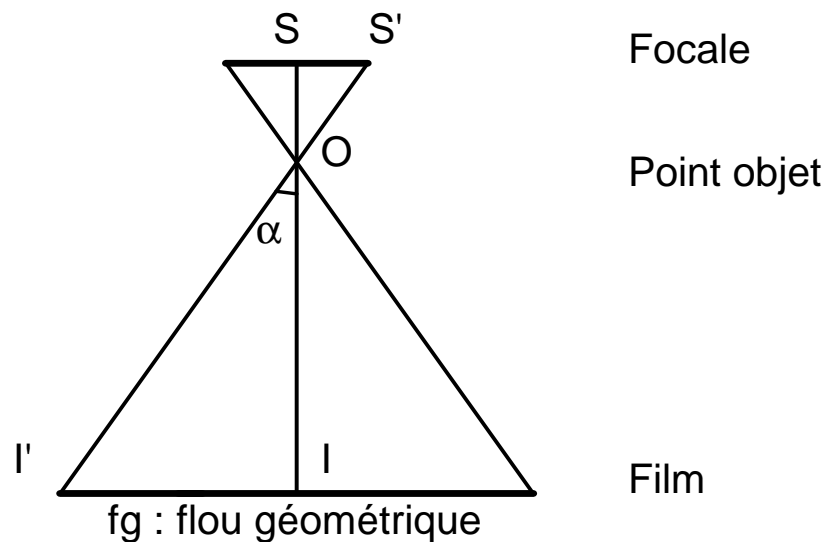
On constate d'autre part que *le grandissement n'est pas identique pour toutes les structures constituant un organe* : Plus ces structures proches du film radiographique, moins le grandissement est important (SO augmente).

B2- LE FLOU GEOMETRIQUE

Les rayons X ne sont pas émis par une source strictement ponctuelle. Le flou crée par cette surface F appelée *focale* se calcule facilement :

$$\begin{aligned} \text{tg } \alpha &= \text{II}' / \text{OI} = \text{SS}' / \text{OS} \Rightarrow \text{fg} / \text{OI} = \text{F} / \text{OS} \\ \text{par ailleurs : } G &= \text{SI} / \text{SO} = 1 + \text{OI} / \text{SO} \text{ soit } \text{OI} / \text{SO} = G - 1 \\ \text{donc :} \end{aligned}$$

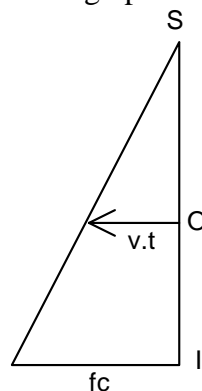
$$\text{fg} = \text{F} \cdot (\text{OI} / \text{OS}) = (G - 1) \cdot \text{F}$$



L'usure d'un tube de Coolidge provoque souvent une augmentation de F et donc une augmentation du flou géométrique.

B3- LE FLOU CINETIQUE

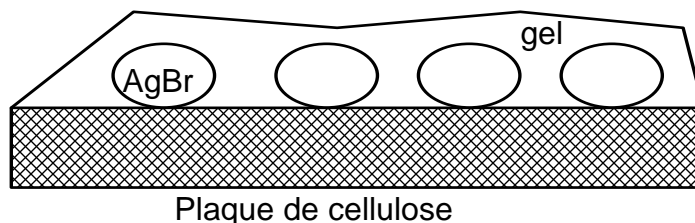
Il est dû à un mouvement de l'organe radiographié à la vitesse v lors de la durée d'exposition t:



$$\text{fc} = G \cdot v \cdot t$$

B4- LE FLOU LIE AU RECEPTEUR

Compte tenu de l'usage encore assez général de ce support, nous nous intéressons plus particulièrement aux films argentiques. L'action du révélateur sur des sels d'argent exposés à la lumière provoque la réduction de ces derniers en argent métal qui se dépose. Le fixateur utilisé ensuite est un solvant destiné à éliminer le gel et les sels d'argent non irradiés.



Les sels de bromure d'argent ont un certain diamètre appelé "taille du grain". Leur irradiation suit une loi en tout ou rien qui aboutit à l'apparition d'un "*flou de grains*". L'utilisation de films "à grains fins" limite ce flou, mais diminue la sensibilité du film radiographique (ce qui augmente le temps de pose, donc l'irradiation et le flou cinétique).

Plus important, l'action des *écrans renforçateurs* crée un cône d'irradiation du film qui conduit à une limitation de la résolution par l'intermédiaire d'un flou dit "*flou d'écran*".

Dans le cas d'une acquisition ou d'une sortie directement numérisée (sur imprimante ou CCD), il existe, en fonction de la taille physique du détecteur élémentaire, un bruit de mesure qui crée un flou très comparable au précédent.

Autre récepteur utilisé : Les *amplificateurs de brillance*.

B5- LE FLOU LIE AU RAYONNEMENT DIFFUSE

C'est un paramètre quantitativement important en radiologie : *L'atténuation par diffusion est de 4 à 5,5 fois plus importante que celle par absorption* (photo-électrique).

Ce rayonnement diffusé avec (diffusé Compton) ou sans (diffusé Rayleigh) perte d'énergie pose deux problèmes essentiels :

- 1- Une irradiation inutile (du personnel soignant en particulier). Celle-ci justifie le port de tabliers plombés et, plus encore, l'éloignement de ce personnel de la source de rayons X.
- 2- Un flou qui diminue le contraste en radiographie.

On le limite de deux manières :

- a) En limitant le phénomène de diffusion Rayleigh ou Compton dans le tissu traversé. Ceci peut se faire en diminuant le volume des tissus traversés :
 - *Compression* du sein en mammographie.
 - Utilisation d'un *diaphragme* et réalisation de *clichés focalisés*.
- b) En limitant l'irradiation du récepteur par des X diffusés à l'aide d'une *grille anti-diffusante*.

B6- LE COMPROMIS OPTIMAL

Le flou f résultant des flous géométrique f_g , cinétique f_c , et d'écran f_e , s'exprime suivant :

$$f = \sqrt{f_g^2 + f_c^2 + f_e^2}$$

On peut montrer que ce flou f est minimal quand $f_g = f_c = f_e$. Cette relation conditionne les choix du détecteur, du foyer et du temps de pose.

C- LA RESOLUTION SPATIALE

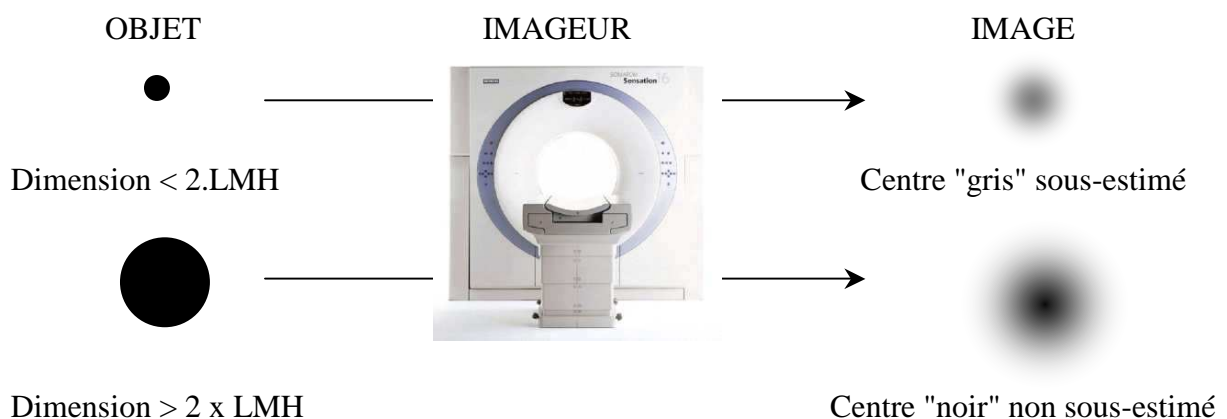
C'est la plus petite distance qui doit séparer deux objets ponctuels pour pouvoir encore distinguer deux images radiographiques distinctes de ces objets.

Du fait des différents flous que nous venons d'étudier, l'image d'un point sur un film radiographique n'est jamais ponctuelle. Elle se présente sous la forme d'une "tache" plus ou moins étalée, symétrique par rapport à son centre, et d'intensité décroissante du centre vers la périphérie. La répartition des noircissements (densités optiques) suit ainsi une courbe appelée *courbe de dispersion ponctuelle*.

Les courbes de dispersion ponctuelle correspondant à l'image de deux objets séparés par une distance inférieure à la largeur à mi-hauteur de ces courbes de dispersion fusionnent et produisent une image unique où les deux objets ne sont plus individualisables. La résolution spatiale correspond donc à la *largeur à mi-hauteur* (LMH ou, en anglais, FWHM) de la courbe de dispersion ponctuelle. Elle est de l'ordre de 0,5 mm en radiologie.

Nous verrons plus loin que cette LMH conditionne directement les dimensions des pixels à utiliser pour échantillonner une image analogique (cf; paragraphe B.3).

Le résolution spatiale limitée des appareils d'imagerie a par ailleurs un conséquence importante sur l'intensité du signal enregistré dans une image, que celle-ci soit analogique ou numérique. Schématiquement, du fait des flous, l'intensité du signal provenant d'un objet ponctuel est répartie dans un voisinage de la projection radiologique de cet objet. En conséquence, la valeur maximale du signal mesurée au centre de la courbe de dispersion ponctuelle sera inférieure à celle attendue pour un objet ponctuel. Ce phénomène est appelé "*effet de volume partiel*".



Si plusieurs objets ponctuels se projettent dans le même voisinage, leurs courbes de dispersion s'ajoutent et le signal mesuré est moins sous-estimé.

On peut montrer que, *pour que le signal d'un objet anatomique non ponctuel produise une image radiologique dont l'intensité n'est pas sous-estimée au centre de l'image, il faut que les dimensions de l'objet anatomique soient supérieures au double de la largeur à mi-hauteur de la réponse impulsionnelle.*

5- APPLICATIONS MEDICALES

La radiographie analogique (dite "standard") est très utilisée en pratique et concerne l'ensemble de l'organisme humain. C'est une technique rapide, peu coûteuse, souvent relativement peu irradiante et parfois disponible au lit du malade (radiographies pulmonaires en particulier). Son interprétation est cependant souvent délicate et est gênée par des problèmes de superposition (à grandissements variables). Des exemples d'interprétation seront donnés en enseignement dirigé. On se limitera ici à définir quelques termes d'usage très courant :

Opacité ou hyperdensité, densification, condensation : Il s'agit d'une image radiologique correspondant à des structures qui atténuent plus les rayons X que le voisinage. Sur un film radiographique standard, cette image sera plus blanche que les zones voisines.

Clarté ou transparence : Il s'agit d'une image radiologique correspondant à des structures qui atténuent moins les rayons X que le voisinage. Sur un film radiographique standard, cette image sera plus sombre que les zones voisines.

Niche : Opacité due à la présence dans la paroi d'un organe creux rempli de produit de contraste d'une cavité elle-même remplie de produit de contraste.

Lacune : Clarté due à la présence dans un organe creux rempli de produit de contraste d'une zone non remplie.

Image construite : Image formée par la réunion d'images correspondant à des structures anatomiques différentes.

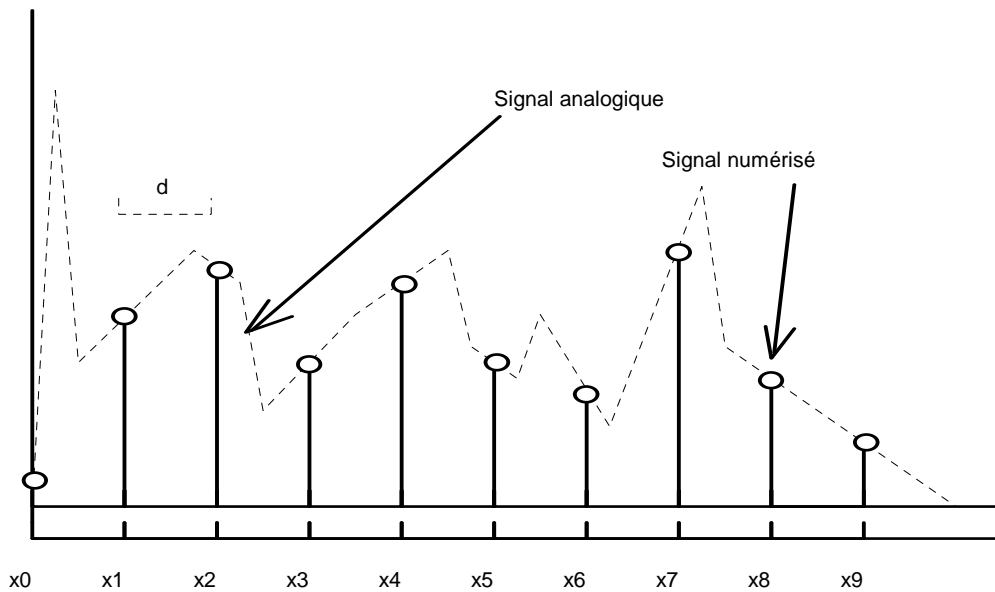
Artefact : Image sans signification anatomique ni fonctionnelle, créée de toute pièce par l'appareillage ou les techniques de traitement.

Signe de la silhouette : Deux structures de tonalités identiques ne pourront créer un contraste que si elles se situent dans des plans distincts transversaux au faisceau de rayons X.

B - LA RADIOLOGIE NUMERISEE

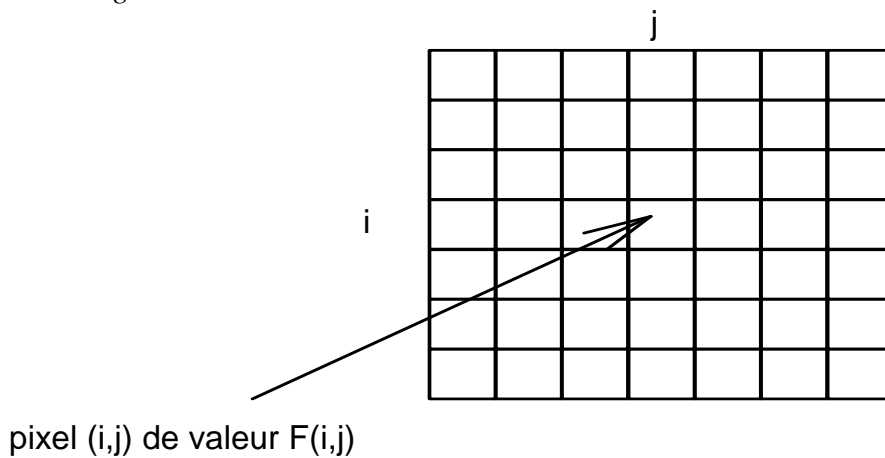
1- NOTION D'ECHANTILLONNAGE

La grande majorité des signaux physiques se présentent, à l'échelle macroscopique de nos observations, sous l'aspect de fonctions continues de variables quantitatives (le temps ou l'espace le plus souvent). Ces signaux sont qualifiés de signaux *analogiques*. Les mémoires des calculateurs étant finies, ces signaux ne peuvent pas, en général, être directement traités par un ordinateur. Une étape de *numérisation* (ou *échantillonnage*, ou *discrétisation*) est nécessaire de façon à transformer un signal analogique en une *suite finie* x_1, x_2, \dots de nombres (les échantillons). Cette numérisation se fait à l'acquisition ou, plus rarement, secondairement.



2- LA GRILLE D'ECHANTILLONNAGE ET LES NIVEAUX DE GRIS

Dans le cas d'une image, l'échantillonnage est réalisé en superposant à l'image analogique une grille d'échantillonnage composée de carrés élémentaires de côté d , les *pixels*. La distance d est appelée *période d'échantillonnage*. Son inverse, $f_e = 1 / d$ est la *fréquence d'échantillonnage*.



La valeur $F(i,j)$ du pixel (i,j) peut, par exemple, être égale à la valeur moyenne du signal analogique sur la surface couverte par ce pixel. Le codage des valeurs de pixels $F(i,j)$ sur un ou deux octets permet de définir des *niveaux de gris*. L'affectation bijective de chaque niveau de gris à une couleur donnée permet enfin de visualiser l'image sur un périphérique (écran d'ordinateur ou imprimante par exemple). Cette affectation peut n'intéresser que certaines plages de valeur de pixels. On parle alors de visualisation dans une certaine "*fenêtre*".

3- APPROCHE INTUITIVE DU THEOREME D'ECHANTILLONNAGE DE SHANNON

Il est bien évident qu'une valeur trop grande de la période d'échantillonnage d conduit à une perte de résolution spatiale. Inversement, une valeur trop faible de d augmente inutilement le nombre de pixels dans l'image. Ceci rend nécessaire d'importantes capacités de stockage et

augmente sensiblement les temps de calcul. Il est donc nécessaire de choisir une valeur optimale de d .

Très intuitivement, cette valeur optimale doit permettre de distinguer, sur l'image échantillonnée, deux points distants d'au moins la résolution de notre imageur. Pour ce faire, il est nécessaire de "prélever" au moins trois échantillons, un pour chaque point et un entre les deux points, de manière à les séparer.

Il semble donc pertinent de *choisir pour d la moitié de la résolution* (soit la moitié de la largeur à mi-hauteur de la courbe de dispersion). Ce résultat peut se démontrer de façon tout à fait rigoureuse, pour peu que quelques hypothèses de régularité soient admises à propos du signal analogique. Il porte le nom de *théorème de Shannon*. En prenant quelques libertés vis à vis de la rigueur mathématique, ce théorème peut s'énoncer de la façon suivante :

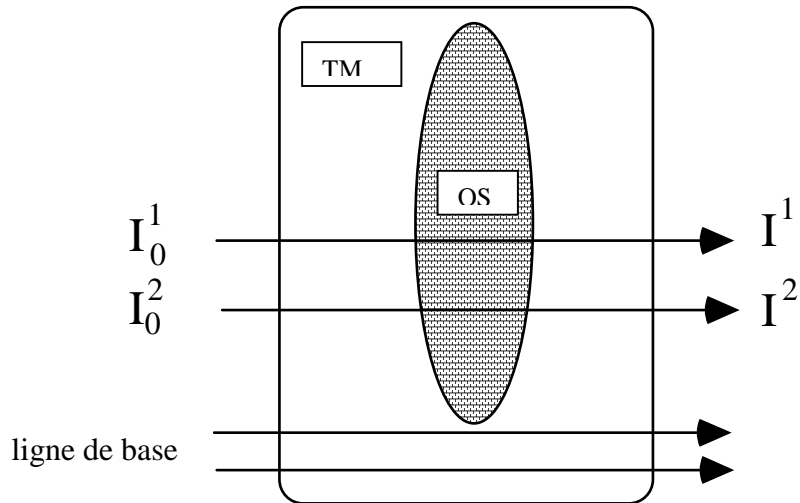
Un signal analogique acquis avec une résolution spatiale ou temporelle R peut être déterminé en tout point à partir d'échantillons prélevés avec une période d'échantillonnage de $R/2$.

Exemple : Une image radiologique présente une résolution spatiale de 0,5 mm. Les dimensions du film sont 36 x 43 cm. Sur combien de pixels est-il pertinent de digitaliser cette image ?

Réponse : $d = 0,5 / 2 = 0.25$ mm. Il faut donc $1 / 0,25 = 4$ pixels / mm
Pour une image de 360x430 mm², il faut donc 1440 x 1720 pixels²

4- APPLICATIONS MEDICALES

La possibilité au prix d'une seule acquisition de visualiser différentes fenêtres de contraste est un avantage important lié à la numérisation. Cependant, son principal apport est lié aux possibilités offertes en matière de *traitement d'image*. Il est, par exemple, possible de réaliser des images de soustraction avant et après injection de produit de contraste à destinée uniquement vasculaire (*angiographie numérisée*). La numérisation donne par ailleurs accès à tous les algorithmes de *filtrage* d'images, ce qui permet, entre autre, d'éliminer (du moins en partie) le bruit d'acquisition. Certaines applications cliniques sont plus originales : *L'absorptiométrie bi-photonique*, permet, par exemple, d'évaluer le contenu minéral osseux d'un élément du squelette (en g/cm²). Le principe de cet examen repose sur la réalisation de deux radiographies numérisées avec deux rayonnements X mono-énergétiques (autant que possible) d'énergies différentes, obtenus en filtrant le spectre continu. La résolution d'un système de deux équations linéaires permet alors de calculer la densité minérale osseuse corrigée de l'absorption due aux tissus mous (TM). Cet examen réalisé sur le rachis lombaire, le col fémoral ou l'avant-bras est précieux dans le suivi des patients ostéoporotiques.



$$\ln \frac{I_0^1}{I^1} = \frac{\mu_{tm}^1}{\rho_{tm}}(\rho_{tm} X_{tm}) + \frac{\mu_{os}^1}{\rho_{os}}(\rho_{os} X_{os})$$

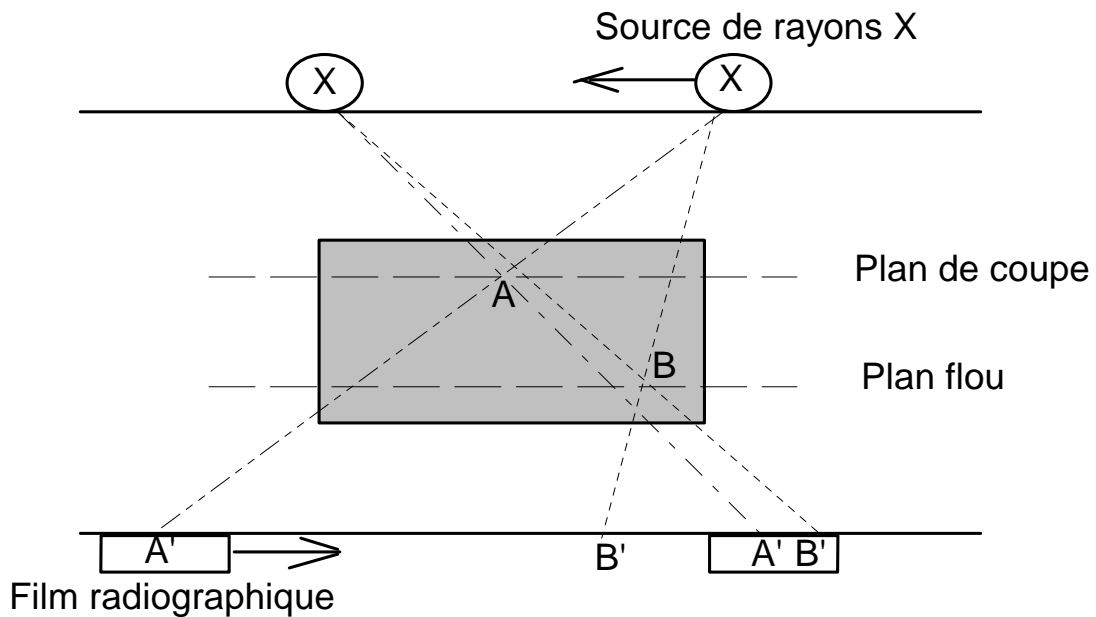
$$\ln \frac{I_0^2}{I^2} = \frac{\mu_{tm}^2}{\rho_{tm}}(\rho_{tm} X_{tm}) + \frac{\mu_{os}^2}{\rho_{os}}(\rho_{os} X_{os})$$

Dans le schéma et le système d'équation ci-dessus, l'inconnue qui est calculée est la densité surfacique osseuse $\rho_{os} X_{os}$ qui s'exprime en g/cm^2 . L'évaluation de cette quantité dans une région ne contenant pas de tissu osseux permet d'effectuer une correction dite de « ligne de base ».

C - LA TOMODENSITOMETRIE (ou « scanner X »)

1- LA TOMOGRAPHIE ANALOGIQUE

Inventée en 1917 par un dermatologue, A. Bocage, cette technique cherche à individualiser un plan donné dans la structure radiographiée en créant une image floue de tous les autres plans. Pour ce faire, le film accompagne la source de rayonnement dans un mouvement synchrone et homothétique dont le centre appartient au plan de coupe.



Cette technique, qui ne nécessite aucun traitement d'image (donc aucun ordinateur), n'est pratiquement plus utilisée à cause des flous importants qui dégradent ses résultats. De plus, des images artefactuelles ne sont que passablement évitées par des trajectoires plus ou moins complexes du couple source-détecteur (cercle, ellipse, hypocycloïde).

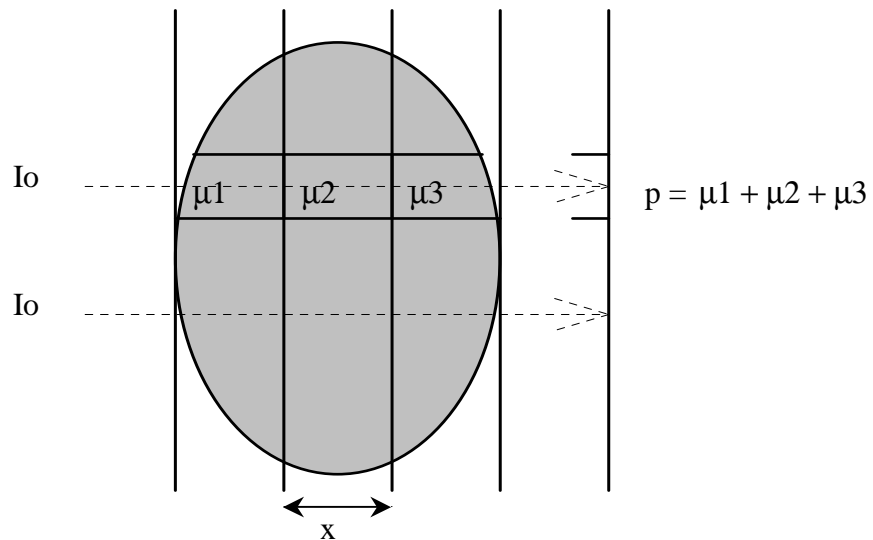
Elle a été rendue obsolète par le développement, depuis la fin des années 1960, des tomographes numériques.

2- LES IMAGES DE PROJECTION ET LA MODELISATION NUMERIQUE

Nous avons vu qu'en radiologie analogique ("standard"), l'intensité qui impressionne le film radiologique est fonction de la somme des coefficients linéiques d'atténuation photo-électrique des tissus traversés par le rayonnement X.

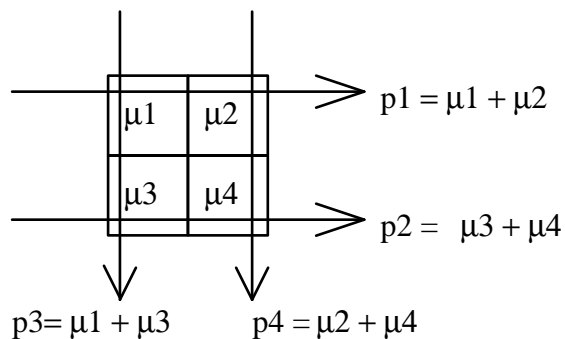
Supposons que nous abandonnions la projection conique (qui conduit à des grossissements variables) pour réaliser des projections parallèles. Considérons de plus l'épaisseur de la structure traversée comme un empilement de couches d'épaisseur constante x et d'absorption uniforme. L'image de projection (p) est alors directement liée à la somme des coefficients linéiques d'atténuation traversés par le rayon X considéré. Avec les notations de la figure :

$$p = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 = -\ln(I / I_0) / x \quad \text{où } I \text{ est l'intensité qui irradie le récepteur.}$$



Dans cette équation, les valeurs de p peuvent être mesurées. Les coefficients d'atténuation sont trois inconnues à déterminer. Il est donc nécessaire de disposer de deux autres équations linéairement indépendantes de la première de manière à calculer les coefficients d'atténuation en résolvant un *système d'équations linéaires*.

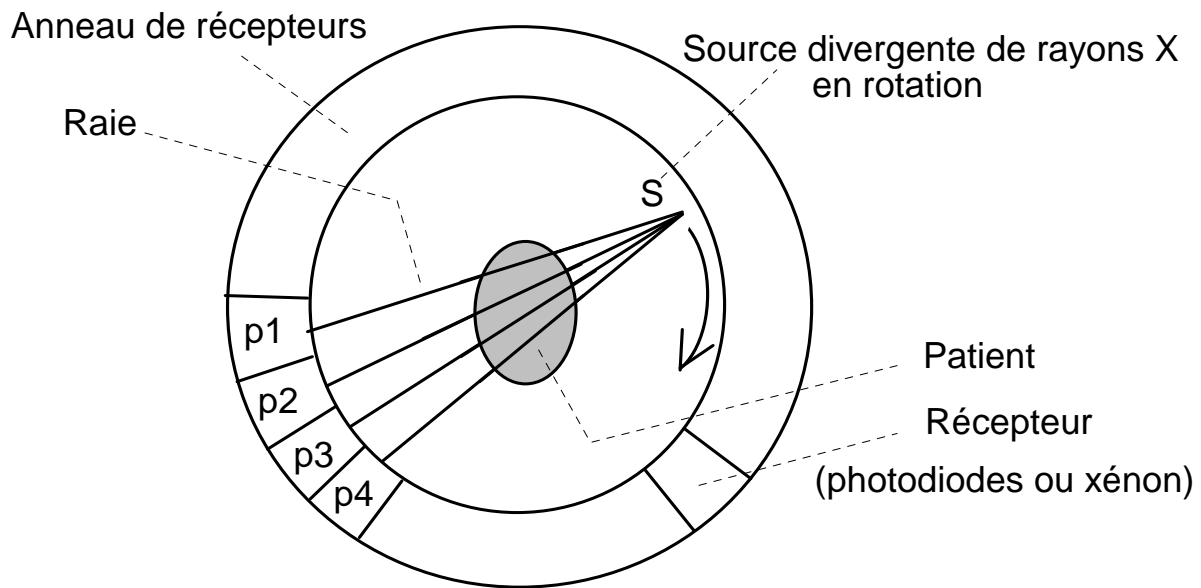
Dans le cas d'une coupe de quatre pixels par exemple, on obtient un système de quatre équations à quatre inconnues. Chaque mesure de projection p_1, p_2, \dots se fait le long d'une *raie* et fournit une équation linéaire :



La reconstruction numérique d'une image tomographique n'est donc rien d'autre que la résolution d'un (grand) système d'équations linéaires.

3- L'ACQUISITION

Elle nécessite de réaliser des acquisitions sous différents angles et pour différentes raies, de manière à multiplier les équations. Les tomodensitomètres modernes utilisent un anneau de détecteurs et une source divergente de rayons X ("en éventail") dont la rotation permet d'acquérir plusieurs séries de raies :



4- LE TRAITEMENT DES PROJECTIONS

A- LA RETROPROJECTION OU EPANDAGE

Dans son modèle le plus simple, l'opérateur de rétroprojection consiste à accumuler dans chaque pixel de la coupe à reconstruire les valeurs des projections qui le concernent divisées par le nombre de pixels ayant contribué à chaque projection.

Par exemple, considérons la coupe à reconstruire $x()$ définie par les pixels suivants :

10	25	10
25	40	25
10	25	10

Ses projections, qui seules sont connues, sont les suivantes :

$x(1,1)$	$x(1,2)$	$x(1,3)$	→	45 = 3 x 15
$x(2,1)$	$x(2,2)$	$x(2,3)$	→	90 = 3 x 30
$x(3,1)$	$x(3,2)$	$x(3,3)$	→	45
↓	↓	↓		
45	90	45		

A partir de ces projections, l'opérateur de rétroprojection calculera l'image suivante :

15+15	15+30	15+15	=	30	45	30
30+15	30+30	30+15	=	45	60	45
15+15	15+30	15+15		30	45	30

Nous constatons que cette rétroprojection est une estimation imparfaite de la coupe véritable : On retrouve bien un pixel central plus intense que ses voisins, mais ceux-ci n'ont pas

exactement les valeurs attendues (par exemple, le rapport $x(2,2)/x(1,2)$ attendu est $40/25 = 8/5$; la rétroprojection donne $x(2,2)/x(1,2) = 4/3$).

Des *artefacts d'épandage* ont conduit à une sur-estimation de la seconde ligne et de la seconde colonne.

B- LE FILTRAGE

Un résultat mathématique (qui sort du cadre de ce cours mais qui est présenté rigoureusement en certificat optionnel) démontre qu'en effet une simple rétroprojection ne suffit pas à reconstruire correctement une coupe. Il convient de faire précéder l'opération de rétroprojection par une opération de filtrage linéaire des projections. Ce filtrage peut être réalisé en remplaçant chaque projection p_1, p_2, \dots par une moyenne pondérée des projections intéressantes les raies voisines. Les pondérations sont calculables de façon précise.

A titre d'illustration, reprenons la coupe précédente :

$$\begin{array}{ccc}
 x(1,1) & x(1,2) & x(1,3) \rightarrow 45 \\
 x(2,1) & x(2,2) & x(2,3) \rightarrow 90 \\
 x(3,1) & x(3,2) & x(3,3) \rightarrow 45 \\
 \\
 \downarrow & \downarrow & \downarrow \\
 45 & 90 & 45
 \end{array}$$

Au titre du filtrage linéaire, remplaçons chaque projection par la moyenne pondérée par les coefficients $(-1/3 ; 1 ; -1/3)$ de ses voisins immédiats. Les projections filtrées sont alors les suivantes:

$$\begin{array}{ccc}
 x(1,1) & x(1,2) & x(1,3) \rightarrow 15 = 45x_1 + 90x(-1/3) \\
 x(2,1) & x(2,2) & x(2,3) \rightarrow 60 = 45x(-1/3) + 90x_1 + 45x(-1/3) \\
 x(3,1) & x(3,2) & x(3,3) \rightarrow 15 = 45x_1 + 90x(-1/3) \\
 \\
 \downarrow & \downarrow & \downarrow \\
 15 & 60 & 15
 \end{array}$$

A partir de ces projections filtrées, l'opérateur de rétroprojection calcule l'image suivante :

$$\begin{array}{ccc}
 5+5 & 5+20 & 5+5 & = & 10 & 25 & 10 \\
 20+5 & 20+20 & 20+5 & & 25 & 40 & 25 \\
 5+5 & 5+20 & 5+5 & & 10 & 25 & 10
 \end{array}$$

Nous avons ainsi reconstruit la coupe recherchée.

L'algorithme de reconstruction de coupes tomographiques que nous venons de mettre en place est le plus utilisé en radiologie : Il porte le nom de *rétroprojection filtrée*. Il consiste donc simplement à épandre des projections qui ont au préalable été transformées à l'aide d'une moyenne pondérée.

C- LES ALGORITHMES ITERATIFS

Ces méthodes constituent une alternative à l'algorithme de rétroprojection filtrée. Elles tendent à se développer en radiologie, alors que dans d'autres domaines comme la médecine nucléaire, elles sont devenues l'algorithme de référence. Elles présentent entre autre avantage celui de conduire à une bien meilleure estimation quantitative des valeurs des pixels des coupes. Le principe de ces méthodes est relativement simple : Il consiste à corriger des estimations successives de la coupe à reconstruire à l'aide de l'erreur commise sur les projections mesurées.

Reprenons, à titre d'exemple, le problème de reconstruction précédent :

$$\begin{array}{ccc}
 x(1,1) & x(1,2) & x(1,3) \rightarrow 45 \\
 x(2,1) & x(2,2) & x(2,3) \rightarrow 90 \\
 x(3,1) & x(3,2) & x(3,3) \rightarrow 45 \\
 \\
 \downarrow & \downarrow & \downarrow \\
 45 & 90 & 45
 \end{array}$$

Prenons (au hasard) comme première estimation une coupe de pixels nuls :

$$\begin{array}{ccc}
 0 & 0 & 0 \rightarrow 0 \quad \text{écart aux projections vraies : } 45-0 = 3 \times 15 \\
 0 & 0 & 0 \rightarrow 0 \quad \text{écart aux projections vraies : } 90-0 = 3 \times 30 \\
 0 & 0 & 0 \rightarrow 0 \quad \text{écart aux projections vraies : } 45-0 = 3 \times 15
 \end{array}$$

La seconde estimation est obtenue en *rétroprojetant l'erreur* commise sur les projections :

$$\begin{array}{ccc}
 15 & 15 & 15 \\
 30 & 30 & 30 \\
 15 & 15 & 15 \\
 \\
 \downarrow & \downarrow & \downarrow \\
 60 & 60 & 60
 \end{array}$$

nouveaux écarts : $45 - 60 = -3 \times 5$ et $90 - 60 = 3 \times 10$

Par rétroprojection de ces nouveaux écarts, on détermine la troisième estimation :

$$\begin{array}{ccc}
 10 & 25 & 10 \\
 25 & 40 & 25 \\
 10 & 25 & 10
 \end{array}$$

Les projections estimées à partir de cette dernière itération sont identiques aux projections effectivement mesurées. La reconstruction se termine donc là et la coupe est reconstruite.

5- APPLICATIONS MEDICALES

L'absence de toute superposition sur les coupes explique l'essor exceptionnel qu'ont connu les techniques d'imagerie tomographique. L'indication de tels examens intéresse désormais l'ensemble de la médecine, d'autant que ces méthodes bénéficient naturellement des progrès réalisés en radiologie standard (injection de produit de contraste par exemple).

La résolution des tomomodensitomètres est satisfaisante (de l'ordre du mm) mais encore inférieure à celle de la radiologie analogique.

La principale limitation à l'utilisation de telles techniques reste une dose de radiation absorbée bien plus importante qu'en radiographie standard.

En pratique tomographique, les valeurs de pixels sont exprimées sous forme de *nombres de Hounsfield* :

$$H = 1000 \cdot (\mu - \mu_{\text{eau}}) / \mu_{\text{eau}} \cdot$$

L'air correspond à un nombre de Hounsfield $H \approx -1000$, l'eau $H = 0$, l'os dense $H \approx 1000$. Choisir une fenêtre consiste à déterminer un intervalle de nombre de Hounsfield auquel on associera une palette de niveaux de gris.

Il convient enfin de noter qu'une quantification précise des μ n'est pas accessible à partir de la seule mesure des nombres de Hounsfield (durcissement du faisceau, faisceau polychromatique, diffusé, voxel inhomogène ...).

D- ORDRE DE GRANDEUR DES DOSES ABSORBEES

Rappelons tout d'abord quelques ordres de grandeur en matière de dosimétrie :

5 Gy	= Dose habituellement mortelle en irradiation totale
100 mGy à l'utérus	= Dose critique pour un embryon (100-200 mGy en pratique)
1 mGy/an	= Irradiation naturelle

Dans le cas d'une mammographie ($V = 27$ keV), l'irradiation est de 16 mGray à la peau.

Les scopies un peu prolongées peuvent devenir des examens très irradiants (plusieurs centaines de mGrays). A titre d'exemple, la dose reçue aux ovaires est de 1 mGy pour une scopie de 90 secondes.

Voici un schéma succinct qui vous donne quelques ordres de grandeur des doses efficaces reçues par le patient pour les examens les plus courants de radiologie et de médecine nucléaire :

	mSv	
RADIOLOGIE		ISOTOPES
	50	
	30	Thallium et Gallium
TDM abdomen		
	10	Myocarde MIBI-Tc Cerveau HMPAO-Tc TEP ¹⁸ FDG
TDM Thorax		
	4	Os : HDP-Tc
Urographie		
	2,4	Reins MAG3-Tc Poumons, Thyroïde Tc
TDM Crâne Rx rachis lombaire		Reins DMSA-Tc
ASP	1	
	0,2	
Rx Crâne		
	0,1	
Rx thorax		

Ces considérations conduisent à quelques attitudes de "bon sens". Lorsque l'indication d'un examen radiologique est posée, il convient ainsi de :

- 1°) Limiter le champ d'irradiation au strict nécessaire.
- 2°) Protéger si possible les gonades par un cache plombé.
- 3°) Eviter d'irradier une grossesse débutante (sauf nécessité absolue).
- 4°) Eviter si possible les radiographies réalisées au lit du malade (irradiation majorée).

Dans tous les cas, la prescription d'un examen radiologique est un *acte médical*, au même titre que celle de tel ou tel médicament : *Cette prescription ne doit donc se faire que dans la mesure où le bénéfice escompté pour le patient est supérieur au risque encouru.*

TABLE DES MATIERES

A - LA RADIOLOGIE ANALOGIQUE

- 2- INTRODUCTION
- 3- PRODUCTION DE RAYONS X
- 4- CREATION D'UNE IMAGE DE TRANSMISSION
 - A- *LA LOI D'ATTENUATION*
 - B- *L'ATTENUATION PHOTO-ELECTRIQUE*
- 4- FACTEURS DE QUALITE DE L'IMAGE RADIANTE
 - A- *LES DETERMINANTS DU CONTRASTE*
 - B- *LES FLOUS*
 - B1- *LE GRANDISSEMENT*
 - B2- *LE FLOU GEOMETRIQUE*
 - B3- *LE FLOU CINETIQUE*
 - B4- *LE FLOU LIE AU RECEPTEUR*
 - B5- *LE FLOU LIE AU RAYONNEMENT DIFFUSE*
 - B6- *LE COMPROMIS OPTIMAL*
 - C- *LA RESOLUTION*
- 5- APPLICATIONS MEDICALES

B - LA RADIOLOGIE NUMERISEE

- 1- NOTION D'ECHANTILLONNAGE
- 2- LA GRILLE D'ECHANTILLONNAGE ET LES NIVEAUX DE GRIS
- 3- APPROCHE INTUITIVE DU THEOREME DE SHANNON
- 4- APPLICATIONS MEDICALES

C - LA TOMODENSITOMETRIE

- 1- LA TOMOGRAPHIE ANALOGIQUE
- 2- LES IMAGES DE PROJECTION ET LA MODELISATION NUMERIQUE
- 3- L'ACQUISITION
- 4- LE TRAITEMENT DES PROJECTIONS
 - A- *LA RETROPROJECTION*
 - B- *LE FILTRAGE*
 - C- *LES ALGORITHMES ITERATIFS*
- 5- APPLICATIONS MEDICALES

D- ORDRE DE GRANDEUR DES DOSES ABSORBEES