

# BIOPHYSIQUE

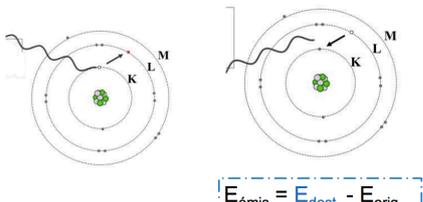
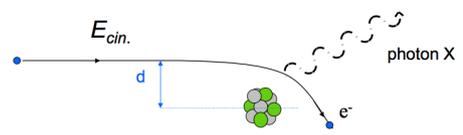
## IMAGERIE PAR RAYONS X

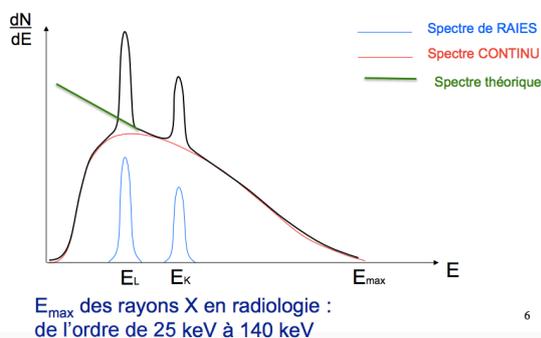
La radiographie a été découverte en 1895

### D) Production de rayons X

On bombarde une cible métallique (anode) par un flux d'e- accélérés. Les e- sont produits par la cathode chauffée à incandescence. Lorsque ces e- percutent l'anode, des RX sont émis. L'anode est tournante pour se refroidir et éviter sa détérioration ce qui allonge sa durée de fonctionnement. De plus il y a un filtre qui arrête les rayonnements les plus mous issus de l'anode.

Il y a 2 types d'interaction possible entre les e- accélérés et les atomes de la cible :

<u>Le rayonnement de fluorescence</u>	<u>Le rayonnement de freinage</u>
Interaction avec les e- de la cible	interaction avec les noyaux de la cible
Conduit à un spectre de raies (valeurs définies) caractéristique de la cible → émission d'un photon dont l'énergie dépend de la cible	Conduit à un spectre énergétique est continu
L'énergie de l'e- ionise l'atome (= arrache un e-). Si l'e- arraché ∈ aux couches profondes : ça fait un trou. L'atome est donc instable et un e- périphérique va remplacer ce qui se traduit par l'émission d'un photon X de fluorescence	L'énergie cinétique perdue est fonction de la distance d entre la trajectoire et l'axe du noyau
	



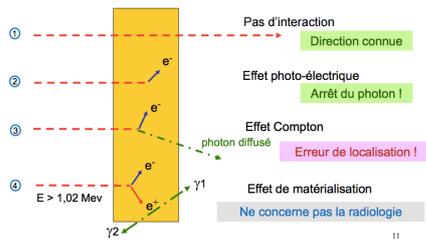
Plus on augmente U plus  $E_{\text{max}}$  des photons augm et donc plus les photons sont pénétrants. Plus au augm I et/ou le temps de pose, plus le nbr de photons émis, et l'intensité du rayonnement augmente.

Si les e- on une E trop faible, ils sont absorbés par l'anode ou filtrés par la grille.

$E_{\text{max}}$  : 25 à 140 keV

Dissipation importante de la T°

## II) Image radiologique



Rappels sur les interactions des e- et des photons avec la matière.

L'interaction d'un photon avec la matière n'est pas obligatoire. Chaque interaction se produit avec une certaine probabilité  $\mu$ . L'atténuation augm en fonction de la distance parcourue par le photon dans la matière. L'atténuation diminue de manière exponentielle.

Atténuation = absorption + diffusion.

Image de l'atténuation des RX par le tissu traversé résulte du seul effet photoélectrique. + Flou introduit par le photon diffusé.

- $\emptyset$  RX : écran blanc
- RX +  $\emptyset$  obstacle : écran noir
- Obstacle de  $\mu$  faible : gris
- Obstacle de  $\mu$  élevé : blanc

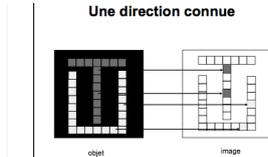
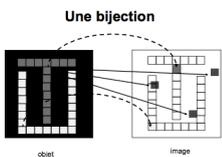
L'image radiologique n'est pas l'image de l'objet lui-même mais la projection sur un plan des valeurs  $\mu$  des coefficients d'atténuation de chaque structure atteinte par les photons X, selon une direction connue.

L'atténuation dépend du produit  $x * \mu$

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad \text{avec} \quad \mu : \text{coef atténuation} \quad x : \text{distance traversée}$$

### A) Principe de formation de l'image

Deux conditions :



- La bijection : un seul point de l'image correspond à un seul point de l'objet
- La connaissance de la direction des lignes de projection des points de l'objet sur l'image
- le voxel est le volume de l'objet sous le pixel

### B) Le film radiologique

Le film constitue le détecteur classique de radiologie. Le RX arrive sur le film et transforme un ion Ag+ en atome d'Ag qui perd alors sa couleur argentée pour une couleur noire opaque. On révèle, puis on fixe et on lave.

Le film est de plus en plus remplacé par un capteur plan numérique.

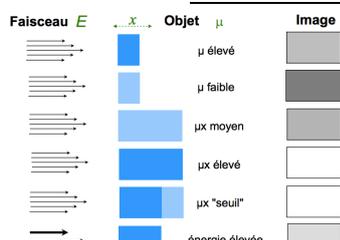
→ Principe : conversion RX en charge électrique : à 1 valeur du signal élec on associe 1 pixel de la grille. La conversion peut être directe ou indirecte. Cela permet de supprimer le film, les cassettes, certaines manipulations, de diminuer l'exposition et défavoriser l'archivage numérique.

### C) Vocabulaire

Par analogie avec la lumière :

- Quand les rayons X atteignent le film, ils provoquent un noircissement, mais comme ils ont traversé le corps, on parle de clarté
- Dans les zones non exposées, le film reste transparent, mais comme les rayons ont été arrêtés on parle d'opacité.

### D) Influence de x, E et $\mu$



### III) Contraste

---

#### A) Définition

---

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

Dépend directement de  $I = I_0 * e(-\mu x)$

Les variations de  $\mu$

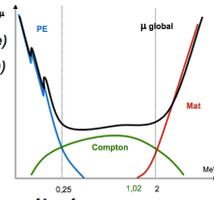
Les coefficients d'atténuation  $\mu$

$\mu_e \propto Z^{4.5} / E^{3.5}$  (effet photoélectrique)

$\mu_C \propto E$ , pas avec Z (effet Compton)

$\mu_R \propto Z^2 \cdot E$  (effet de matérialisation)

$$\mu_{\text{global}} = \mu_e + \mu_C + \mu_R$$



Les principaux milieux :

les os (sternum, côtes et rachis) =  $\mu$  **élevé**

les tissus mous et le sang (équivalents à l'eau) =  $\mu$  **moyen**

l'air dans les voies respiratoires =  $\mu$  **faible**

#### B) Les modificateurs du contraste

---

- Adapter les réglages de V (kV) et de i . t (mAs) : diminution du temps
- Diminuer le  $\mu$  d'un milieu : air (poumon, digestif) remplace localement le tissu ; cliché en inspiration/expiration ; eau gazeuse.
- Renforcer le  $\mu$  d'un milieu : sels de baryum (TD) remplissent une cavité ; les composés iodés (vx) se diluent dans le sang ; les repères métalliques (clips et prothèses) implantés.
- Combiner les deux types d'agents (exemple : sels de baryum puis air)
- Modifier le comportement de l'organisme : diurétiques pour urographie UIV ; médicaments cardiovasculaires ; aliments pour vider la vésicule biliaire

#### C) Le problème de la superposition d'images

---

Il n'y a alors plus de  $\neq$  entre le signal d'un objet de  $\mu$  élevé et la somme des signaux de plusieurs objets de  $\mu$  faibles superposés.

→ Solutions : clichés de profil, modification du positionnement du patient, compression des zones (ballon), tomographie.

La tomographie permet une exploration en 3D mais notre vision en relief est insuffisante. Pour observer l'intérieur d'un objet 3D, il faut le découper en tranches constituées d'une série d'images planes (2D). Le terme tomographie : image en coupe, vient du grec tomos qui signifie « couper ».

### IV) La Tomodensitométrie

---

T.D.M, scanner ou CT scan

Principe de l'acquisition tomographique

- tube et/ou détecteur en rotation
- faisceau "plat" d'environ 1 mm d'épaisseur 1 sec  $\approx$
- rotation autour de l'axe du corps (angles multiples (256, 512))
- réalisation de coupes axiales transverses
- somme des  $\mu$  élémentaires, indépendant de x

## A) Les différentes générations de TDM

1 <sup>ère</sup> génération	2 <sup>ème</sup> génération	3 <sup>ème</sup> génération	TDM actuels	TDM bi-tube
1 émetteur de RX (tube)	1 émetteur de RX (tube)	1 émetteur de RX (tube)	1 émetteur de RX (tube) mais fx + épais	2 émetteurs de RX (tube). Avec E1 = ou non E2.
1 barrette de détecteurs droite	1 barrette de détecteurs courbe	1 couronne de détecteurs fixe	plrs couronne de détecteurs mobiles	plrs couronne de détecteurs mobiles

Les bi tubes donnent des info ssur la nature de objets.

- si E2 = E2 une rapidité +++, une étude cardiovasculaire, mais a un cout élevé +++
- si E1 ≠ E2 une caractérisation tissulaire mais a une besoin d'un dose augm

## B) Les conventions

- Il faut définir une matrice (=quadrillage) pour contenir l'objet et représenter son image
- la taille des pixels est fixée donc la distance x est déterminée
- la rotation se fait selon plusieurs incidences ( $q = 0 \dots p$ )
- chaque incidence comporte n lignes de tir  $1 \ n \ 4$

Pour l'acquisition, on fait plrs mesures.

La distance x est fixée, seul  $\mu$  est variable → on crée un système d'équations : I n° ligne, n° angle. On peut résoudre un système algébrique. Mais de manière générale on utilise la technique de la rétroprojection = épandage. On renvoie les signaux reçus en conservant leur direction d'acquisition sur la matrice et ce plusieurs fois pour avoir contraste +++. De plus on filtre les domaines de fréquence pour diminuer les artéfacts de reconstruction.

On peut calculer 2000 valeurs différentes de  $\mu$ . A chaque pixel une valeur de  $\mu$  est attribuée.

→ Chaque  $\mu$  est exprimé en unité Hounsfield, sur une échelle allant de -1000 à +1000

- La valeur -1000 est attribuée à l'air
- La valeur 0 est attribuée à l'eau
- La valeur +1000 est attribuée à l'os compact

## C) TDM modernes

- Bi-tubes
- Hélicoïdal, Multicoupes (64 256)
- Très rapide (apnée, ou synchronisation respiratoire)
- Résolution améliorée : voxels de 0,2 x 0,2 x 0,2 mm
- Usage systématique du produit de contraste
- Association multimodalité : TEP-TDM, TEMP-TDM
- Apport à la radiothérapie (préparation, application)

MAIS :

- Irradiation plus importante
- Algorithmes de reconstruction plus complexes

## D) Coupes jointives/non jointives

Les coupes non jointives sont limitées à 1 seule direction de plan de coupe, + risque de ne pas voir les petites lésions (coupe de 1mm tous les 5mm)

Les coupes jointives permettent de réaliser des réorientations d'axe selon n'importe quelle direction. C'est une condition indisps pour des rpz 3D.