

UE2-Cours 6 : Imagerie par rayon X

RADIOGRAPHIE (Rontgen)

□ **Rayons X** : ondes électromagnétiques + flux de photons, on note leur énergie :

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

- Ordre croissant des fréquences : radio, micro ondes, infrarouges, visible, ultraviolets, rayon X, rayons γ (photons ionisants à partir des UV)

Tube à rayon X : enceinte en verre ou règne le vide + fil (conduit électrique)

Les électrons vont de la cathode (+) vers l'anode (-) en tungstène (Z=74) grâce à la ddp entre les deux bornes. Mesure des photons qui n'ont PAS interagit avec la matière.

Rendement faible : 2% (98%=chaleur).

□ **Energie cinétique des e- émis par le tube à RX (en eV ou en V)**

$T_0 = e \cdot U$ Ou $T_0 = U$	T_0 : en Joules, énergie cinétique des e- e : en Coulombs U : en Volts
--------------------------------------	--

□ **Interactions différentes des e avec l'anode**

<u>TYPE</u>	<u>INTERACTION</u>	<u>SPECTRE</u>
Freinage	l'e- (-) rencontre le noyau (+) : la force coulombienne fait alors dévier l'e- qui perd de l'énergie. → cette énergie se matérialise en photon X de freinage.	Spectre continu : énergie des photons X de freinage entre 0eV et $E_{max} : T_0$ (e- incident)
Fluorescence	Il y a collision entre un e- incident et un e- du cortège électrique de l'atome. Si T_0 (e- incident) $\geq T_0$ (e- cortège), le e- atomique est éjecté → lacune → réarrangement électronique (transition) → photon X de fluorescence émis.	Spectre de raies car l'énergie est quantifiée d'une couche électronique à l'autre

□ **Energie totale émise par le tube à RX**

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

$q = i \cdot t = n \cdot e$	i : en ampères e : charge de l'e-
-----------------------------	--------------------------------------

- quand U ↗: ε, T₀ (e- incident) et T₀ (photon émis) ↗. L'élévation de l'énergie des rayons X se traduit par un raccourcissement des longueurs d'ondes et une augmentation des fréquences.
- Quand I (intensité) ↗, ε ↗ mais T₀ (photon émis) reste inchangée. Les longueurs d'onde restent identiques.

□ **Fluence énergétique (en Coulombs/kg d'air)**

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

→ Le faisceau a une géométrie divergente : il s'élargit, on a donc F qui diminue avec le carré de la distance.

□ **Formation de l'image radiante : nombre de photons qui n'ont pas réagi avec le patient (N)**

$N = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-(\mu/\rho) \cdot (\rho x)}$	μ : coefficient d'atténuation spécifique du matériau x : épaisseur du patient ρ : masse volumique μ/ρ : coefficient d'atténuation massique
CDA = Ln2/μ	

→ μ ↗ avec ρ et Z et ↘ avec l'énergie des photons incidents

□ **L'atténuation**

C'est la probabilité d'interaction d'un photon avec la matière. Elle dépend de Z, de ρ et de la densité de la matière.

- Effet photoélectrique : un photon incident interagit et éjecte un e- du cortège. Il y a réarrangement du cortège avec émission d'un photon de fluorescence. (Cet effet prédomine pour les photons de faible énergie)
- Effet Compton : l'énergie du photon incident excite ou ionise un e-. La partie de l'énergie non transmise se matérialise sous la forme d'un photon Compton dévié, celui ci a une énergie égale à l'énergie du photon incident moins celle transmise à l'électron.

→ A l'entrée du patient, la fluence est identique en tout point de surface, en revanche à la sortie, elle diffère en fonction des milieux traversés (atténuation).

□ **Le contraste de l'image radiante :**

C'est la différence de valeur entre deux points de l'image.

Le contraste est fonction de la différence d'atténuation entre les deux milieux traversés, il s'exprime $C = \ln(X1/X2) = (\mu2 - \mu1) \cdot x$.

Si on ↗ l'énergie des RX, le contraste diminue (→ compromis à faire pour la qualité de l'image)

□ **Les détecteurs**

Ecran radioscopique/ amplificateur de luminance	Des cristaux scintillants émettent la lumière. L'amplificateur permet de travailler en pleine lumière (ex : bloc opératoire)
Film radiographique	Recouvert de bromure d'argent qui noircit sous l'effet des rayons (noircissement en fct de l'intensité des RX) + qqs cristaux scintillants pour limiter l'irradiation des patients. Différents types de film en fct du gabarit. Densité optique DO = log (B0/B) avec B0 luminance émise et B luminance transmise.

□ Avantages et limites de la radiographie conventionnelle

(+) : bonne résolution spatiale entre 0,25 et 0,5 mm.

(-) : image obtenue est en 2D (structures masquées), différents flous, contraste limité.

□ Les flous

- Rayonnement diffusé (Compton) : grilles anti diffusantes interceptent les RX non issus de la source.

- Flou de foyer : Le foyer n'est pas un point unique mais une petite surface optique. On doit \searrow d entre patient et film et \nearrow d entre le tube à RX et le film.

- Flou de détecteur : les électrons secondaires n'arrivent pas instantanément sur le récepteur.

- Flou cinétique : du aux mouvements (notamment respiratoires) du patient → il faut réduire le temps d'acquisition

SCANNER/ TOMODENSITOMETRIE (Hounsfield)

→ Précision anatomique accrue, séparation des plans, représentation en coupe de la zone d'intérêt.

→ Multitude de radiographie pour obtenir des projections dans tous les angles ; le signal (courant électrique) est traité informatiquement : image en 3D.

□ Image numérique (≠ analogique de la radiographie)

A chaque point (pixel) correspond une grandeur physique qui forme une matrice de chiffre, elle correspond à une image numérique qu'on visualise grâce à une échelle de couleur → permet un stockage, une transmission sans dégradation et un traitement.

□ Reconstruction d'une coupe

• Epannage (ou rétroprojection filtrée) : on divise la coupe en sous unité : le voxel, puis avec un filtre (fct mathématique) on supprime le bruit de fond (basses fréquences).

• Standardisation des valeurs d'atténuation :

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

Ns se situe entre -1000UH (air) et +1000UH (os)

• Visualisation : choix d'un intervalle de valeurs de l'échelle de Hounsfield (max 32 niveaux de gris), sélection d'une fenêtre : contrastes plus précis.

Cinq générations de scanner se sont succédées, cherchant à limiter l'irradiation sur le patient mais cette dernière reste importante.

