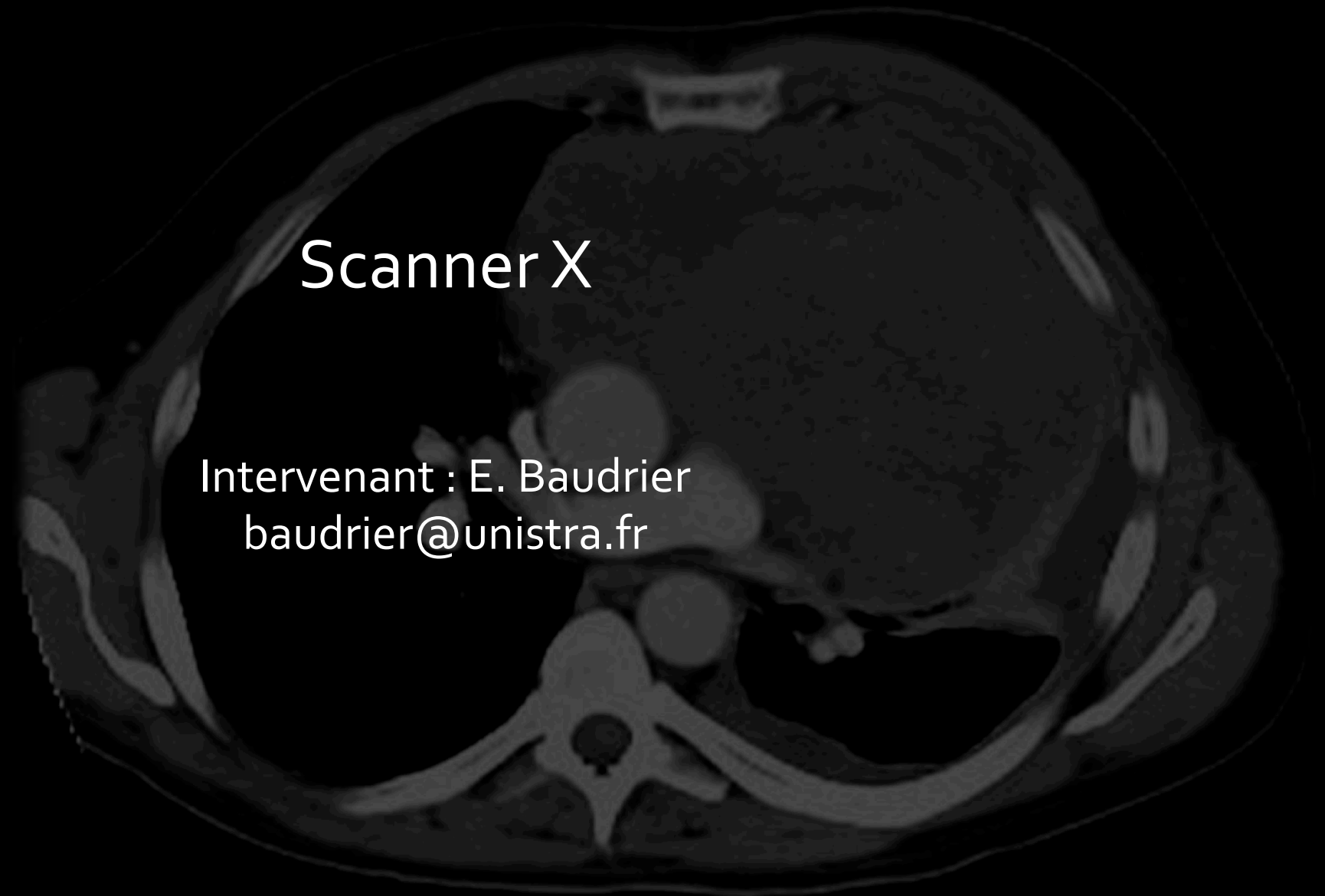


Dispositifs d'imagerie médicale



Scanner X

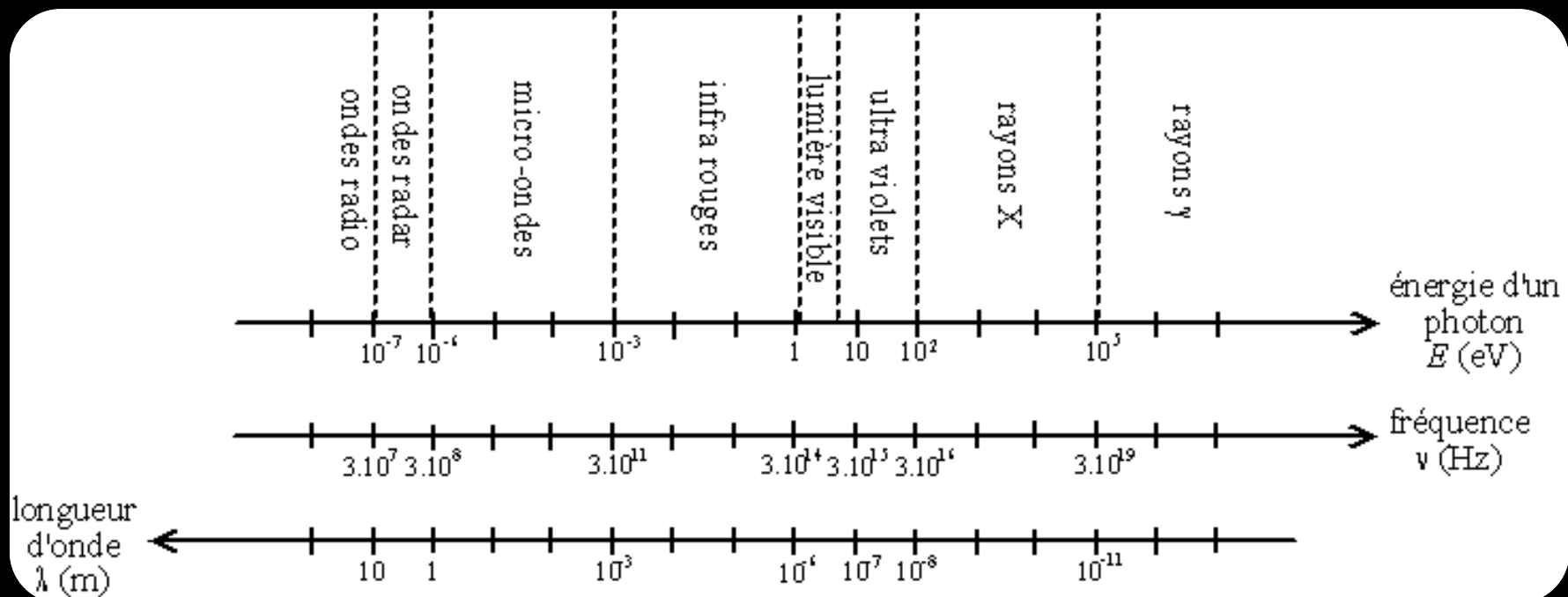
Intervenant : E. Baudrier
baudrier@unistra.fr

Plan

- Les rayons X
- Production des rayons X
- Interaction avec la matière
- Détection des rayons X
- Les scanners X
- Reconstruction de l'image
- L'image

Les rayons X

- Ondes électromagnétiques
- Interactions avec la matière : absorption, réflexion, diffusion
- Énergie des photons : 0.1 à des dizaines de MeV
- Spectre : λ varie de 0.01nm à 10 nm

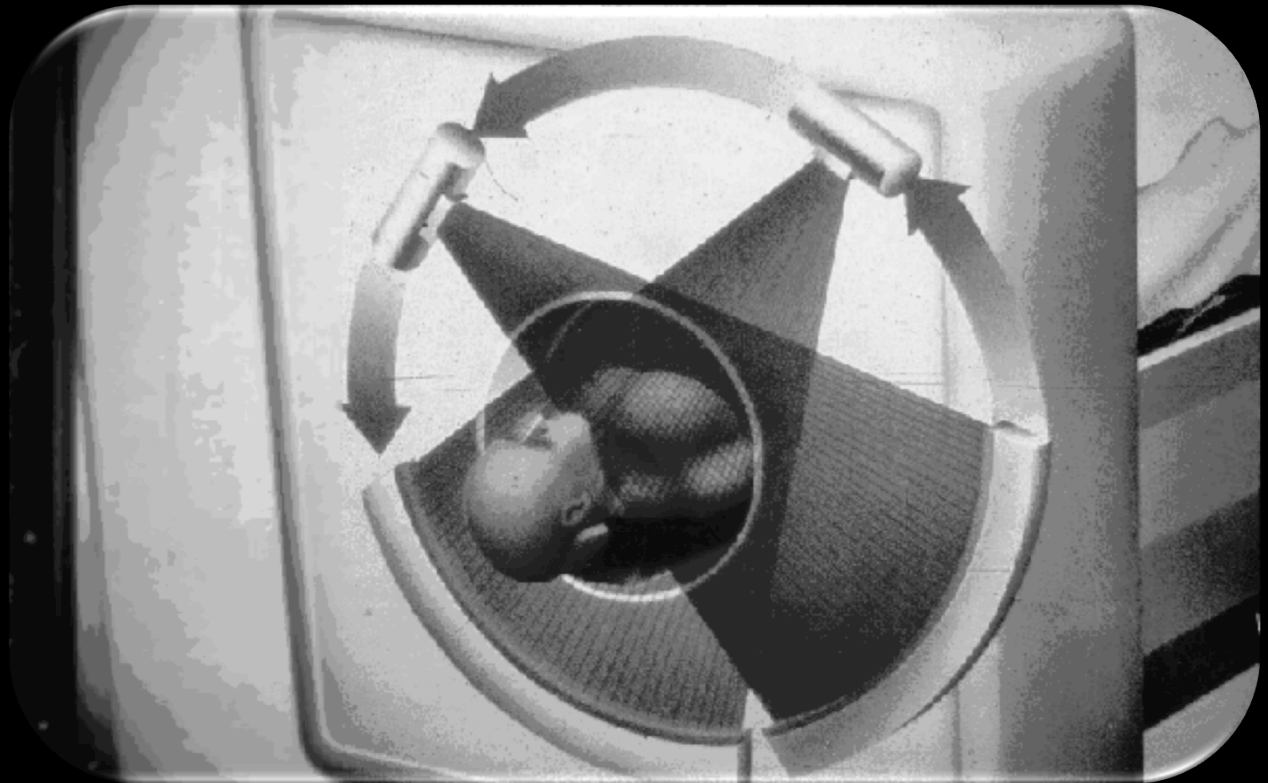


Rayons X

- L'énergie d'un photon : $E = h\nu = h c/\lambda$
- Propriétés
 - Ionisation:
 - dépend de la longueur d'onde
 - Permet de mesurer l'énergie des rayons X
 - Fluorescence X
 - Diffraction

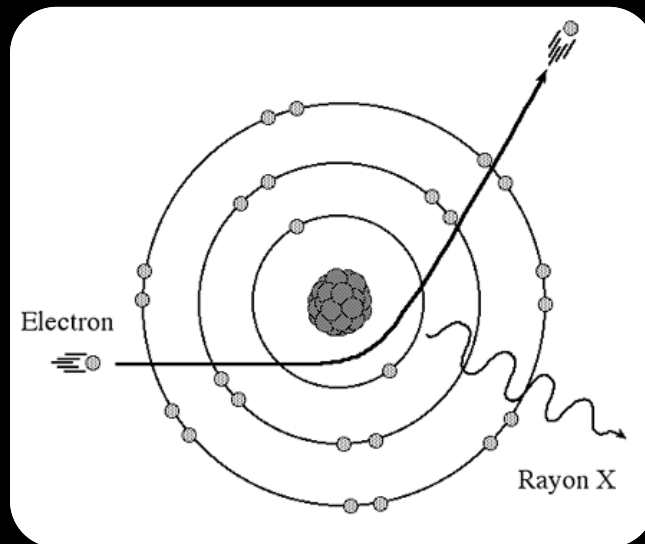
Scanner X

- Principe d'un scanner X
 - Production des rayons X
 - Détecteurs



Création de rayons X

- Émission générale
 - Les électrons subissent une force d'attraction de la part du noyau (déviations et freinage)
 - La perte d'énergie cinétique associée à ce freinage se retrouve dans l'émission d'un rayonnement

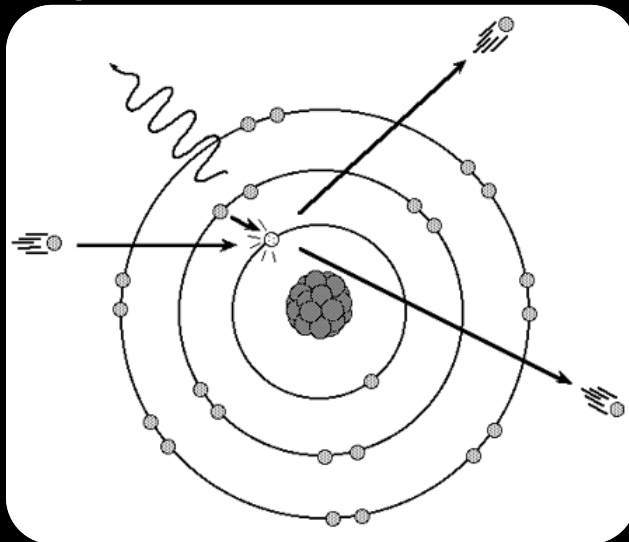


L'énergie des rayons X dépend de 3 paramètres :

- 1) L'énergie cinétique de l'électron
- 2) L'attraction du noyau (sa charge Z)
- 3) La distance entre l'électron et le noyau

Création de rayons X

- Emission caractéristique
 - Par transition électronique dans les couches internes du noyau :
 - Éjection d'un électron d'une couche profonde
 - Électron d'une couche supérieure le « remplace » et émet un rayonnement X



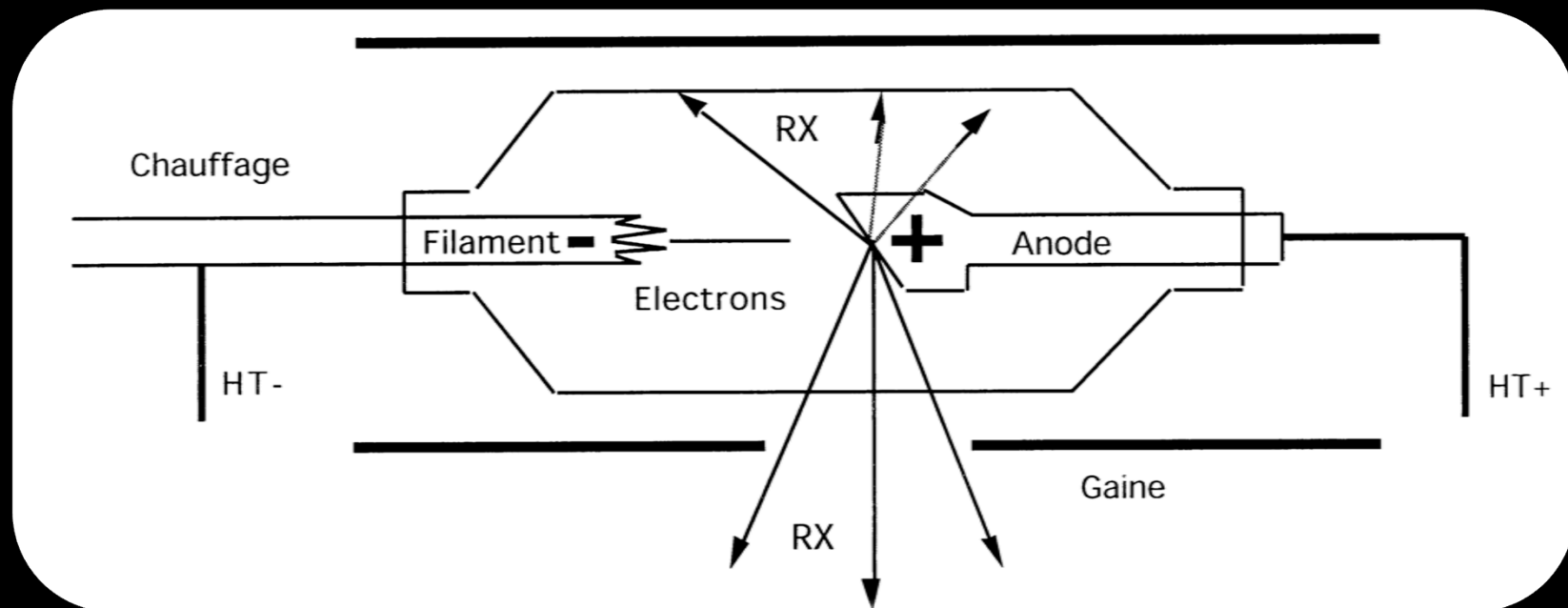
Le spectre d'énergie des rayons X émis est caractéristique de l'atome constituant la cible.

La production de rayons X

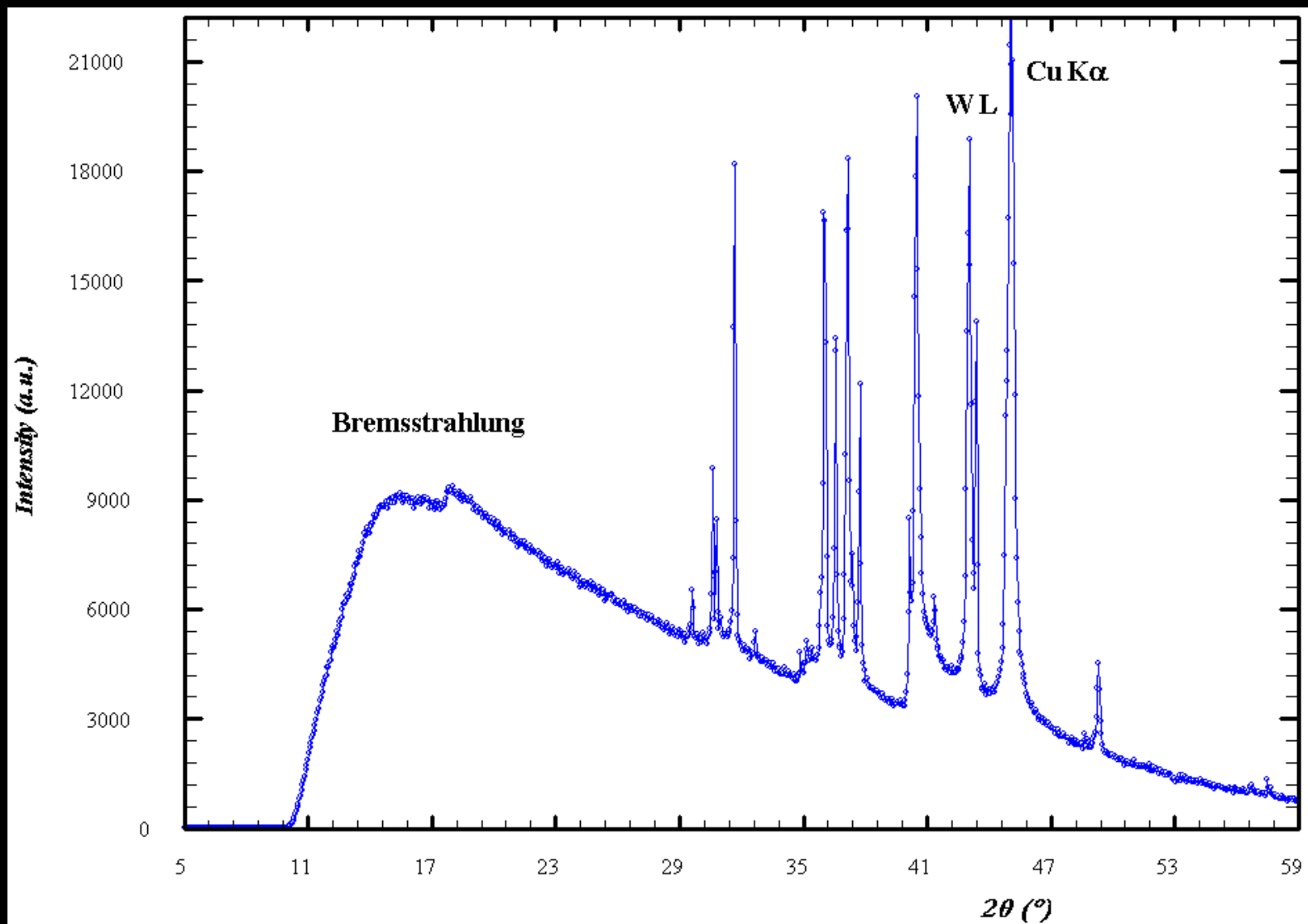
- Plusieurs éléments :
 - Générateur
 - Tube à rayons X
 - Collimateur primaire

La production de rayons X

- Tube à rayons X
 - Haute tension (20 à 400KV) entre 2 électrodes
 - 2 phénomènes : rayonnement continu et fluorescence de la cible

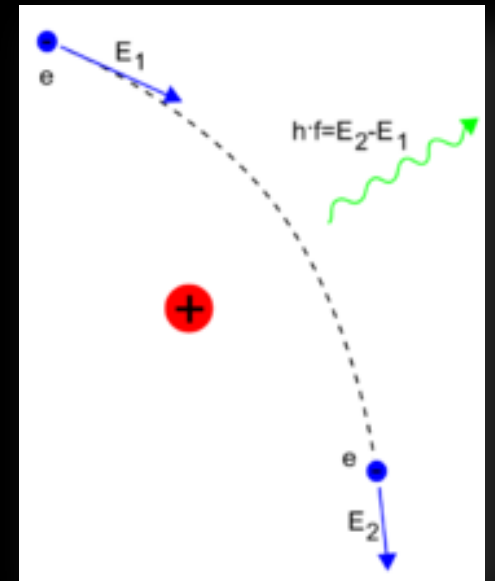


La production des rayons X



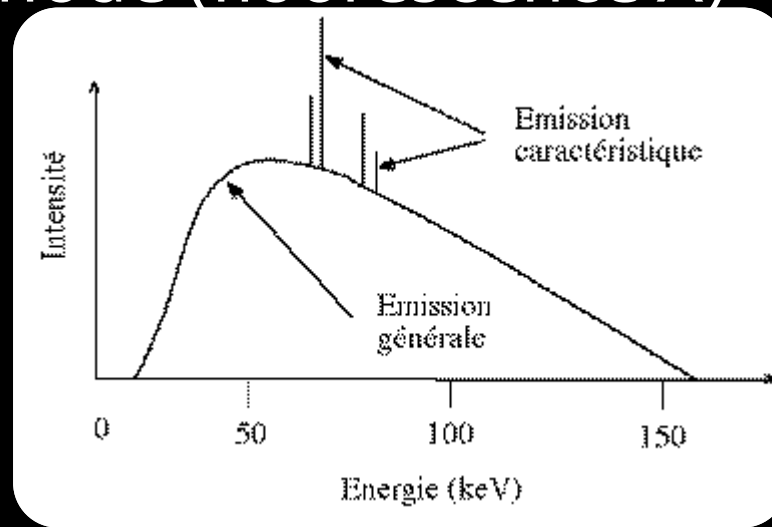
La production des rayons X

- Le spectre continue
 - Le faisceau d'électrons rencontre la cible solide
 - Les électrons sont freinés et déviés par le champ électrique des noyaux de la cible
 - Création de photons dont le spectre est continu



La production des rayons X

- Le spectre de raies caractéristiques
 - Sous l'effet du choc des électrons incidents, certains atomes (Tungstène) de l'anode sont ionisés
 - Emission d'un rayonnement X caractéristique dépendant du numéro atomique Z de la matière qui constitue l'anode (fluorescence X)



La production des rayons X

- Rendement très faible (1%)
- Grande quantité de chaleur produite
 - Utilisation d'anode tournante
 - Système de refroidissement
- Collimateur primaire :
 - Définit l'ouverture du faisceau (40 à 50 degrés)
 - Définit la largeur du faisceau (1 à 10mm)

Interaction avec la matière

- 3 évènements peuvent se produire:
 - Les rayons X traversent sans être affectés
 - Les rayons X arrêtés
 - Les rayons X sont déviés (diffusion)

Erreur: l'image ou l'image est endommagée. Redémarrez l'application ou essayez peut-être supprimer l'image avant de la réinsérer.

Interaction avec la matière

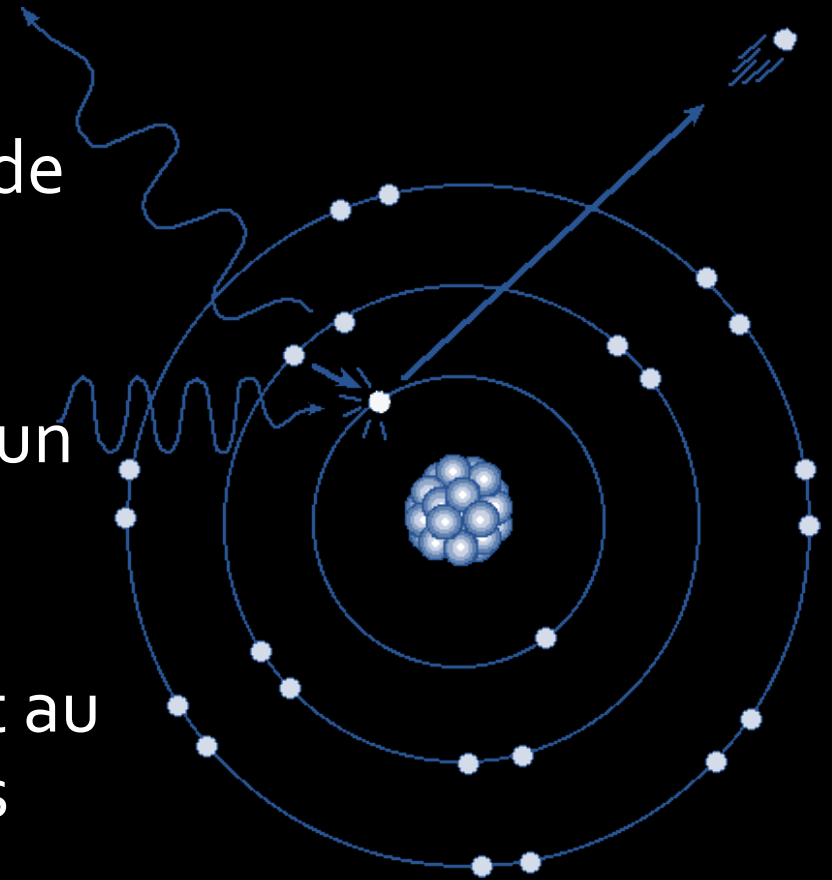
- Absorption des rayons X
 - L'image radiographique résulte de la différence d'atténuation des rayons X dans les différents milieux traversés
- 3 mécanismes d'absorption
 - L'effet photo-électrique
 - La diffusion de Compton
 - La production de paires (énergie $> 1\,022$ MeV)

Si l'image ou l'image est endommagée, Redémarrez
l'ordinateur. Vous pouvez peut-être supprimer l'image avant de la

Interaction avec la matière

- Effet photoélectrique

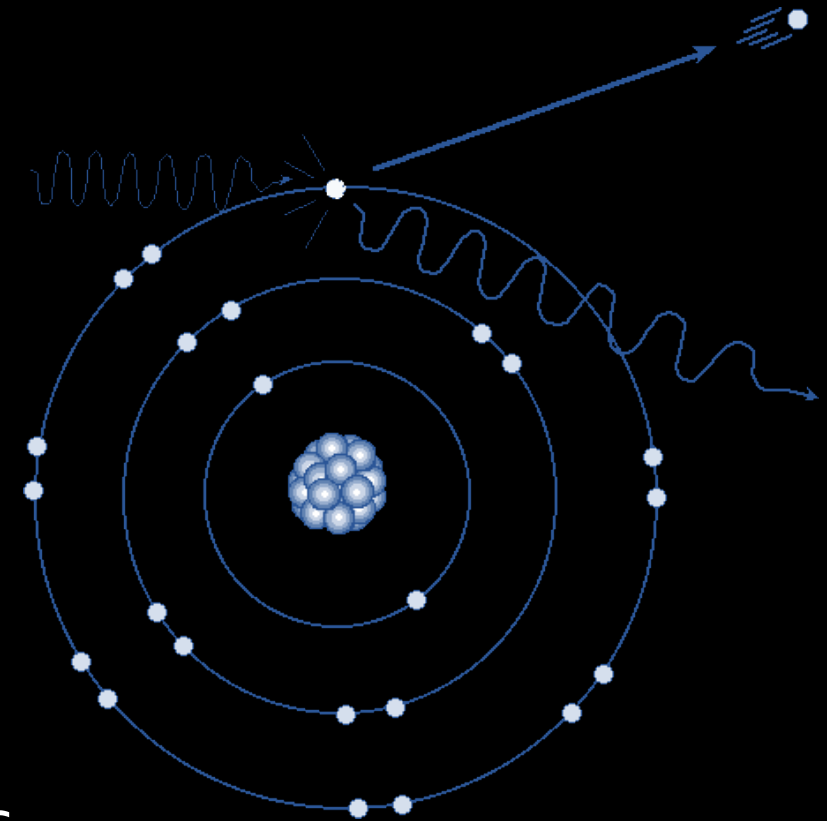
- Principe : rayon X absorbé, un électron d'une couche profonde est éjecté
- Résultat : arrêt du rayon X, production d'un électron et d'un ion positif
- Probabilité d'interaction: proportionnelle à la densité et au numéro atomique des atomes
- Principal effet pour des tensions $< 70\text{KV}$



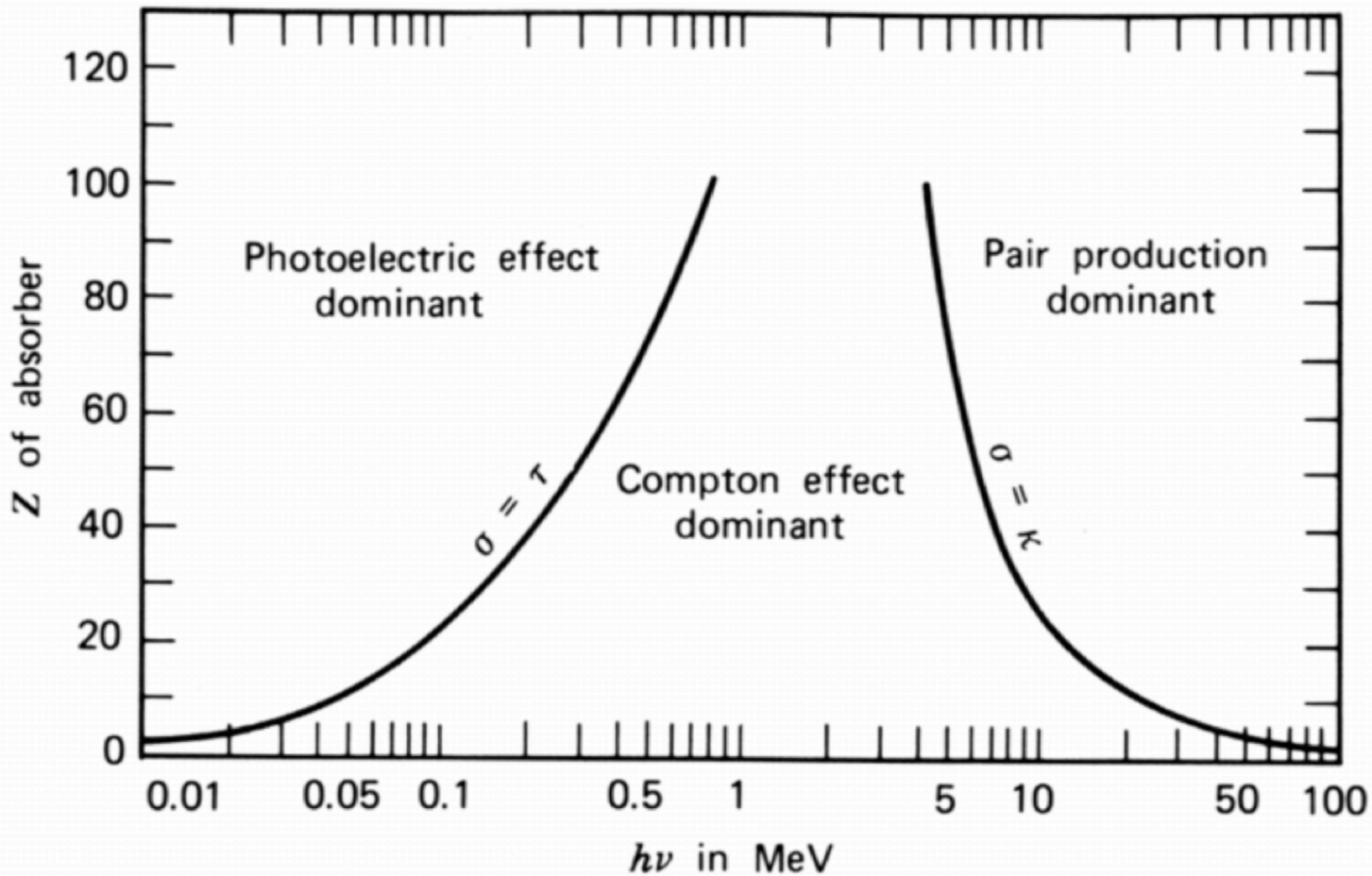
Interaction avec la matière

- Effet Compton

- Principe : L'énergie du rayon X est en partie transmise à un électron superficiel
- Résultat : le rayon X est dévié avec une énergie plus faible (« diffusion »), production d'un électron et d'un ion positif
- Probabilité d'interaction ne dépend que de la densité
- Principal effet pour des tensions $> 100\text{KV}$



Interaction avec la matière



Importance relative des 3 types de freinage de photons, en fonction de l'énergie des photons et du Z de l'absorbeur

Interaction avec la matière

- Différentiel d'atténuation entre le muscle (densité = 1, $Z = 7.64$) et l'os (densité = 1.85, $Z = 13.8$)
 - $1/12$ par l'effet photoélectrique
 - $1/1.85$ par l'effet Compton
- Le contraste diminue progressivement lorsque la tension augmente

Interaction avec la matière

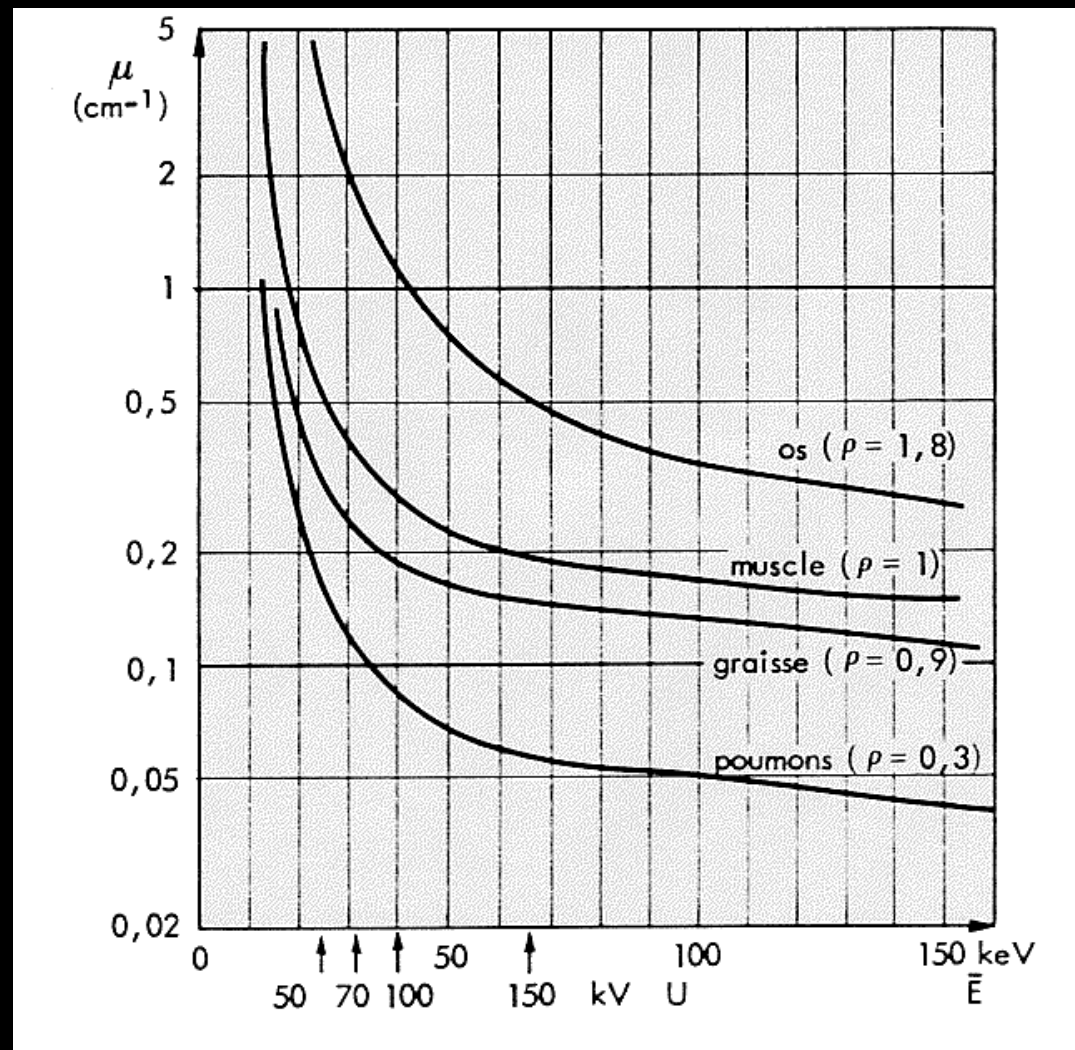
- Atténuation dans un milieu homogène

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu(\rho, Z, E_0) \cdot x}$$

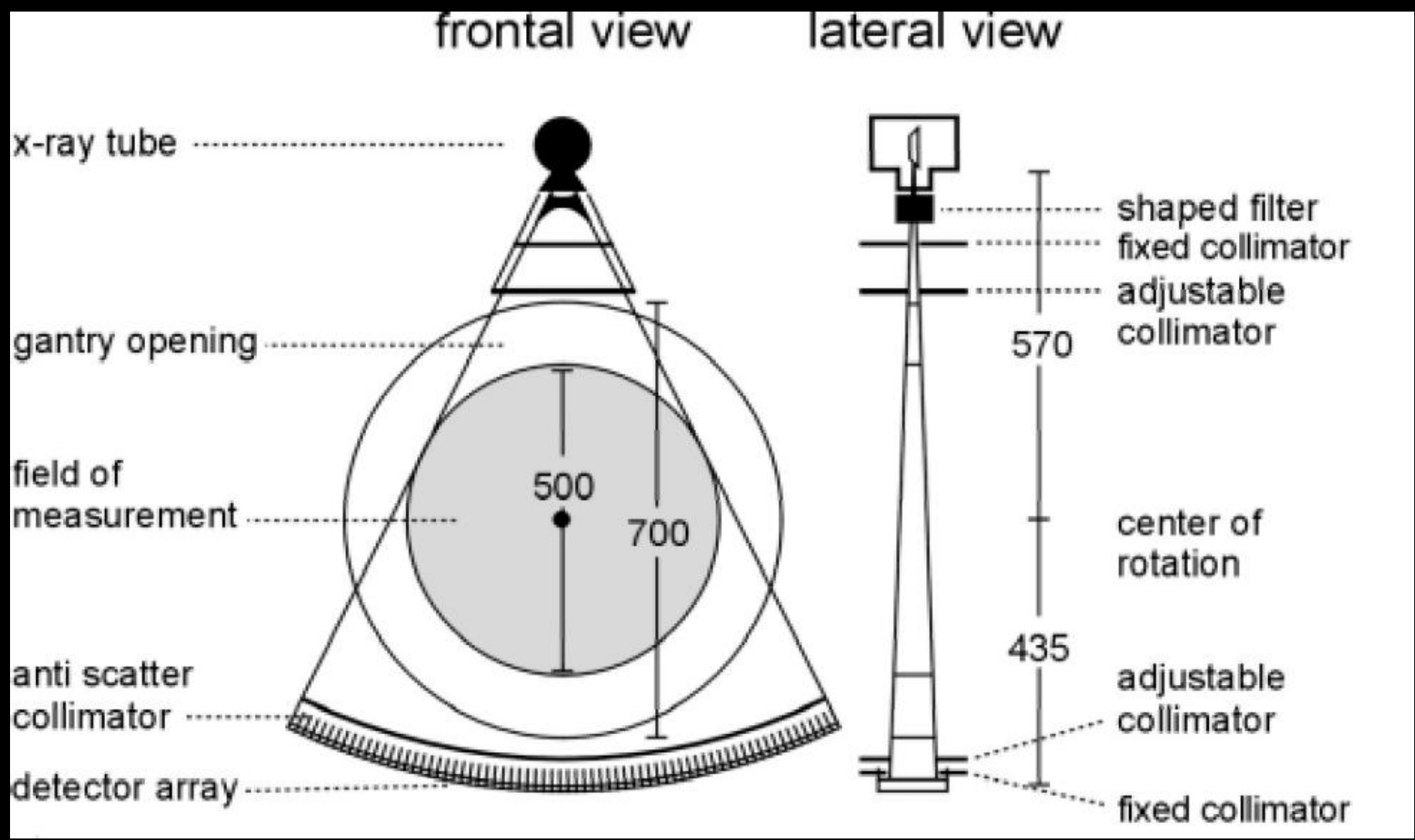
- $I(x)$: intensité après atténuation
- I_0 : Intensité au départ
- $\mu(\rho, Z, E_0)$: coefficient d'atténuation (densité, numéro atomique, énergie des photons)
- x : épaisseur

Interaction avec la matière

Absorption des rayons X par les différents tissus



Production - Détection

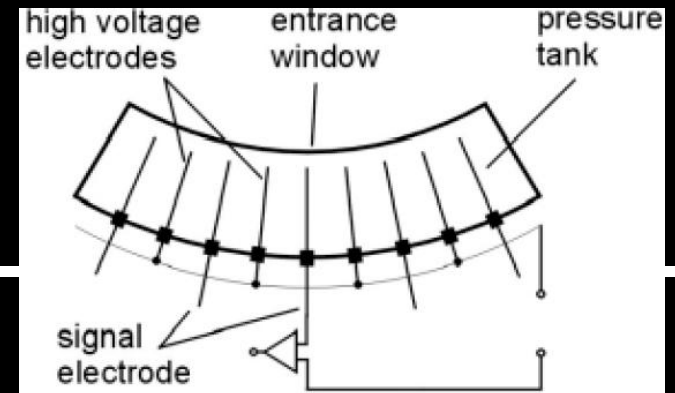


Détection

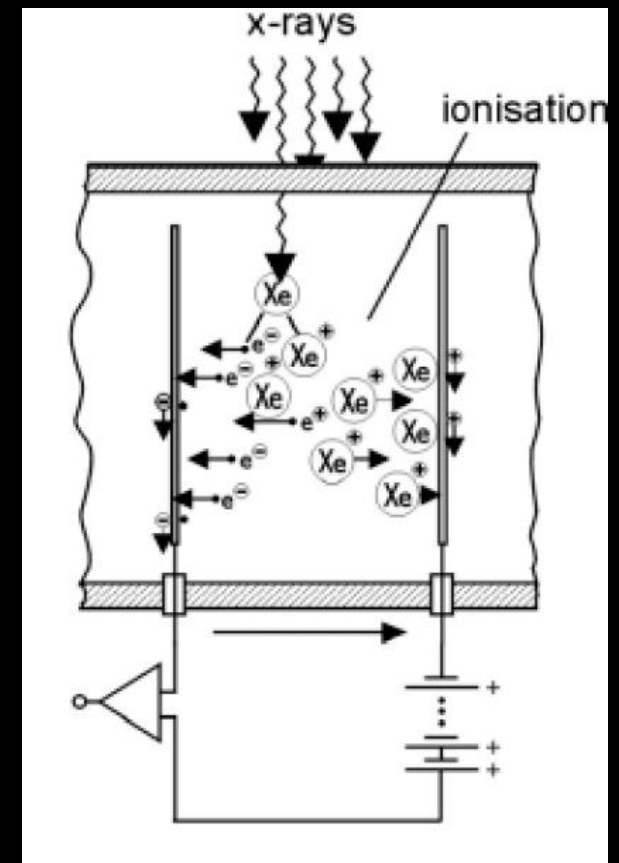
- Collimateur secondaire
- Les détecteurs
 - Détecteurs à gaz : chambre de ionisation contenant du xénon
 - Détecteurs solides : scintillateur-photodiodes
- Caractéristiques des détecteurs
 - Efficacité de détection
 - Précision et stabilité
 - Dynamique des mesures

Détection

- Détecteurs à gaz
 - Chambre : 1000 cellules
 - Cellules :
 - 1mm d'épaisseur
 - 30mm de largeur
 - 50mm de profondeur
 - 0.2 à 1.2mm d'espacement
 - Efficacité : 50 à 60%

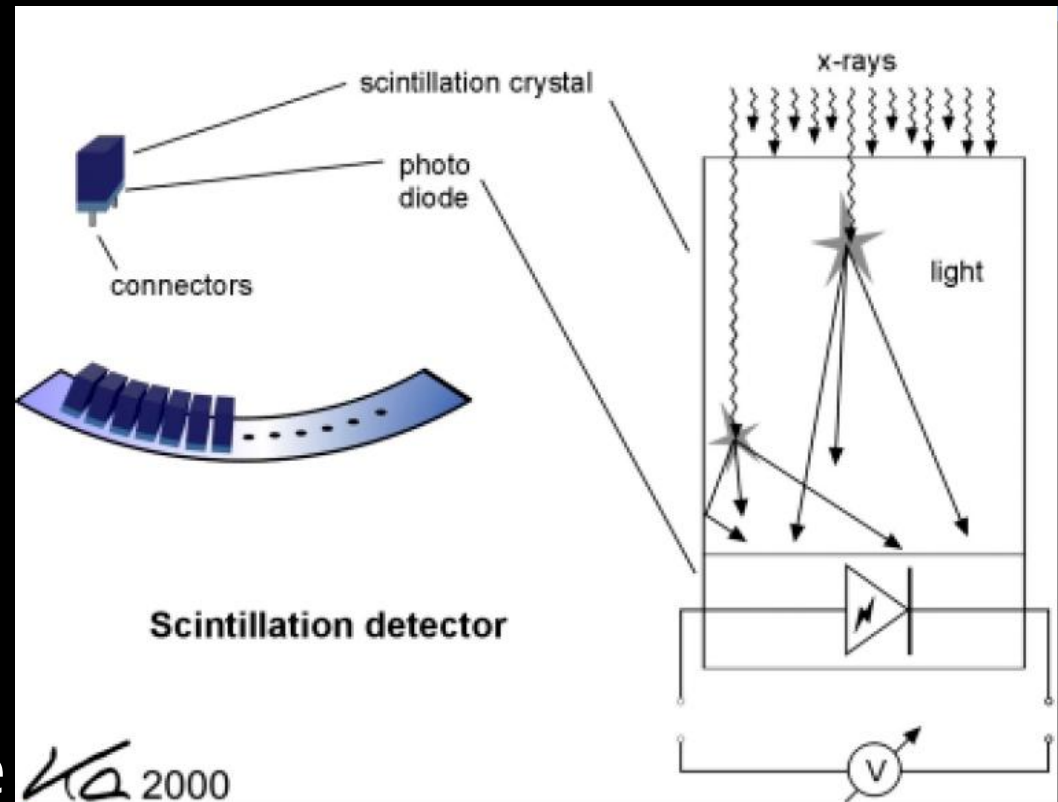


Xenon detector



Détection

- Détecteurs solides
 - Association d'un cristal scintillateur et d'une photodiode
 - Détecteur
 - 2mm d'épaisseur
 - 20mm de largeur
 - 2mm de profondeur
 - 0.3 à 0.6mm espacement
 - Nécessite un recalibrage fréquent
 - Efficacité : $\approx 100\%$



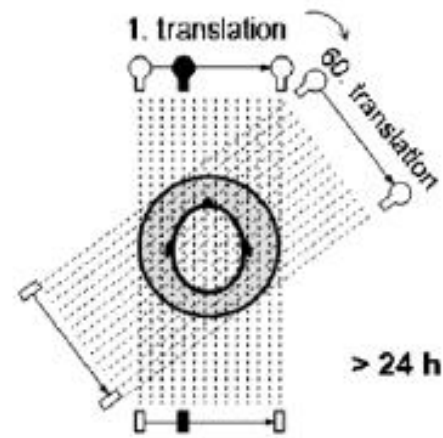
Les scanners

- Tomographie :
 - tomos (« tranche ») et graph (« image »)
- Tomodensitométrie
- Historique
 - Scanner axial
 - Scanner hélicoïdal
 - Scanner multibarrettes

Les scanners

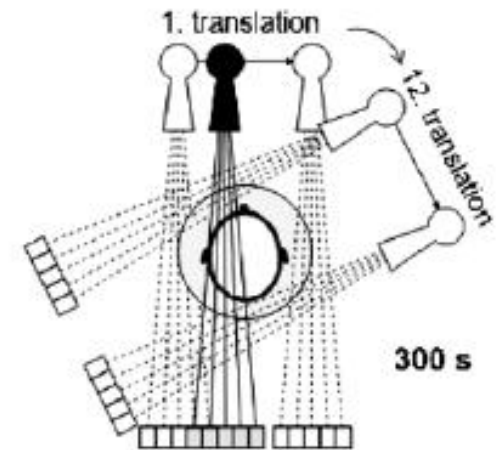
- Scanner axial

pencil beam (1970)



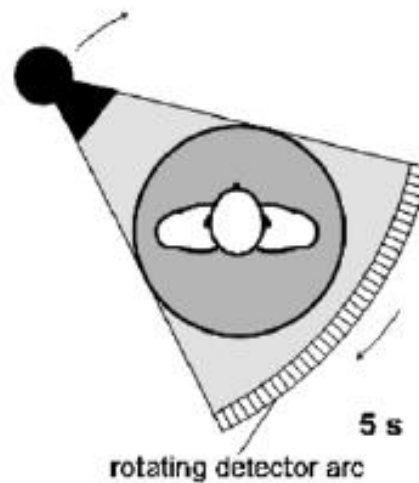
(a) 1st generation: translation/rotation

partial fan beam (1972)



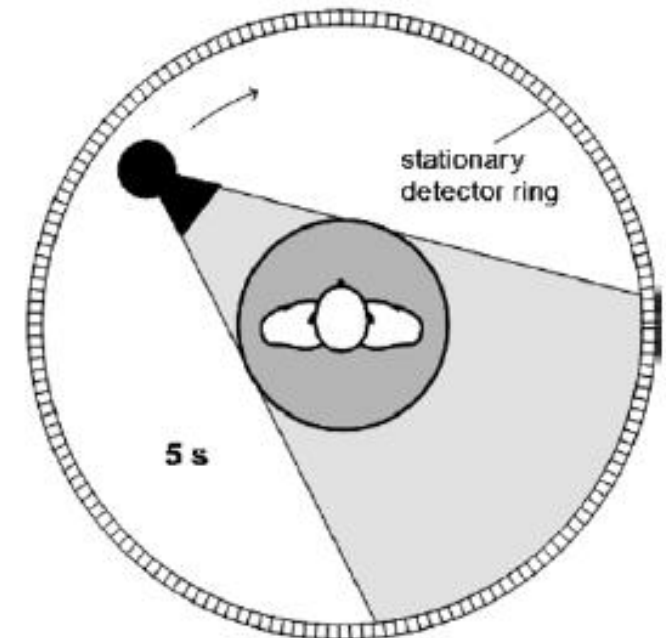
(b) 2nd generation: translation/rotation

fan beam (1976)



(c) 3rd generation: continuous rotation

fan beam (1978)



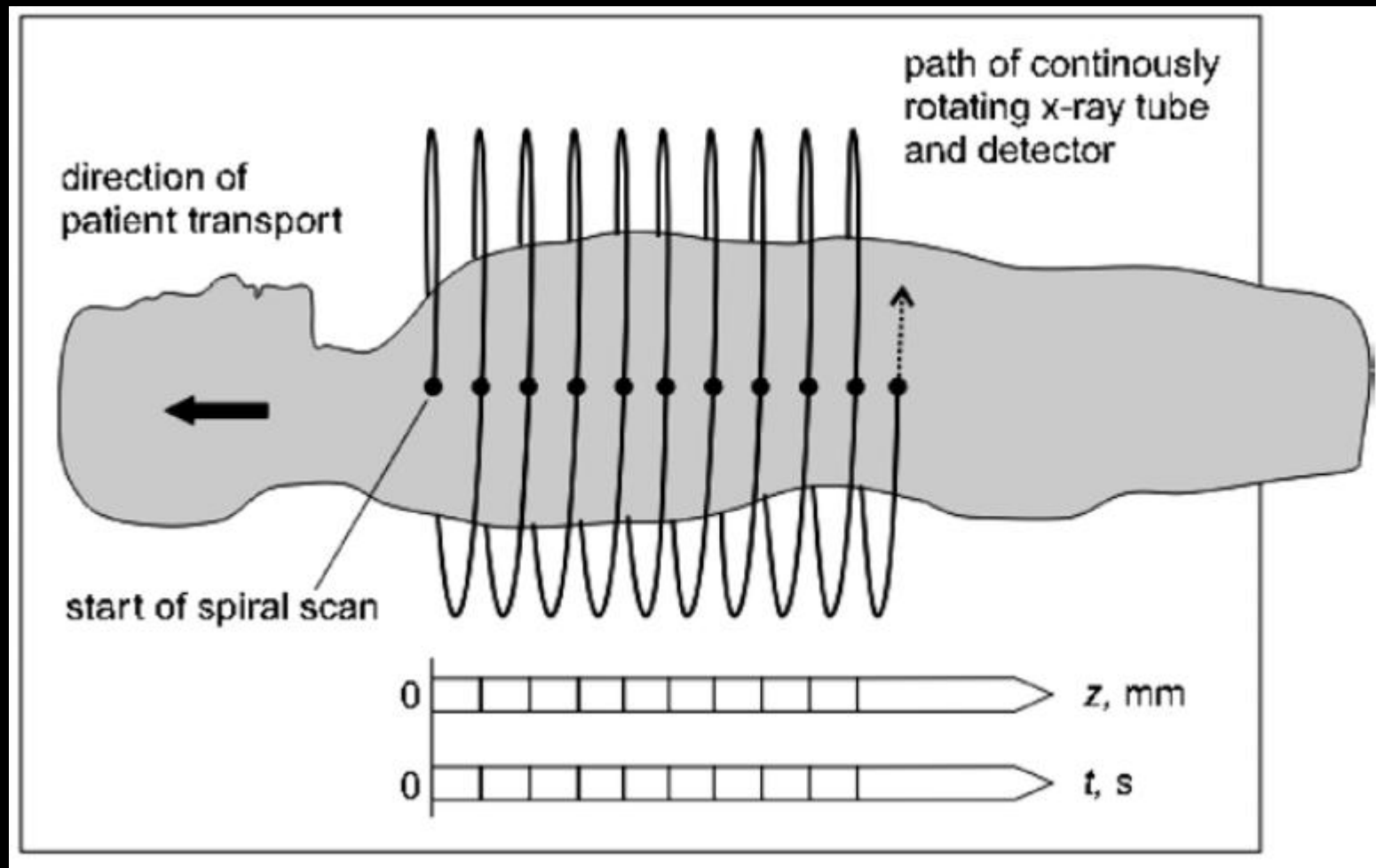
(d) 4th generation: continuous rotation

Les scanners

- Scanner axial :
 - Acquisition de coupes et balayage axial
 - Discontinuité des mesures
 - Artefacts engendrés par les mouvements respiratoires

Les scanners

- Scanner hélicoïdal :

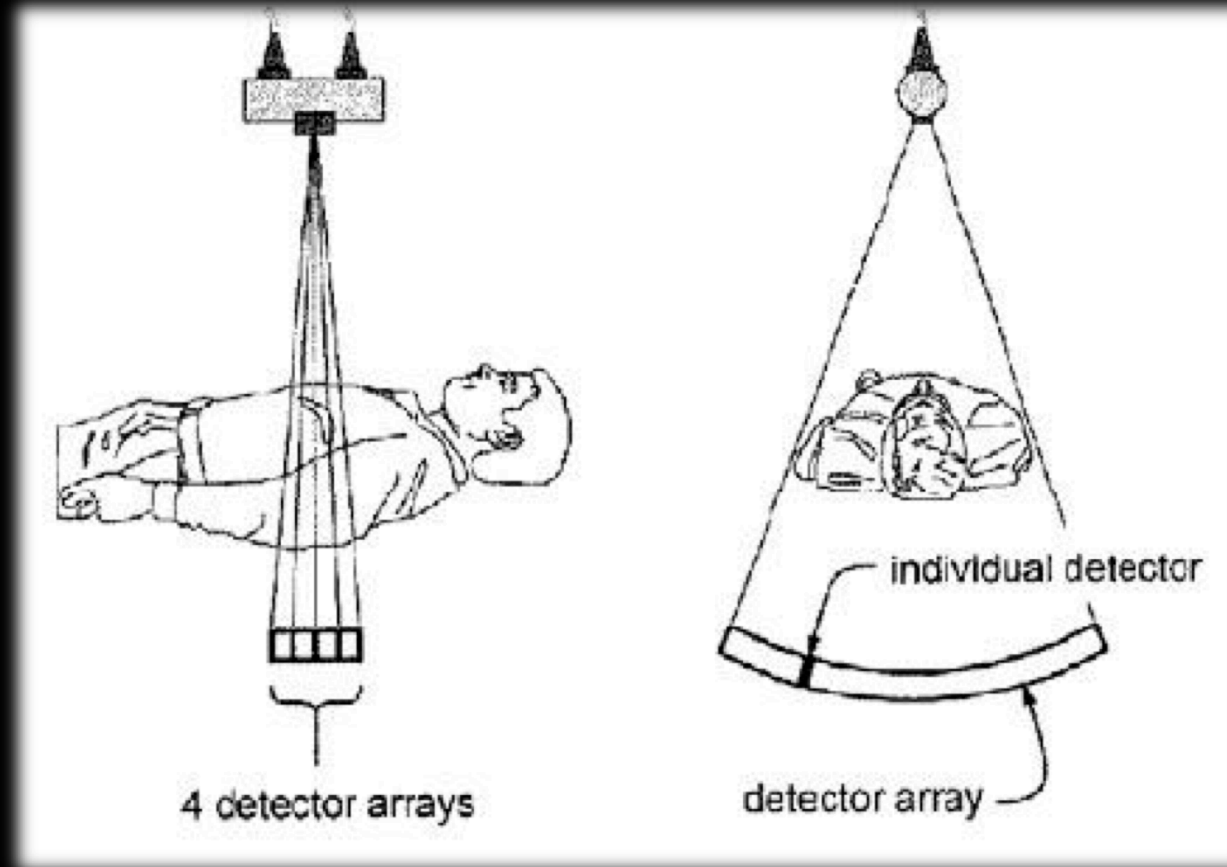


Les scanners

- Scanner hélicoïdal :
 - Développé pour l'étude de régions soumises aux mouvements respiratoires ou cardiaques
 - Le faisceau de rayons X décrit une hélice autour du patient
 - Acquisition continue des données
 - Examen en 20s
 - Artefacts respiratoires minimisés
 - Irradiation plus importante

Les scanners

- Scanner multibarrettes :



Les scanners

- Scanner multibarrettes :
 - Acquisition de plusieurs coupes pour chaque rotation du tube
 - Examen rapide (0.4s / tour)
 - Image haute résolution (< 1mm)

Les scanners

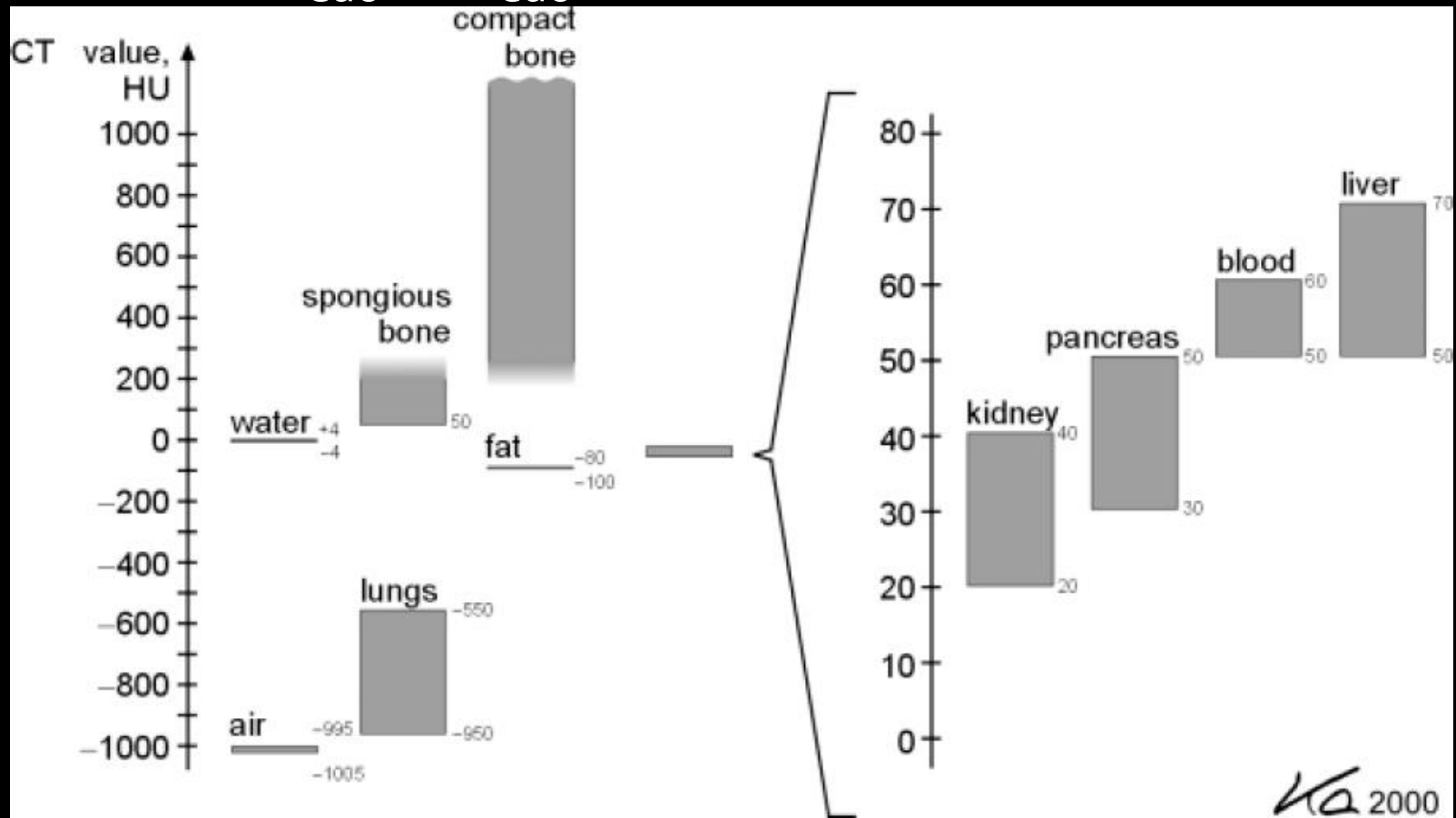
	1972	1980	1990	2004	2005 (DSCT)
Rotation time (s)	300	5–10	1–2	0.33–0.5	0.33
Data per 360° scan (MB)	0.058	1	1–2	10–100	20–200
Data per spiral scan (MB)	–	–	24–48	200–4000	200–8000
Image matrix ^b	80 × 80	256 × 256	512 × 512	512 × 512	512 × 512
Power (kW)	2	10	40	60–100	2 × 80
Slice thickness, mm	13	2–10	1–10	0.5–1	0.5–1
Spatial resolution (LP cm ⁻¹)	3	8–12	10–15	12–25	12–25
Contrast resolution	5 mm/5 HU/ 50 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy

Reconstruction

- Transformée de Radon (1917)
 - Reconstruire un objet volumique au moyen de la totalité de ses projections
- Cours de :
 - JP Armspach (traitement d'images médicales)
 - Ch. Heinrich (problèmes inverses)

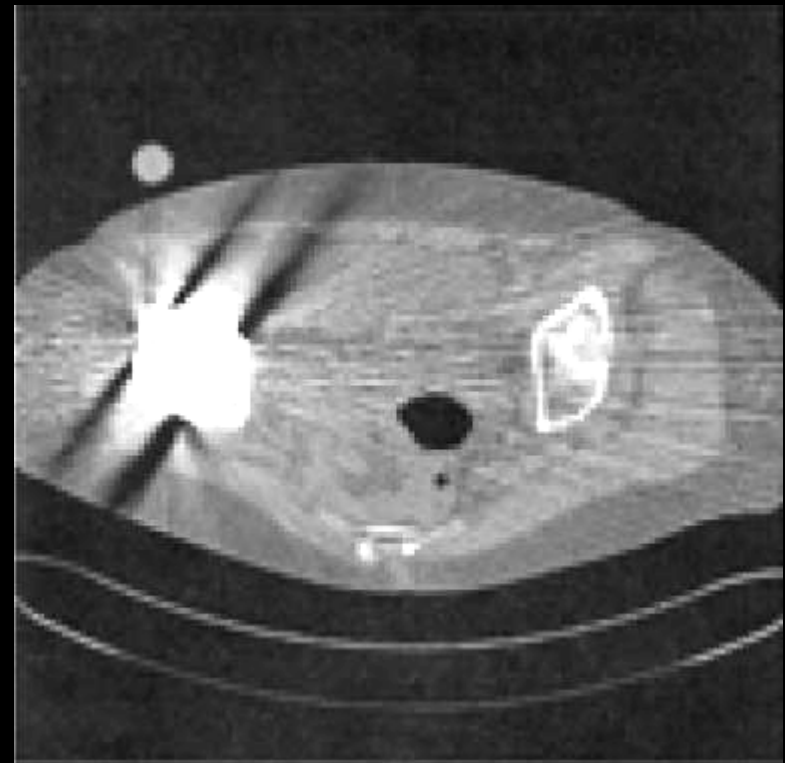
L'image

- Echelle de Hounsfield :
 - $HU = (\mu - \mu_{eau}) / \mu_{eau} * 1000$



L'image

- Résolution spatiale: $< 1\text{mm}$
- Artefacts
 - Mouvement du patient
 - Susceptibilité au métal



L'image

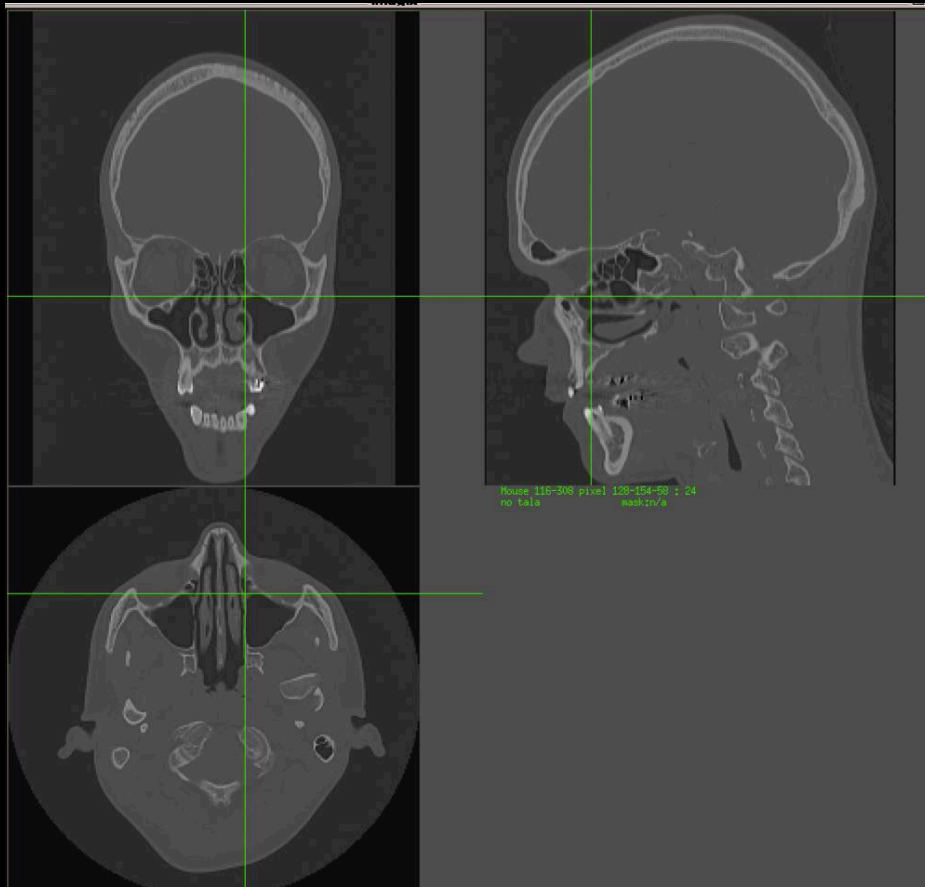


Image brute

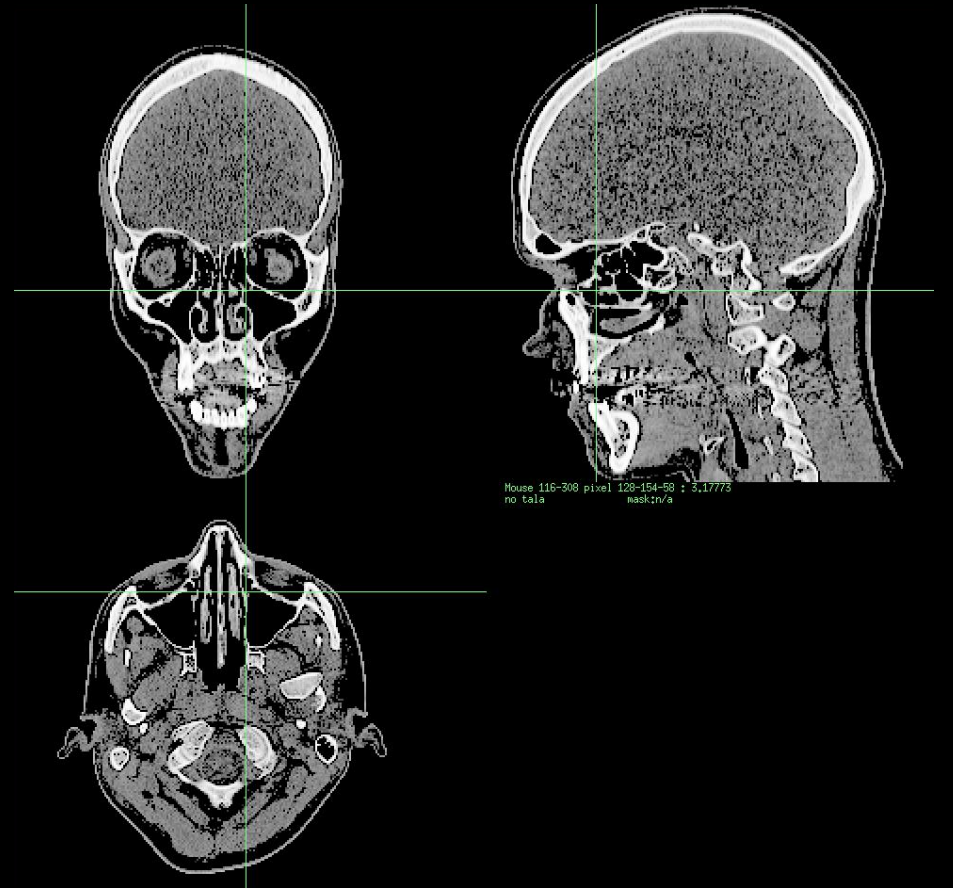
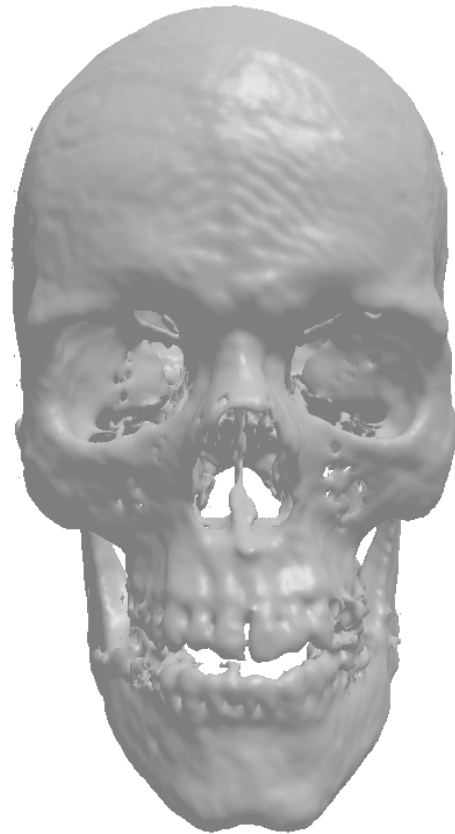
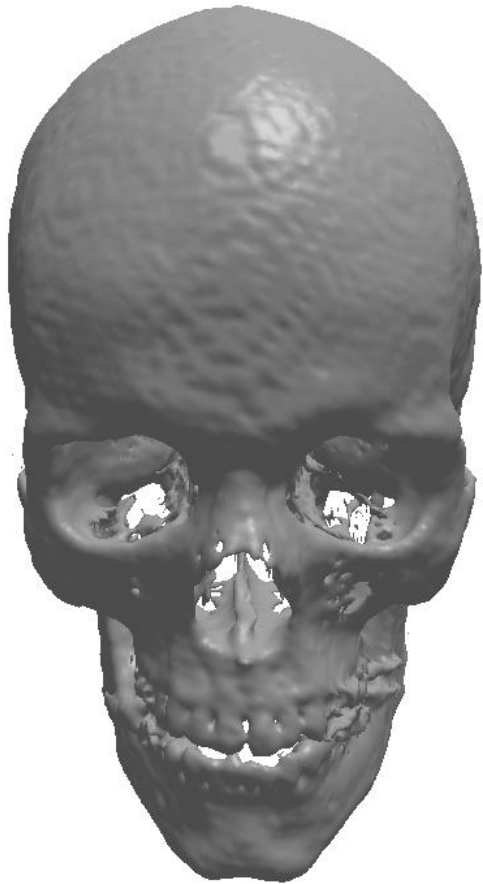


Image du log

L'image



Sources

- W.A. Kalender, *Computed Tomography*, 2000.
- W.A. Kalender, *X-Ray Computed Tomography (review)*, *Phys. Med. Biol.*, 2006.
- A. Blum. *Scanographie volumique multicoupe*. Masson, 2002
- Z.-H. Cho, J.P. Jones and M. Singh. *Foundations of Medical Imaging*. Wiley Interscience, 1993

- Documents disponibles sur
 - <http://e2phy.in2p3.fr>
 - <http://www.impactscan.org>
 - <http://engineering.dartmouth.edu/courses/engs167>

- Cours du Dr. Paul Barthez
 - <http://www2.vet-lyon.fr/ens/imagerie/D1/ReferentielD1.html>