


**TELECOM
PARIS**

école nationale
supérieure des
télécommunications

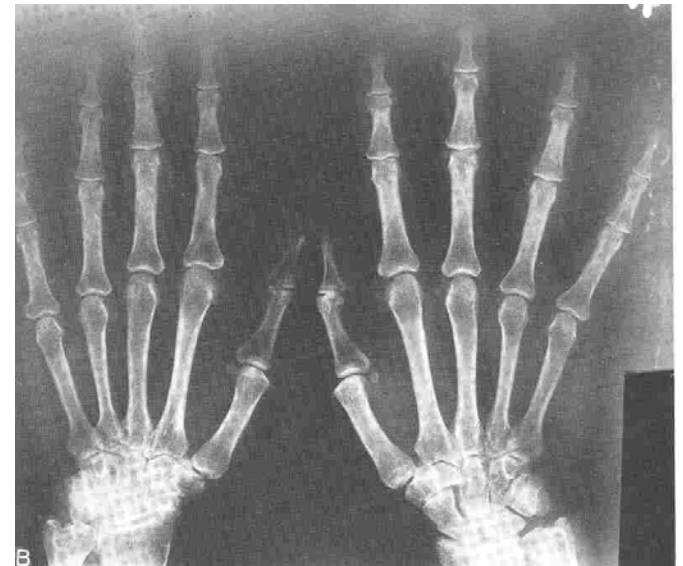
Imagerie par Rayons X

UE ACIMED

Octobre 2007

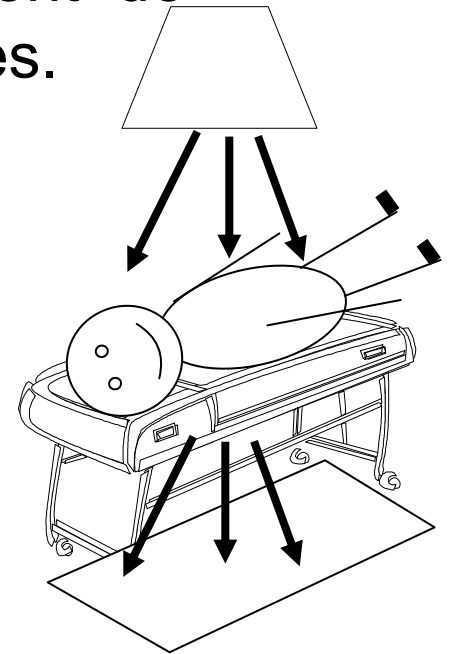
Elsa Angelini

Département TSI



Introduction

- Première image radiographique date de 1895.
- Excellente qualité d'image avec informations très variées (fractures osseuses, cancer des poumons, maladies cardiaques).
- Technologie arrivée à maturité. Développement de nouveaux matériaux pour la formation des images.
- Imagerie par **transmission** des rayons X. (Nucléaire: imagerie par **émission**, Ultrason: imagerie par **réflexion**).
- Image de projection (3D->2D). Information anatomique superposée.



Perspectives Historiques

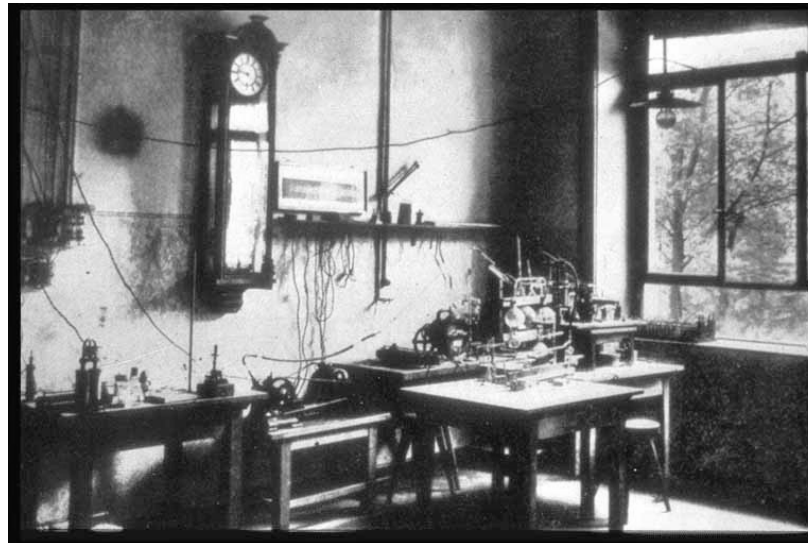
<http://www.xray.hmc.psu.edu/rci/centennial.html>

Découverte des Rayons X



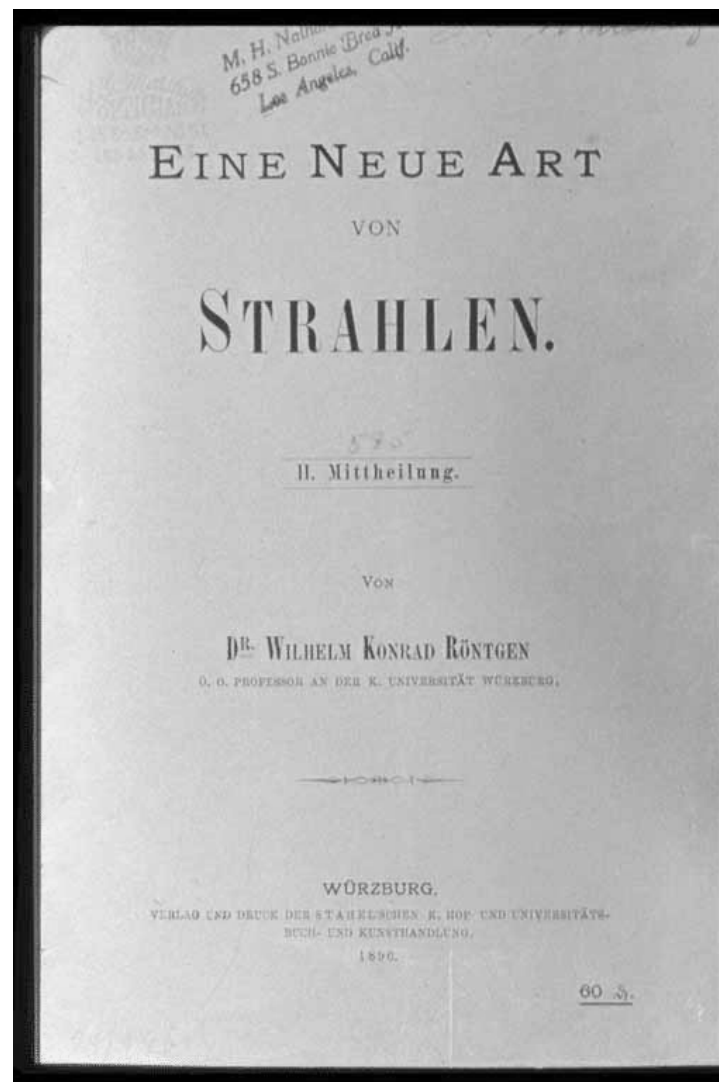
**Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923)
(Prix Nobel de Physique en 1901)**

Institut de Physique de l'université de Würzburg, Allemagne



Découverte des Rayons X

- 8 Novembre: Roentgen observe qu'en chargeant électriquement son tube, sous vide, gainé de carton, un objet dans la pièce se mettaient à émettre une lueur.
- Cet objet contenait du baryum et faisait écran.
- Les jours suivants il découvre que en tenant des objets entre le tube et l'écran pour essayer des nouveaux rayons, il voit ses os clairement dessinés sur l'écran.
- Sept semaines de travail et d'expériences méticuleuses suivent pour déterminer la nature des rayons.



Couverture de la publication originale
(28 Décembre 1895)

Découverte des Rayons X

Les premières images

par Roentgen



Image de la main de la femme de Roentgen
acquise le 22 Décembre 1895.

La plus célèbre



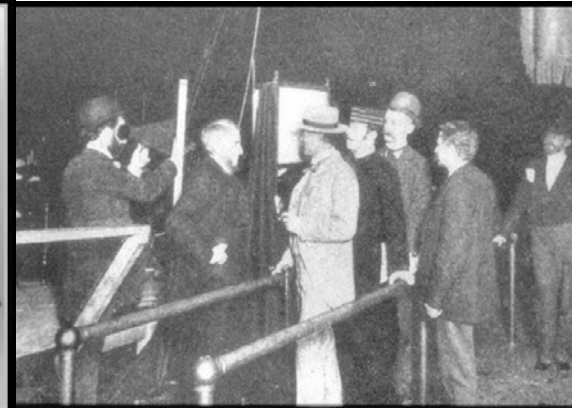
Radiographie de la main d'Albert von Kolliker,
acquise à la suite de la lecture de Roentgen
à la Société de Physique Médicale à
Würzburg le 23 Janvier 1896.

Découverte des Rayons X

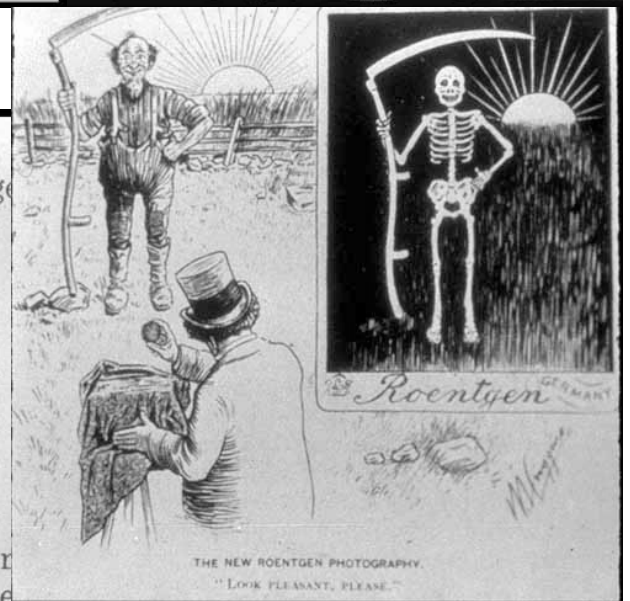
WONDERFUL NEW RAY
SEES THROUGH HAND!



X-Ray Studio . . .
110 East Twenty-Sixty Street,
....New York C



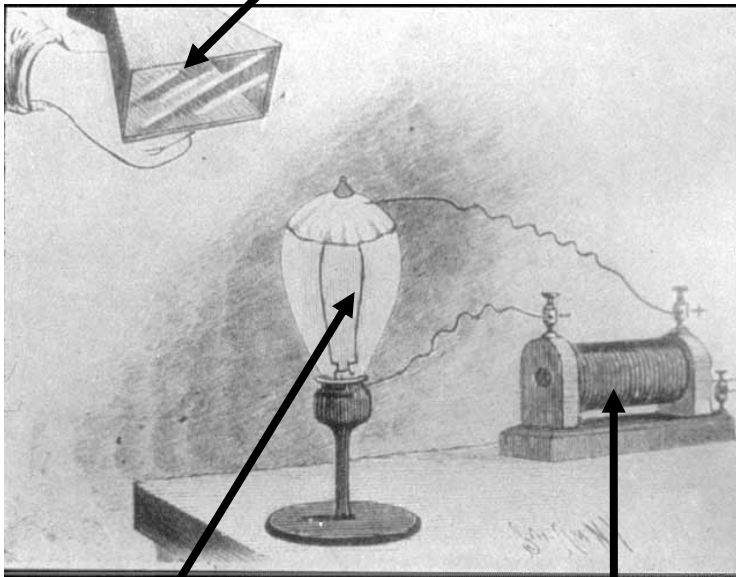
X-actly So!
The Roentgen Rays, the Roentgen Rays,
What is this craze?
The town's ablaze
With the new phase
Of X-ray's ways.
I'm full of daze,
Shock and amaze;
For nowadays
I hear they'll gaze
Thro' cloak and gown—and ever
These naughty, naughty Roentgen Rays.
(WILHELMA, in *Photograph*)



Découverte des Rayons X

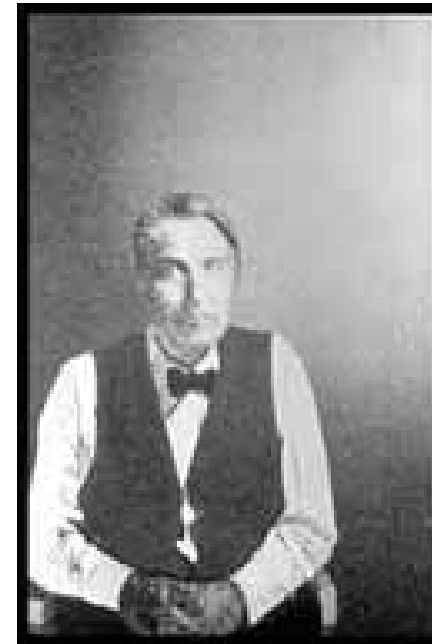
Les premiers appareils de radiologie

Matériel de photographie



Tube vide avec
anode et cathode

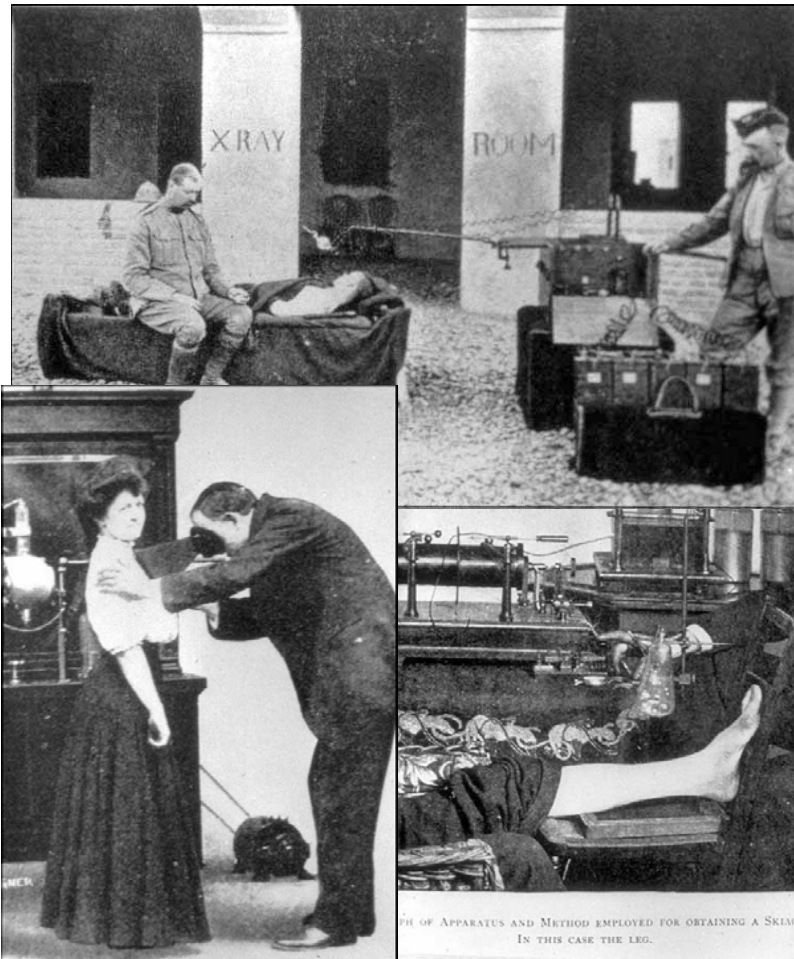
générateur



Thomas Edison (1847-1931)
travail sur le développement
d'une machine à rayon X pour
usage domestique et sur la
fluoroscopie

Découverte des Rayons X

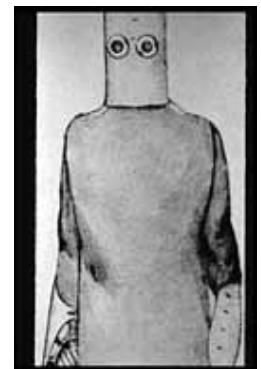
Les rayons X en utilisation clinique



Janvier 1896: Haschek et Lindenthal produisent la première image **angiographique** des veines de la main avec un agent de contraste.



Fin 1896: Effet **palliatif** des rayons X observés sur des cancers, des lésions de surface et des problèmes de peau.

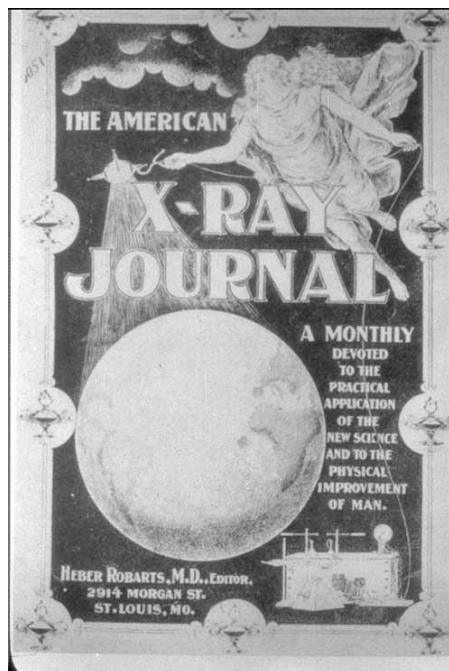


1905: Effet **nocif** des rayons X observés après la mort de plusieurs chercheurs et physiciens suite à la nécrose de leurs tissus brûlés.

Découverte des Rayons X

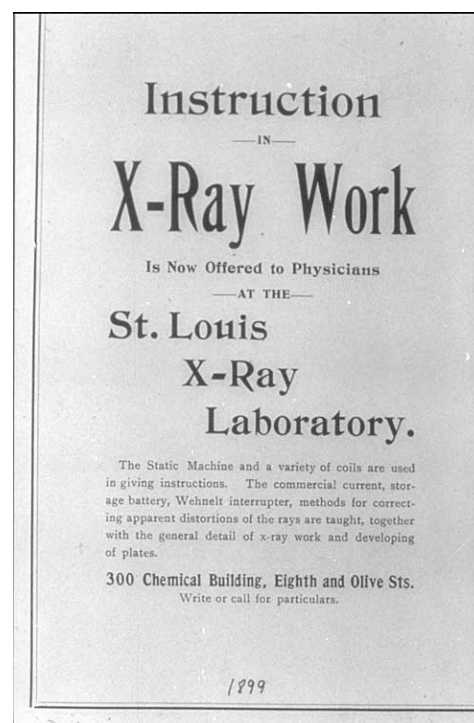
Les rayons X en utilisation clinique

Mai 1897: premier journal américain publié par Heber Roberts, M.D. de St. Louis, MI.



Une **spécialité médicale** est née.

- Première spécialité basée sur une technologie de machine.
- Révolutionne le visage de la médecine du 20^{ème} siècle dans son organisation, son économie et ses produits.
- Des universités offrent des formations sur les rayons X en thérapie ou radiographie. (vrais docteurs ou docteurs en roentgenologie).



Principes de Base

Pourquoi voyez vous les os ?



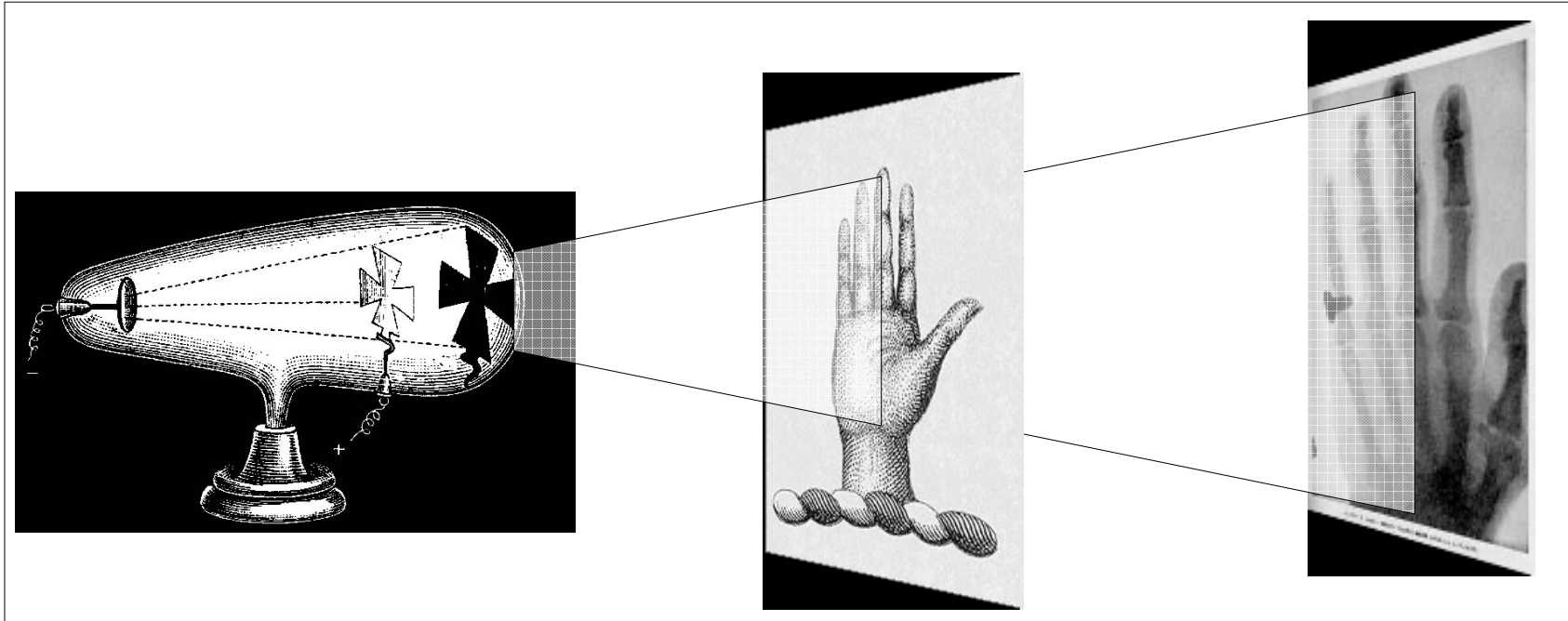
Pourquoi voyez vous les vaisseaux sanguins ?



Pourquoi voyez vous les éclats ?



Principes de Base



Source de Rayons X:

- Que sont les rayons X ?
- Comment générer les rayons X ?

Cible:

- Interaction des rayons X avec les tissus .
- Génération du contraste.
- Objets visibles sur les images.

Détecteur:

- Mécanismes.
- Résolution (x, t).
- Contraste.
- Sensitivité.

Physique des Radiations

Plan

- **Les Rayons X.**
- **Génération des Rayons X.**
- **Interactions Rayons X - Tissus.**
- **Détection des Rayons X.**
- **Exemples de Systèmes de Rayons X.**

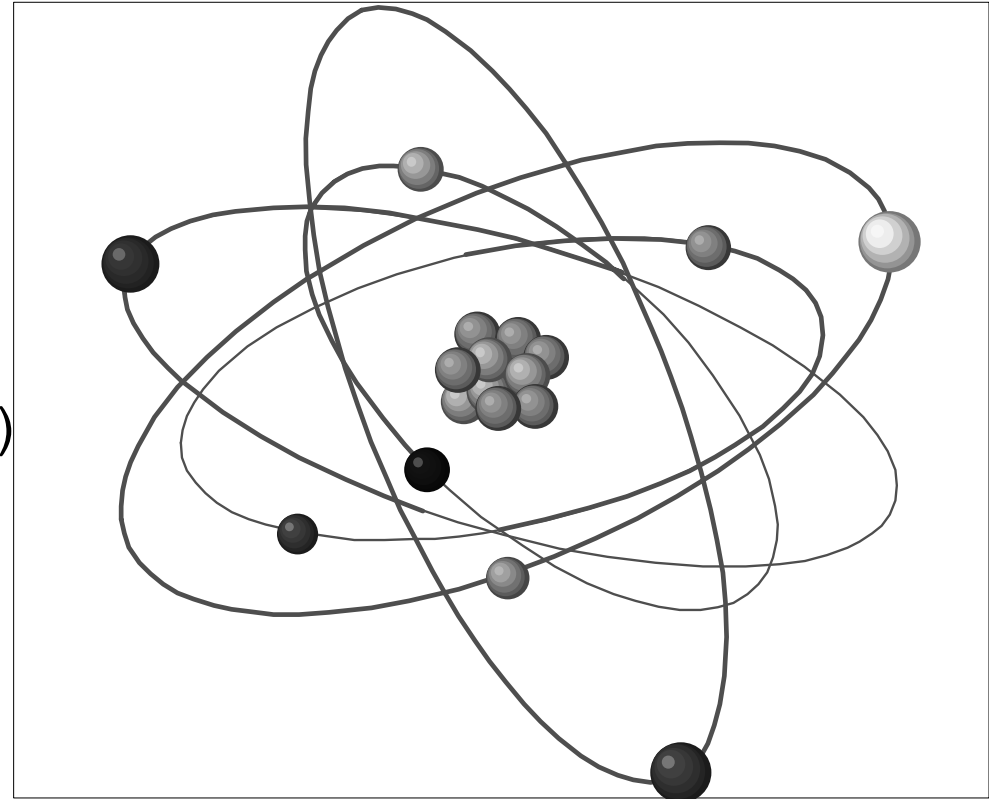
Les rayons X

Rappels de Physique sur l'Atome

Electrons: charge négative
Neutrons: sans charge
Protons: charge positive

Nucléons (protons + neutrons)
détermine le nombre de masse (A)
de l'élément.

Protons détermine le nombre
atomique (Z) de l'élément.



Nombre Atomique lié au nom de l'atome: Carbone $Z = 6$

Nombre de masse lié aux formes stables et instables de l'atome:

- Carbone 12 ($A = 12$) est stable
- Carbone 14 ($A=14$) (2 extra neutrons) est instable et radioactif.

Les rayons X

Rappels de Physique sur l'Atome

- La structure de l'atome est principalement du vide.
- Les électrons gravitent autour du noyau et sont organisés en couches (K, L, M, ...).
- La couche la plus externe (couche de valence) concerne les propriétés chimiques, thermiques, optiques et électriques de l'élément.
- Les rayons X impliquent les couches internes.
- La radioactivité concerne le noyau.

Les rayons X

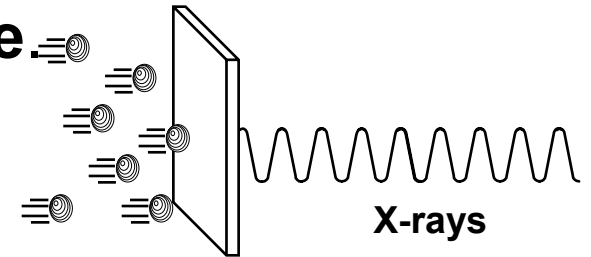
Rappels de Physique sur les Radiations Electromagnétiques

- Principe: Energie qui voyage dans le vide à la vitesse de la lumière.
- Dénomination suivant le principe de production:
 - Rayons Gamma (radioactivité).
 - Rayons X (tube à rayons X).Possèdent essentiellement les même propriétés.
- Propriétés des ondes et particules:
 - Les ondes sont interprétées comme des sinusoïdes dans le temps et l'espace.
 - Flot de particules avec une énergie fonction de la longueur d'onde (photons) voyageant à la vitesse de la lumière.
 - Spectre de fréquences large.

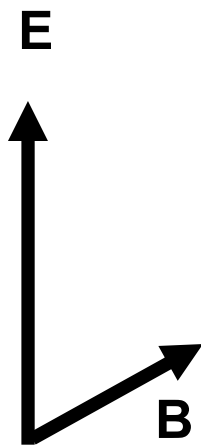
Les rayons X

Phénomène Physique

Les rayons X sont produits par l'interaction avec la matière d'**électrons très énergétiques** qui convertissent leur **énergie cinétique** en **radiation électromagnétique**.



Équations de Maxwell



$$\nabla \cdot \mathbf{E} = 4 \pi \rho$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -1/c \partial \mathbf{B} / \partial t$$

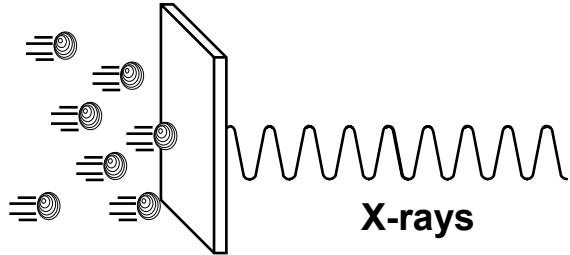
$$\nabla \times \mathbf{B} = 4\pi/c \mathbf{j} + 1/c \partial \mathbf{E} / \partial t$$

E = champ électrique B = champ magnétique

ϵ = permittivité, μ = perméabilité, c = vitesse de la lumière.

Les rayons X

Ondes électromagnétiques (EM)



$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 E}{\partial t^2}$$

$$\frac{\partial^2 B}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 B}{\partial t^2}$$

Solution pour ondes EM: $E(x, t) = E_0 \cos(\omega t - kx)$

Les radiations EM sont caractérisées par:

- longueur d'onde λ [m].
- fréquence ν [Hz] (vitesse de la lumière $c = \lambda \nu = 3 \cdot 10^8$ m/s).
- Photon: radiation EM monochromatique d'énergie $E = h \nu = h c / \lambda$ (constante de Planck $h = 4.13 \cdot 10^{-15}$ eV s).

Les rayons X

Niveaux d'énergie des ondes EM

$$h = 4.135 \times 10^{-15} \text{ eV s} \quad c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$$

$$\lambda = 10^{-8} - 10^{-12} \text{ m}$$

$$E = h \times c / \lambda$$

$$E = (4.13 \times 10^{-15}) \times (3 \times 10^8) / ((1 \times 10^{-8}) - (1 \times 10^{-12}))$$

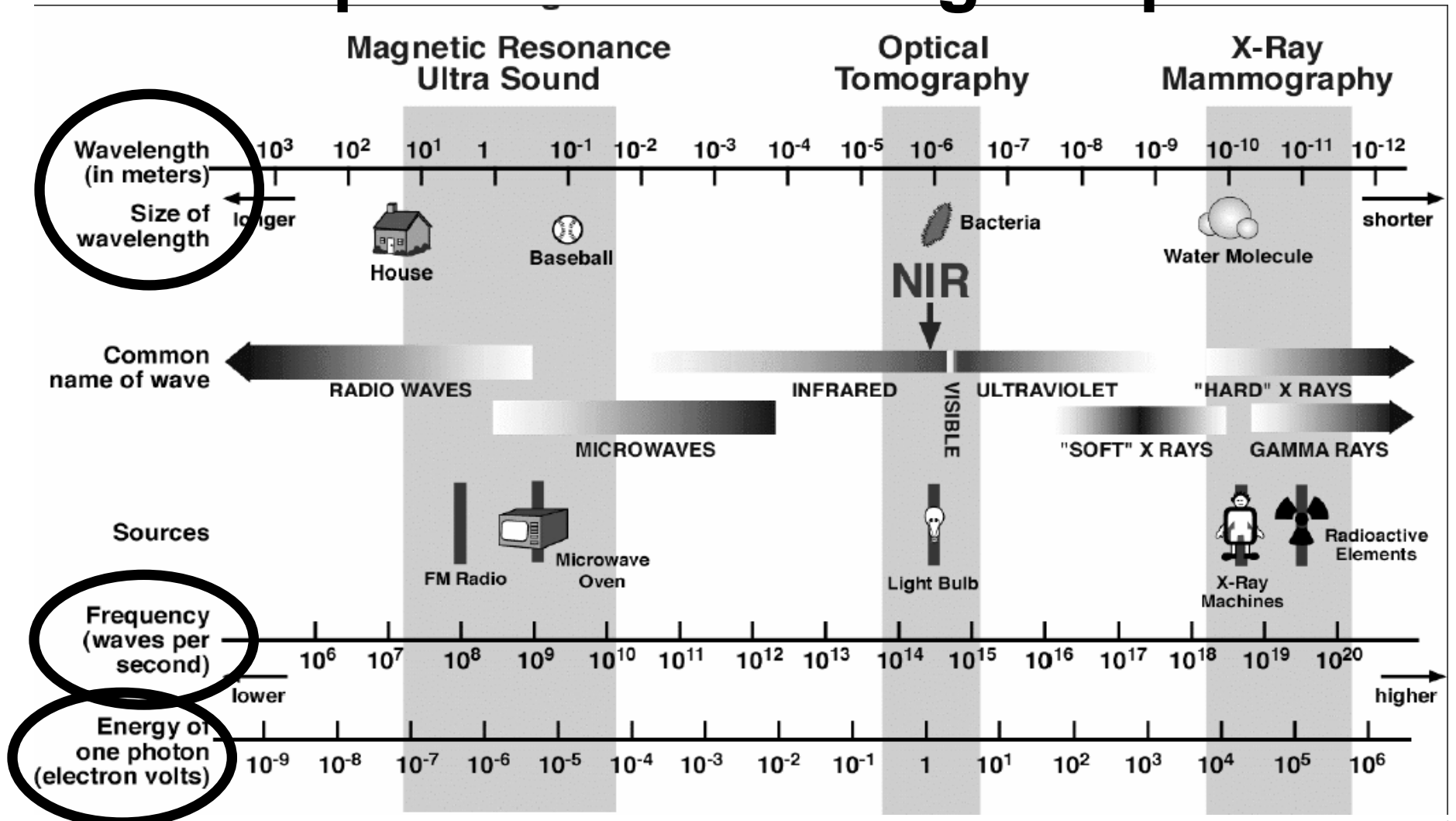
$$E \sim 10^2 - 10^6 \text{ eV}$$

Rayons X de diagnostic 5-150 10^3 eV (ou 5-150 keV)

1kWh = 3.6×10^6 J = 2.24×10^{25} eV; 1 eV = 1.61×10^{-19} Joules
(consommation moyenne d'un foyer ~10 kWh par jour)

Les rayons X

Spectre Electromagnétique



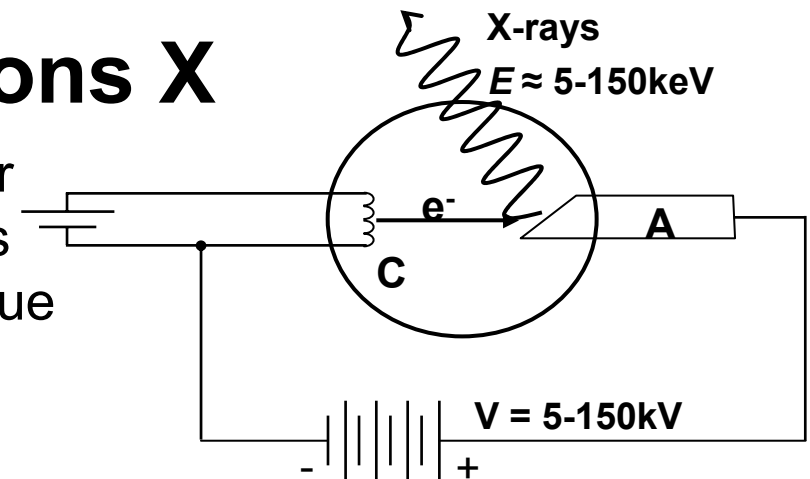
Plan

- **Les Rayons X.**
- **Génération des Rayons X.**
- **Interactions Rayons X - Tissus.**
- **Détection des Rayons X.**
- **Exemples de Systèmes de Rayons X.**

Génération des Rayons X

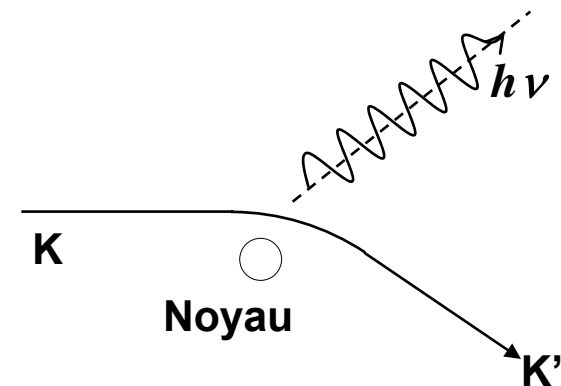
Tube à Rayons X

- Les électrons sont émis thermiquement par une cathode chauffée (C) et accélérés vers l'anode (A) sous l'effet du potentiel électrique V (\sim kV).



- Au contact avec l'anode l'énergie cinétique des électrons se transforme en:
 - **99% des cas**: Chaleur (interaction avec e^-).
 - **1% des cas**: perte d'énergie cinétique et émission d'un photon (interactions avec noyau positif).

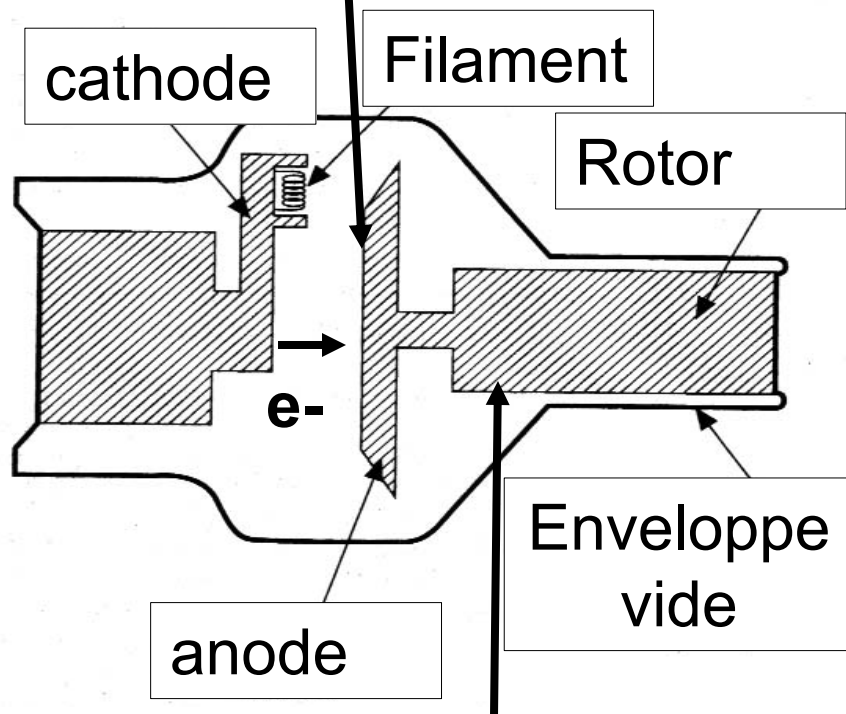
• L'énergie et la longueur d'onde des photons des rayons X sont obtenus par la loi de conservation d'énergie: $h\nu = K' - K$



Génération des Rayons X

Tube à Rayons X

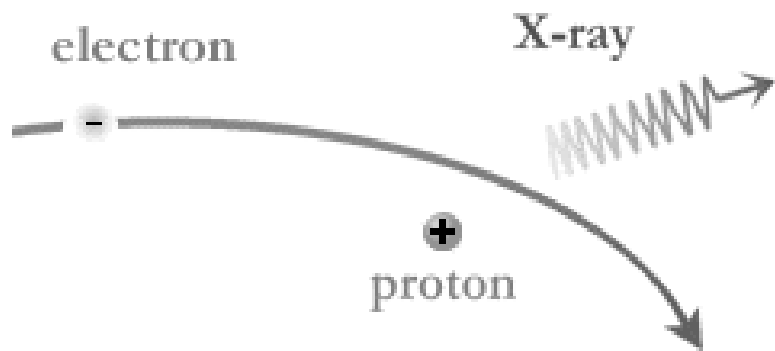
Principale contrainte du système:
dissipation de la chaleur.



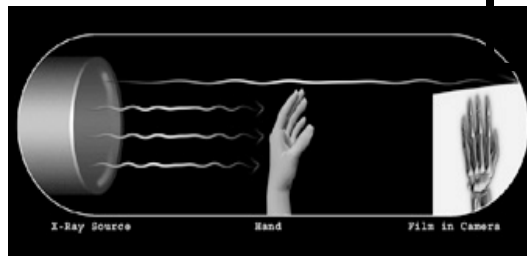
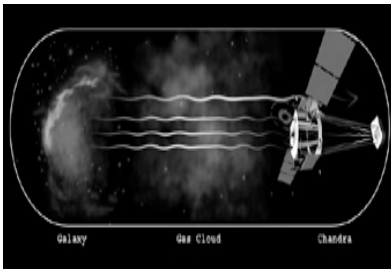
Anode rotative pour augmenter de 2π la surface bombardée par les e-.

- **Voltage:** [20 150] kVp.
- **Courant:** ($1\text{mA} = 6.24 \cdot 10^{15} \text{ e-/sec}$)
 - Fluoroscopie: [1 5] mA
(**exposition continue**)
 - Imagerie: [100 1000] mA
(**exposition brève**)

Génération des Rayons X



Rayons X: Phénomène naturel ou artificiel



Phénomènes généraux d'interactions de **particules chargées** en énergie avec la **matière (anode)**:

1. Forces électriques (Coulomb).

2. Pertes d'énergie cinétique:

1. Excitation.

2. Ionisation.

3. Pertes par radiation.

Génération des Rayons X

1. Excitation

- **Transfert** d'une partie de l'énergie cinétique de l'électron incident à un électron du matériau de cible, qui change de niveau d'orbite **sans être éjecté**.

2. Ionisation

- **Transfert** d'une partie de l'énergie cinétique de l'électron incident à un électron du matériau de cible, qui est **éjecté**. Une paire d'ions est produite: l'e⁻ éjecté et l'atome chargé positivement.

↓ avec la vitesse incidente

Rayon X est une
radiation EM ionisante

Génération des Rayons X

3.1 Radiation: Effet 'Bremsstrahlung'

• Énergie émise par radiation ionisante électromagnétique: Rayon X ("radiation de freinage").

• Distribution du # de photons est fonction de l'énergie. \Rightarrow peu de photons à haute énergie.

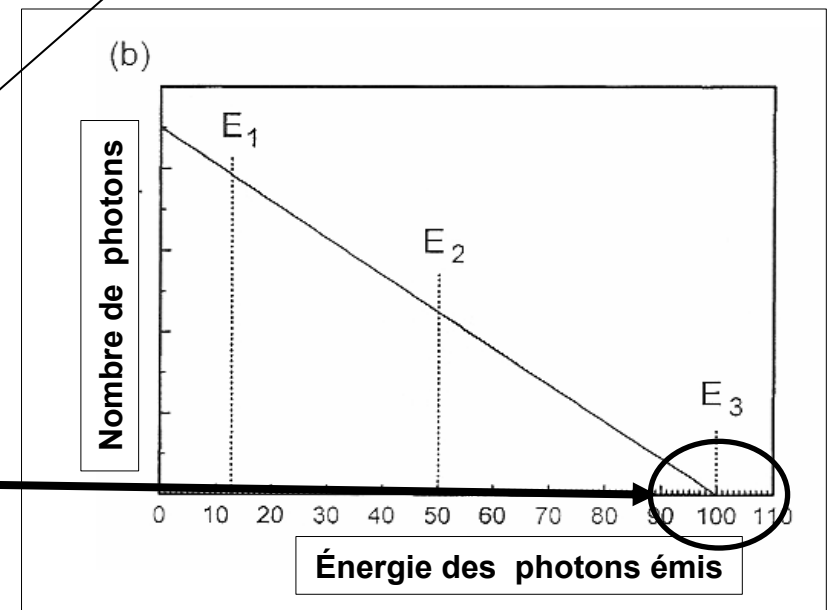
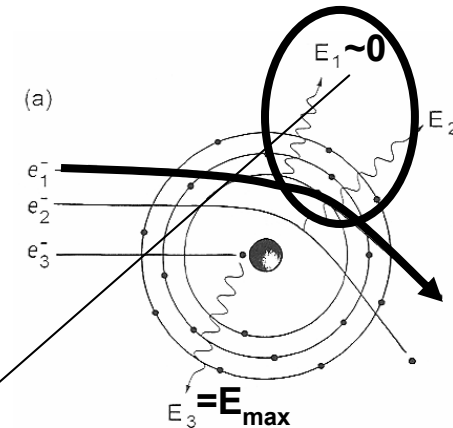
• L'effet "Bremsstrahlung" crée un **spectre continu** ("radiation blanche") entre:

$$E = 0 \text{ et } E_{max}$$

• L'énergie maximale E_{max} du photon émis est déterminée par:

$$E_{max} = kV_p$$

kV_p = Potentiel d'accélération.



Génération des Rayons X

3.1 Radiation: efficacité de l'effet 'Bremsstrahlung'

L'efficacité de la génération de photons par effet "Bremsstrahlung"

- **dépend:**

- Du nombre atomique Z (nombre de protons). \Rightarrow Les métaux lourds sont utilisés dans les tubes à rayons X . (Tungstène $Z = 74$, Platine $Z = 78$).
- De l'énergie cinétique incidente, proportionnelle au voltage appliqué ($E \sim \text{KeV}$).

- **est mesurée** par le ratio:

$$\frac{\text{Perte d'énergie par radiation}}{\text{Perte d'énergie par collision}} \approx \frac{E_c Z}{820 \cdot 10^3}$$

Effet principal de radiation en imagerie radiologique

Imagerie



0.9% pour 100 keV avec tungstène.

Thérapie par radiation

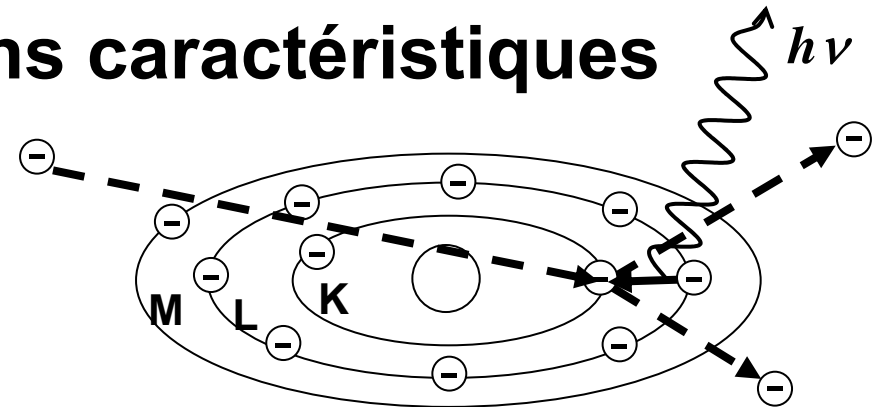


54% pour 6 MeV avec tungstène.

Génération des Rayons X

3.2 Radiation: radiations caractéristiques

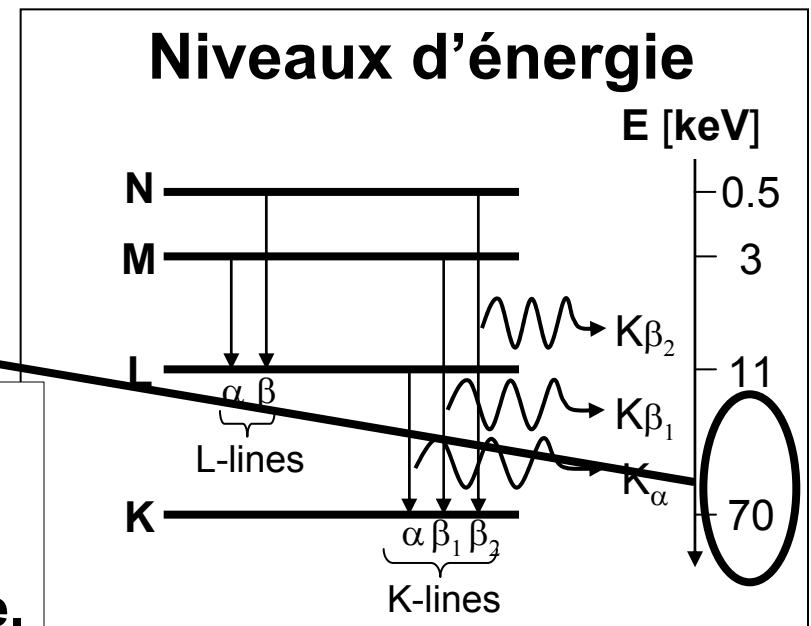
Cas de figure où l'énergie de l'e⁻ incident > énergie de liaison de l'e⁻ de l'atome:



1. Collision avec un e⁻ de l'atome.
2. L'e⁻ de l'atome est éjecté et l'atome est ionisé.
3. Transition d'un e⁻ de l'atome de la couche extérieure.
4. Émission d'un photon avec énergie caractéristique (valeur quantique).

Tungstène: $K_{\alpha} = 59.3 \text{ KeV}$

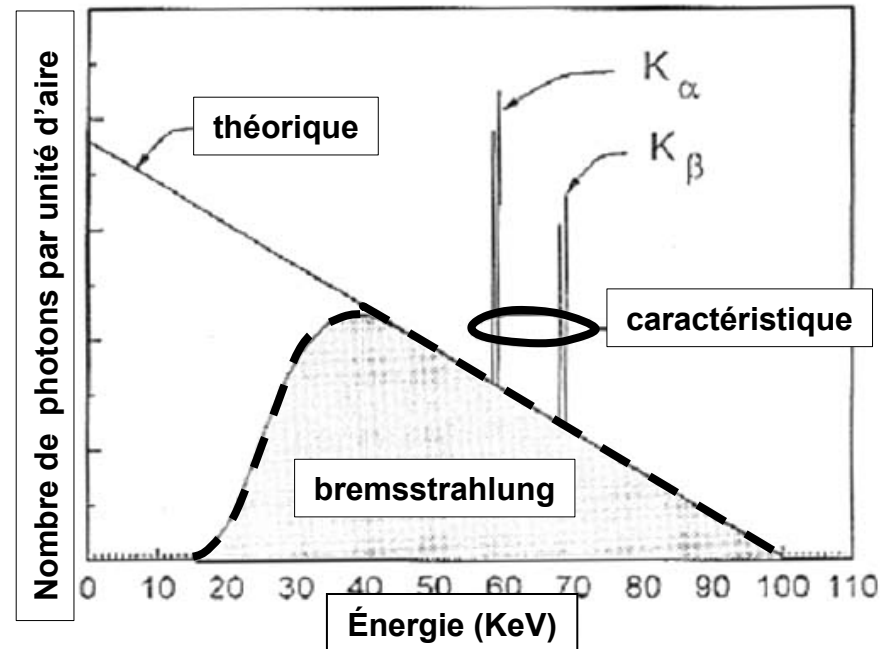
- Phénomène déclenché au dessus d'un seuil de voltage.
- La proportion de radiations caractéristiques augmente avec le voltage.



Génération des Rayons X

Effet global: spectre des rayons X

- Spectre de 'Bremsstrahlung' est filtré pour éliminer les photons de basse énergie.
- Des lignes d'impulsion d'énergie caractéristique intense se superposent au spectre continu de 'Bremsstrahlung'.



Énergies de transition en KeV

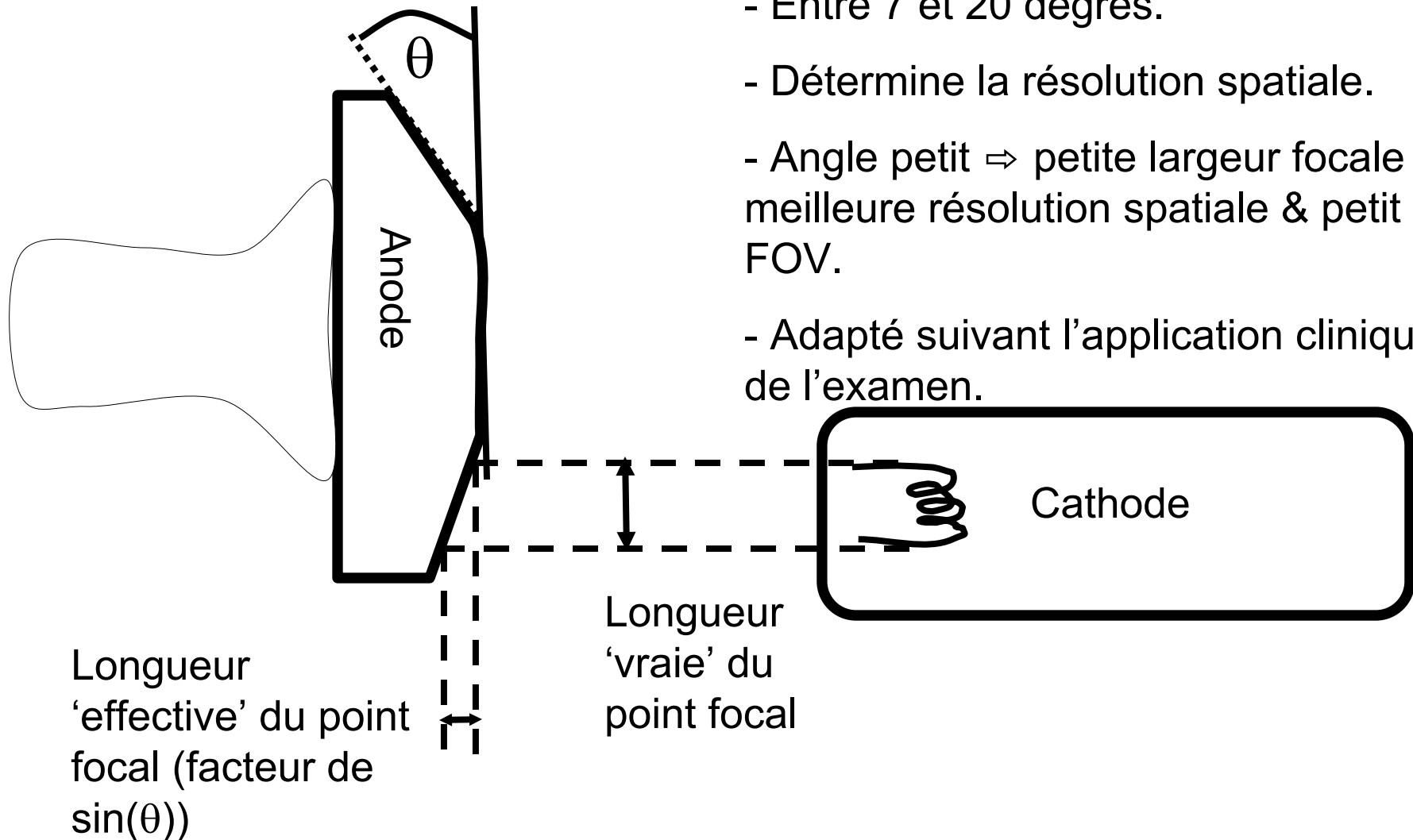
Transition	Tungstène	Molybdenum	Rhodium
$K_{\alpha 1}$	59.32	17.48	20.22
$K_{\alpha 2}$	57.98	17.37	20.07
$K_{\beta 1}$	67.24	19.61	22.72

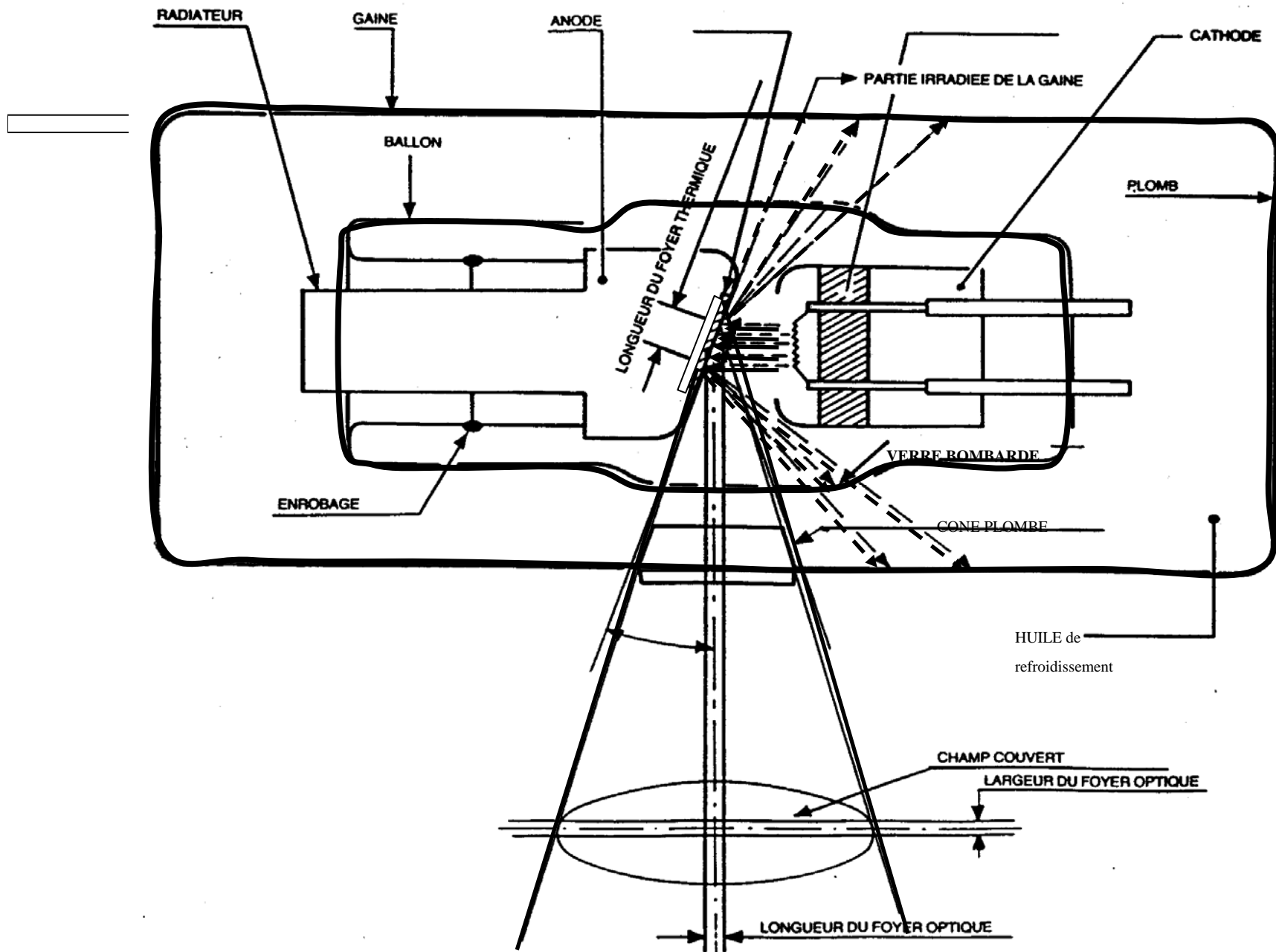
Génération des Rayons X

Anode

Angle d'anode:

- Entre 7 et 20 degrés.
- Détermine la résolution spatiale.
- Angle petit \Rightarrow petite largeur focale \Rightarrow meilleure résolution spatiale & petit FOV.
- Adapté suivant l'application clinique de l'examen.





Génération des Rayons X

Paramètres d'Acquisition

Paramètres d'examen:

- **Kilovoltage de pique** (30-140 kVp).
- **Le courant mA** (1-3 (fluoro) / 50-1000 (autres)).
- Temps d'exposition.
- Taille du point focal.

Qualité du faisceau, Quantité,
Efficacité, Exposition.

Plan

- **Les Rayons X.**
- **Génération des Rayons X.**
- **Interactions Rayons X – Tissus.**
- **Détection des Rayons X.**
- **Exemples de Systèmes de Rayons X.**

Interactions Rayons X - Tissus

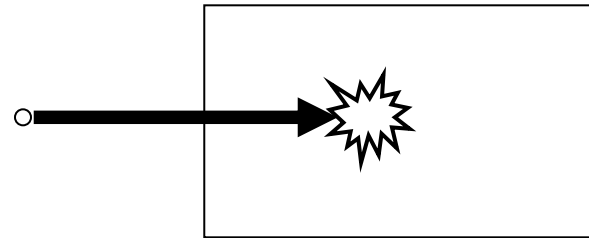
Interactions des Rayons X avec les (atomes des) tissus:

- Principes fondamentaux des interactions.
- Coefficients d'atténuation.
- Effets biologiques.

Interactions Rayons X - Tissus

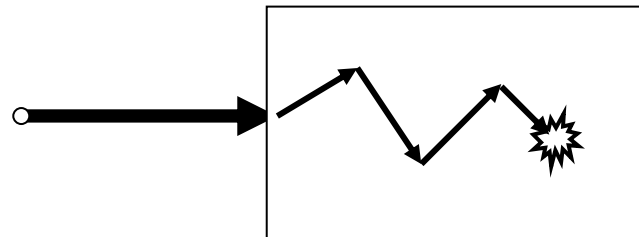
Interactions des radiations avec la matière

Absorption



Énergie transformée en chaleur.

Diffusion



Z = nombre atomique des atomes dans la matière.

E_r = Énergie du photon du rayon X.

Interactions Rayons X - Tissus

Interactions des rayons X avec la matière

Les photons sont détectés par leur interaction avec la matière, qui produisent des particules chargées.

énergie des rayons X
↓

- **Diffusion** élastique (Rayleigh).
- **Absorption** photoélectrique.
- **Diffusion** de Compton.
- **Absorption** par production de paire.

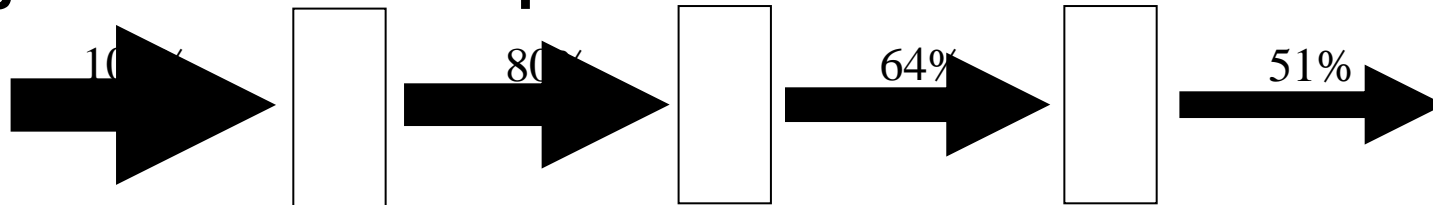
Toutes les interactions participent à l'**atténuation** du faisceau de photons des rayons X lors de son passage dans la matière.

Interactions Rayons X - Tissus

Interactions des rayons X avec la matière

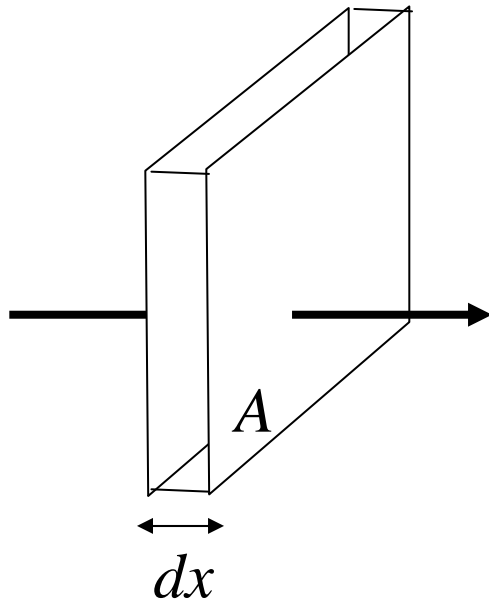
Principe d'Imagerie par Rayons X:

- Les rayons qui sortent du patient ont des caractéristiques d'absorption qui dépendent des organes et de leur épaisseur.



- Les photons diffusés se superposent.
- L'image est capturée sur un écran de phosphore par conversion en lumière visible.

Interactions Rayons X - Tissus



Coefficient d'atténuation

dA = unité d'aire.

dx = unité d'épaisseur.

N = Nombre de photons.

E = énergie du rayon X.

M = caractéristiques du milieu.

I = Intensité (Nombre de photons par unité de surface et de temps).

$-dI$ = perte de photons dans la matière sur une épaisseur dx

$$-dI = \mu(E, M) I dx$$

$\rightarrow I(x) = I_0 e^{-\mu x}$
 $\rightarrow \mu_m = \mu / \rho$

μ = coefficient linéaire d'atténuation.

= probabilité d'interaction sur une longueur dx .

[cm²/g].

Interactions Rayons X - Tissus

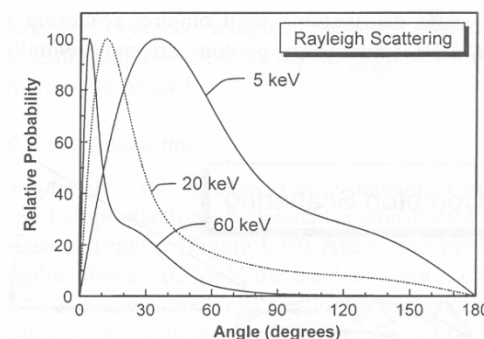
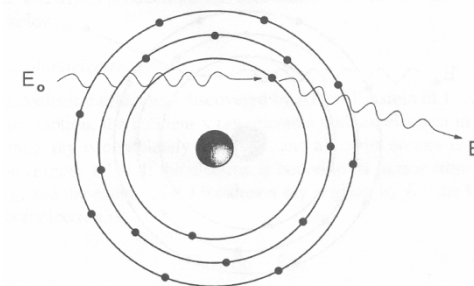
1. Diffusion élastique

Diffusion de Rayleigh ou diffusion cohérente

- Interaction d'un rayon X avec tous les électrons d'un atome, par radiation d'énergie.
- Les électrons renvoient un photon de la même énergie (**diffusion élastique**) mais dans une direction différente.
- Plus forte probabilité de grande déviation dans les niveaux d'énergie bas, insuffisants pour éjecter un électron hors de son orbite (effet **non ionisant**).

- **Probabilité:** Z^2 / E_r

A plus haute énergie, la probabilité de diffusion des photons des rayons X hors de leur chemin initial diminue.

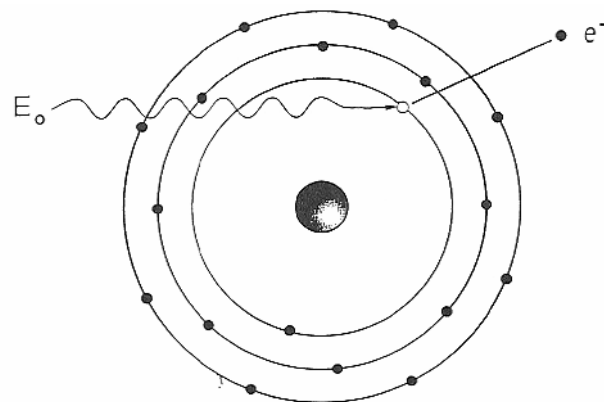


⇒ Effet peu significatif pour l'imagerie par rayons X

Interactions Rayons X - Tissus

2. Absorption Photoélectrique

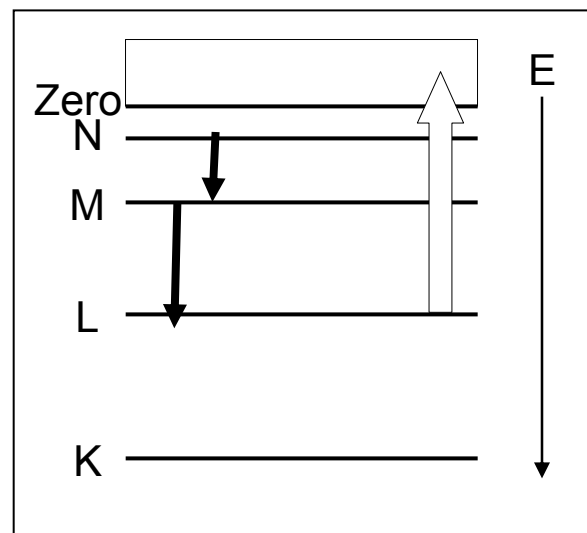
- Interaction du photon de rayon X avec un électron de l'atome.
- Le photon incident perd toute son énergie (**non élastique**). L'électron est éjecté hors de sa couche électronique (effet **ionisant**).
- Processus possible seulement au dessus des niveaux d'énergie de liaison:



$$E_r \geq E_{K.L.M}$$

- **Bénéfice**: la transmission des rayons X se fait sans émission additionnelle de photons non-primaires qui dégradent l'image.

Cascade d' e^- avec émission potentielle de rayons X



Interactions Rayons X - Tissus

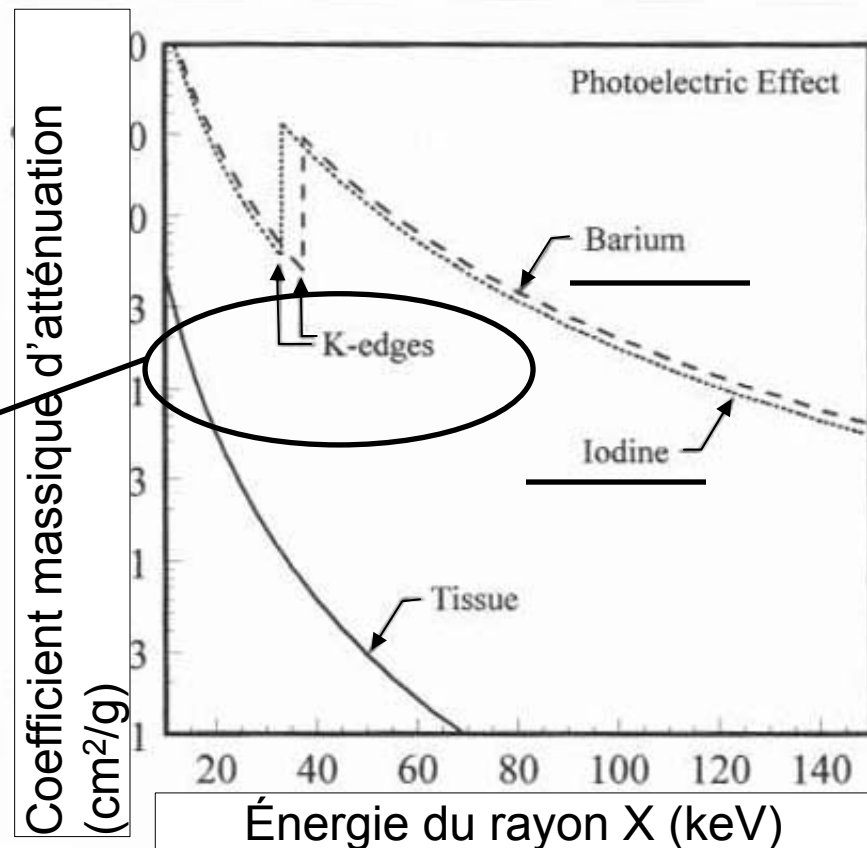
2. Absorption Photoélectrique (cont.)

- Probabilité: Z^3 / E_r^3
- Coefficient massique d'atténuation.
- Transitions aux niveaux des énergies de liaison.

Source de
Contraste!!

Effet prédominant pour:

- Rayons X de basse énergie qui interagissent avec des matériaux de haut Z:
- Rayons X de diagnostic avec écran de phosphore.
- Agents de contraste.
- Os.

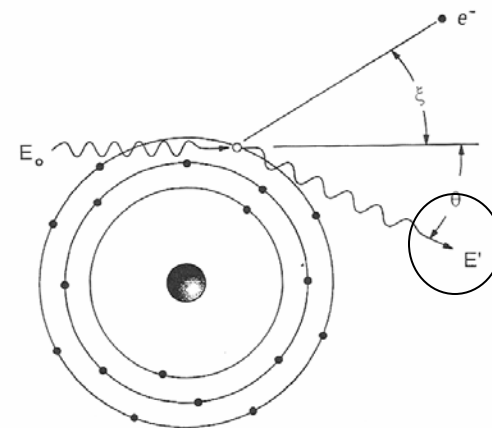


Tissus: $Z=7$ ($Z(\text{Ca})=20$, $Z(\text{O})=8$, $Z(\text{C})=6$, $Z(\text{H})=1$)
Iode: $Z=53$ (Agent de contraste)
Baryum: $Z=56$ (Agent de contraste)

Interactions Rayons X - Tissus

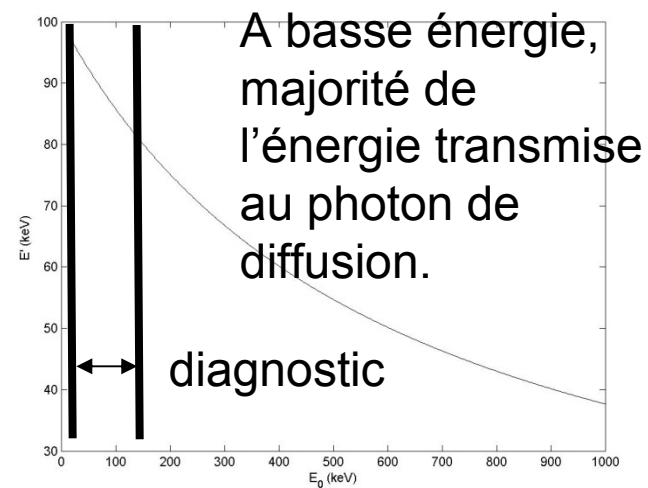
3. Diffusion de Compton

- Interaction du photon de rayon X avec un e^- (faible énergie de liaison) de l'atome.
- L' e^- est éjecté de l'atome (**ionisant**) et le photon est diffusé avec une diminution de son énergie (**non élastique**).
- Conservation du moment et de l'énergie entre e^- et photons.



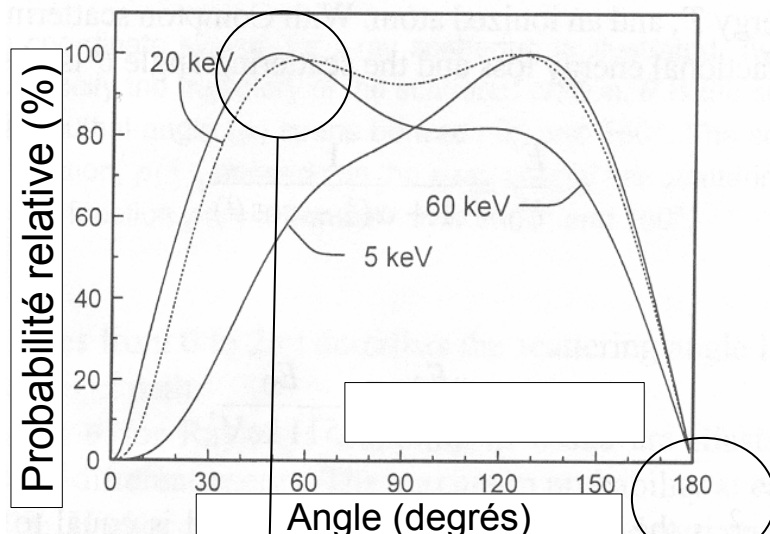
$$\frac{E'}{E_0} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad \alpha = \frac{E_0}{m_0 c^2} = \frac{E_0}{511 \text{ keV}}$$

- Énergie du photon diffusé limitée par les lois de conservations: 511keV pour $\theta=90^\circ$, 255keV pour $\theta=180^\circ$.



Interactions Rayons X - Tissus

3. Diffusion de Compton (cont.)



Contraste optimisé par:

- Peu d'énergie transmise au photon de diffusion.
- Diffusion du photon avec un angle large pour ne pas être détecté.

Pour diffusion à 180° , maximum d'énergie incidente transmise à l' e^-
⇒ plus de contraste mais faible probabilité.

A haute énergie: diffusion vers l'avant plus facilement détectée par le récepteur => moins de contraste.

Interactions Rayons X - Tissus

Diffusion de Compton (cont.)

- Probabilité: $\sigma = f(\rho_e / E_0)$

ρ_e = densité des e^- .
= nombre d' e^-/g * densité.

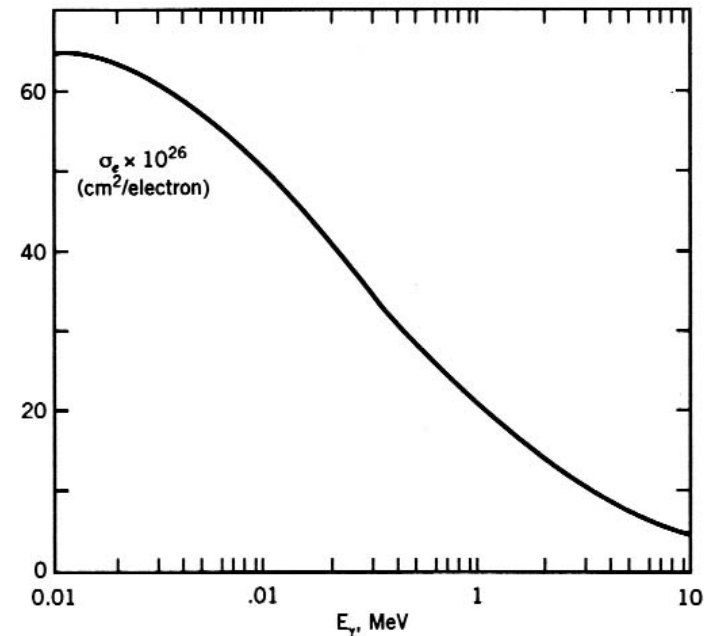
Nombre d' e^-/g ~ constant
dans les tissus (sauf H).

$$\sigma = f(\rho, E_0)$$

Coefficient volumique
d'atténuation ~indépendant de Z

densité double

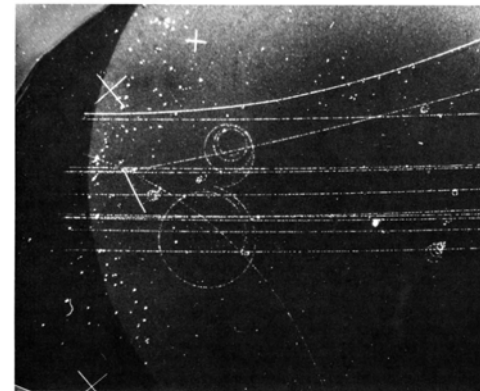
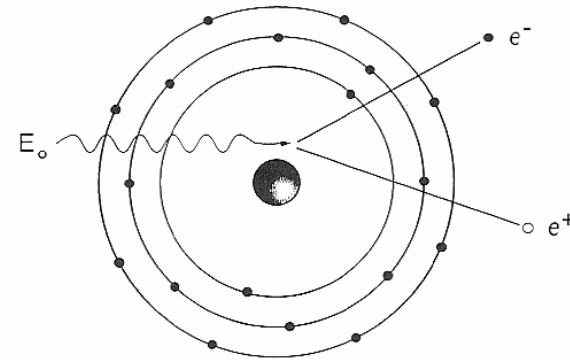
Probabilité deux fois plus forte dans les
matériaux hydrogèneux.



Interactions Rayons X - Tissus

4. Production de Paires

- Interaction du photon avec le champ électrique du noyau de l'atome.
- L'énergie du photon est transformée en une paire (e^- , e^+) (**non élastique et non ionisant**).
- Phénomène possible à partir d'une énergie de photon de rayon X égale à:
$$E_0 = 2m_e c^2 = 1.02 MeV$$
- L'énergie cinétique des particules émises est: $E = E_0 - 2m_e c^2$
- Probabilité: $\alpha(Z E_0)$



Phénomène négligeable pour l'imagerie par rayons X dans un domaine d'énergie: [50-200] keV. 4

Interactions Rayons X - Tissus

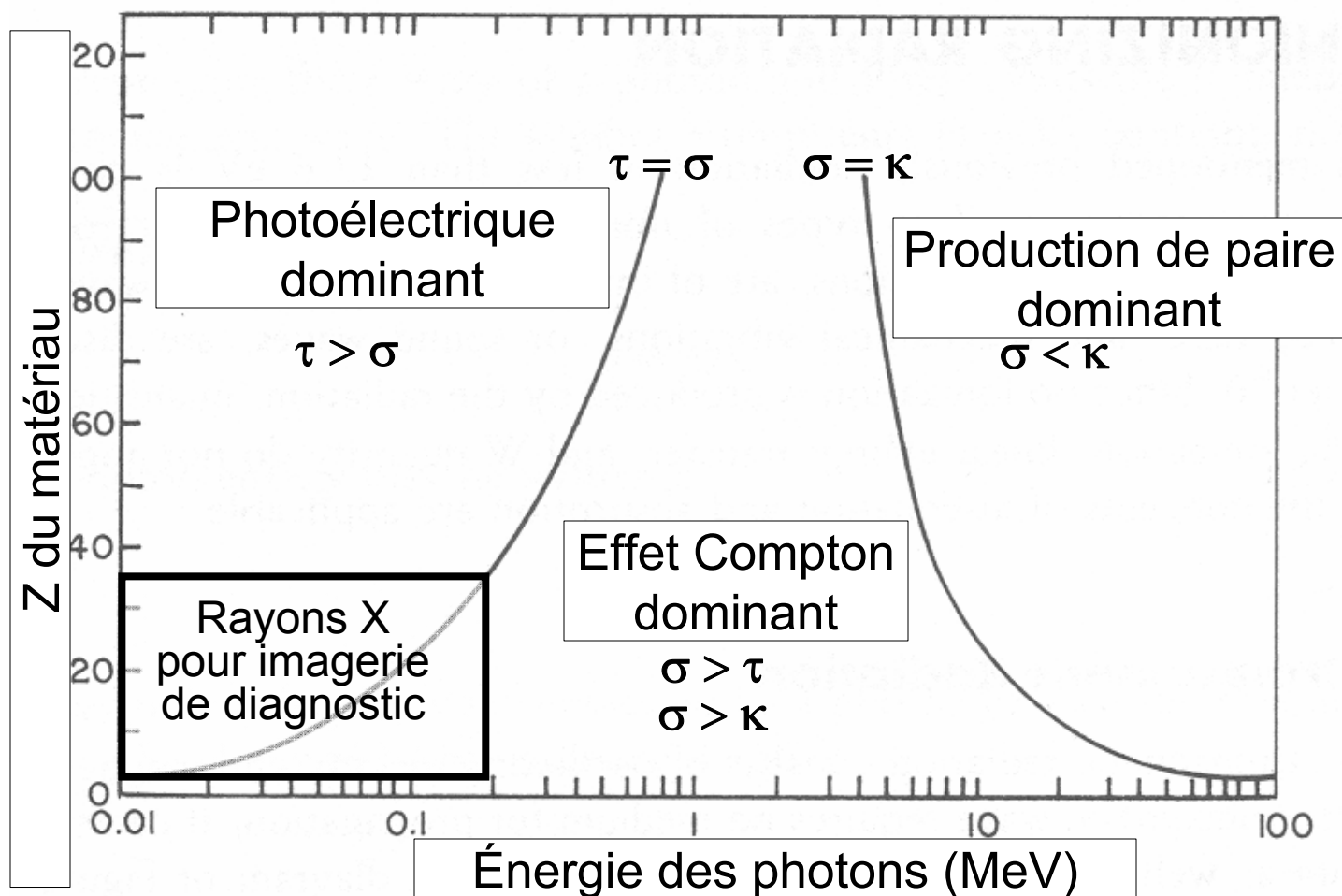
Résumé des interactions

Dépendance du coefficient linéaire d'atténuation				
Mode d'interaction	Énergie du photon ($E_0=h\nu$)	Nombre atomique Z	Densité des e^- (ρ_e)	Densité du matériau (ρ)
Photoélectrique	$(1/E_0)^3$	Z^3	-	ρ
Compton	$1/E_0$	-	ρ_e	ρ
Production de paire	E_0 ($>1.2\text{MeV}$)	Z	-	ρ

$$\rho_e = ZN_A / (Z + N)$$

$N_A = 6 \cdot 10^{23}$ (nombre d' Avogadro)
 Z = nombre de protons
 N = nombre de neutrons

Interactions Rayons X - Tissus



τ = probabilité d'absorption photoélectrique.

σ = probabilité de diffusion par effet Compton.

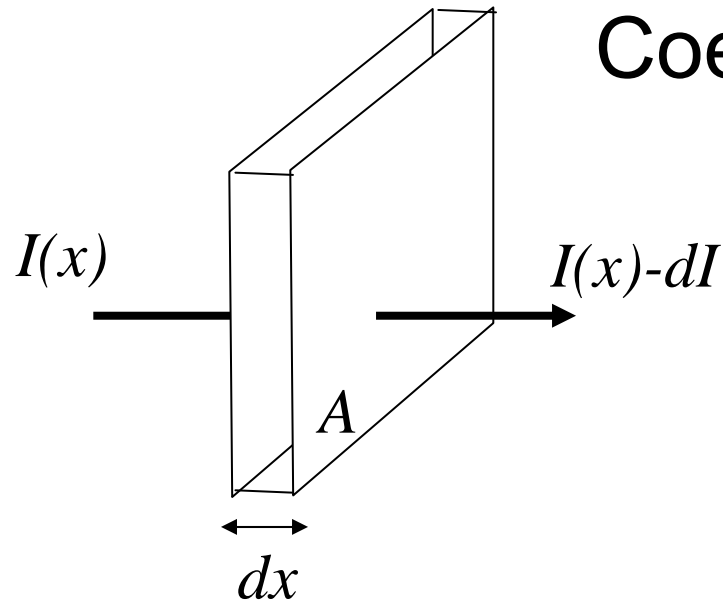
κ = probabilité de production de paire.

Interactions Rayons X - Tissus

Interactions des Rayons X avec les tissus:

- Principes fondamentaux des interactions.
- Coefficients d'atténuation.
- Effets biologiques.

Interactions Rayons X - Tissus



Coefficient d'atténuation

dA = unité d'aire.

dx = unité d'épaisseur.

N = Nombre de photons.

E = énergie du rayon X.

M = caractéristiques du milieu.

I = Intensité (Nombre de photons par unité de surface et de temps).

$-dI$ = perte de photons dans la matière sur une épaisseur dx

$$-dI = \mu(E, M) I dx$$

Two arrows point from the right side of the equation above to the following two equations:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$
$$\mu_m = \mu / \rho$$

Interactions Rayons X - Tissus

Coefficient d'atténuation

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

- Coefficient d'atténuation linéaire:

$$\mu = \omega + \tau + \sigma + \kappa$$

Diffusion élastique Absorption Photoélectrique Diffusion de Compton Création de paires

- En imagerie médicale seuls deux sont importants:

$$\mu = \tau + \sigma$$

Absorption Photoélectrique Diffusion de Compton

Interactions Rayons X - Tissus

Coefficient d'atténuation

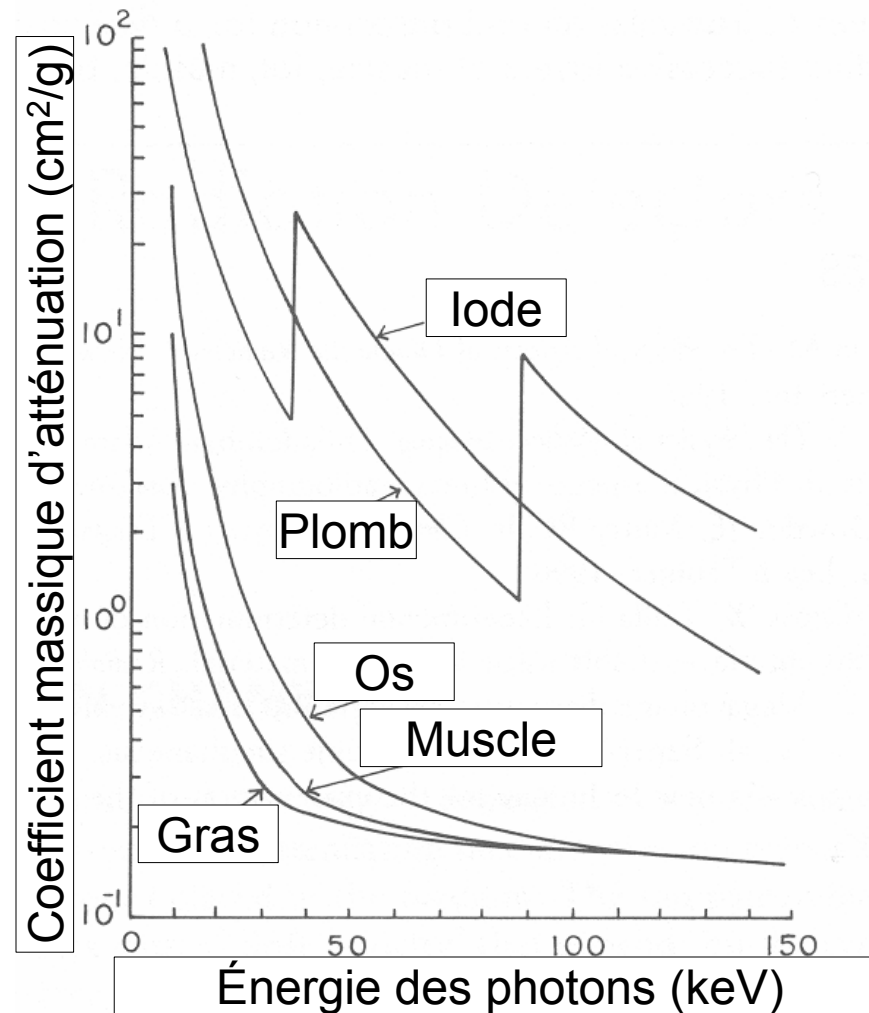
- Le coefficient linéaire d'atténuation décrit les propriétés d'un matériau de détection pour une certaine énergie de rayons X:
 - La valeur de ce coefficient dépend de la densité du matériau ρ (Exemple: la vapeur d'eau a un coefficient différent de l'eau liquide).
- Introduction d'un coefficient d'atténuation indépendant de la densité: Coefficient massique d'atténuation:

$$\mu^* = \mu/\rho \quad [\text{cm}^2/\text{g}]$$

$$I(x) = I_0 e^{-\mu^* \rho x}$$

Interactions Rayons X - Tissus

Coefficient massique d'atténuation



Interactions Rayons X - Tissus

Coefficient d'atténuation

Propriétés des
tissus du corps

Material	Effective Atomic No.	Density (g/cm ²)	Electron Density (Electrons/kg)
Air	7.6	1.29	3.01×10^{26}
Water	7.4	1.00	3.34×10^{26}
Soft tissue	7.4	1.00	3.36×10^{26}
Fat	5.9–6.3	0.91	$3.34\text{--}3.48 \times 10^{26}$
Bone	11.6–13.8	1.65–1.85	$3.00\text{--}3.19 \times 10^{26}$

Contraste des
tissus

Substance	$\mu(\text{cm}^{-1})$	Atomic number <Z>	Density (gm cc ⁻¹)
Air	0.0001	~7	0.0012
Water	0.1687	~7	1
Saline	0.1695	~7	1.0064
Muscle	0.18	~7	1.032
Blood	0.178	~7	1.036
Bone	0.48	~7	1.84
White matter	.1720	~7	1.0274
Grey matter	.1727	~7	1.0355

Interaction Rayons X- Tissus

Coefficient massique d'atténuation

Mass Energy Absorption Coefficient (μ_{en})_m (m²/kg)

Photon Energy (MeV)	Air	Water	Compact Bone	Muscle
0.01	0.466	0.489	1.90	0.496
0.02	0.0516	0.0523	0.251	0.0544
0.03	0.0147	0.0147	0.0743	0.0154
0.04	0.00640	0.00647	0.0305	0.00677
0.05	0.00384	0.00394	0.0158	0.00409
0.06	0.00292	0.00304	0.00979	0.00312
0.08	0.00236	0.00253	0.00520	0.00255
0.10	0.00231	0.00252	0.00386	0.00252
0.20	0.00268	0.00300	0.00302	0.00297
0.30	0.00288	0.00320	0.00311	0.00317
0.40	0.00296	0.00329	0.00316	0.00325
0.50	0.00297	0.00330	0.00316	0.00327
0.60	0.00296	0.00329	0.00315	0.00326
0.80	0.00289	0.00321	0.00306	0.00318
1.0	0.00280	0.00311	0.00297	0.00308
2.0	0.00234	0.00260	0.00248	0.00257
3.0	0.00205	0.00227	0.00219	0.00225
4.0	0.00186	0.00205	0.00199	0.00203
5.0	0.00173	0.00190	0.00186	0.00188
6.0	0.00163	0.00180	0.00178	0.00178
8.0	0.00150	0.00165	0.00165	0.00163
10.0	0.00144	0.00155	0.00159	0.00154

diagnostic

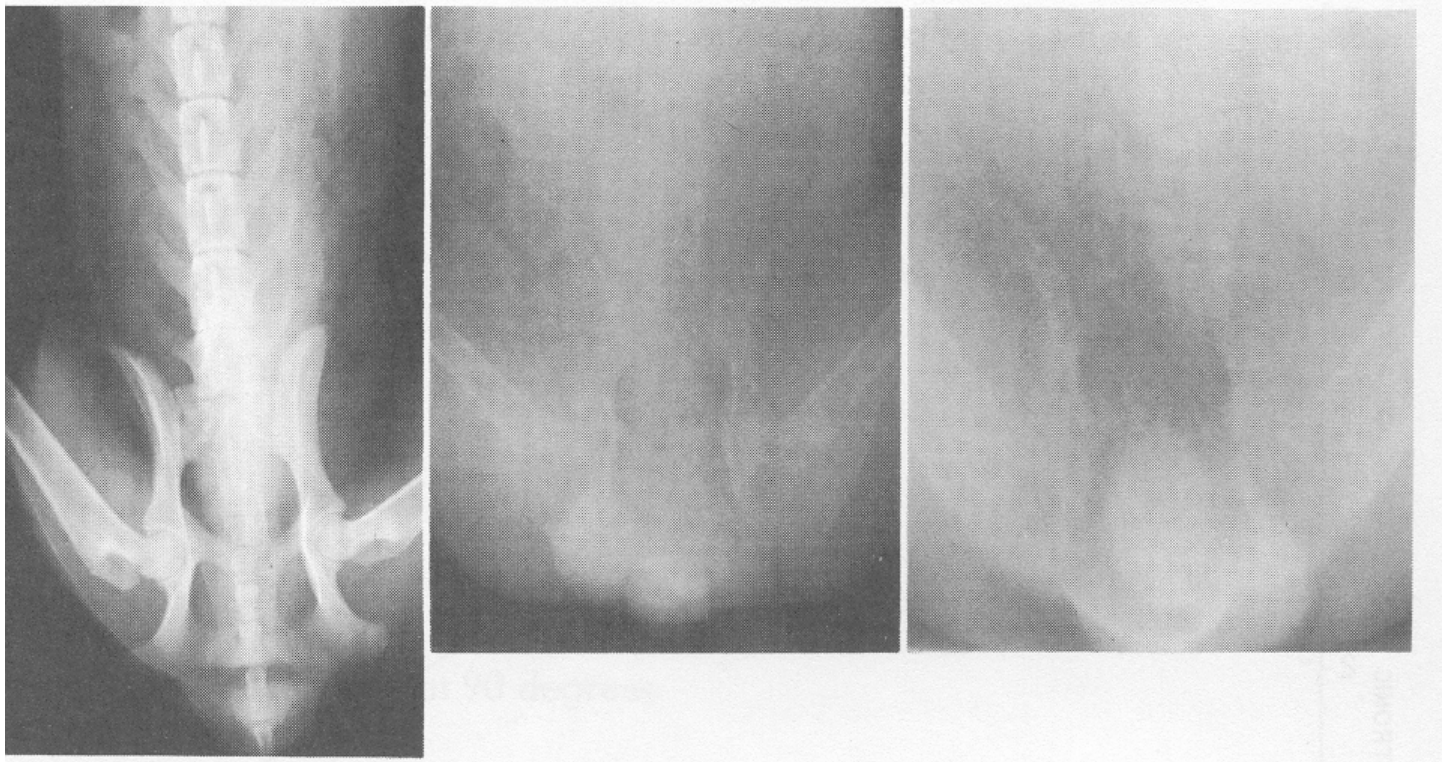
Perte de contraste

*From National Bureau of Standards Handbook 85 Washington, DC, US Government Printing Office, 1964.

Comment les images par rayons X changent en changeant l'énergie ?

Interactions Rayons X- Tissus

Coefficient massique d'atténuation
définit le contraste



20 keV

200 keV

2 MeV

Interactions Rayons X- Tissus

Coefficient massique d'atténuation

Sources de contraste

- Les différences de coefficient d'atténuation en fonction de la masse et la densité des tissus génèrent le contraste.
- Le coefficient d'absorption de masse est plus haut dans les **os** pour la plage d'énergie des rayons X de diagnostic (10-200 KeV) car la carbone a un plus fort Z que les tissus mous (probabilité $\sim Z^3$) et une plus grande densité.
- Le contraste des rayons X est manipulé par l'énergie des rayons X et l'utilisation d'agents de contraste (Z élevé).

Interactions Rayons X- Tissus

Coefficient massique d'atténuation

Contraste dans les images par rayons X

- Contraste important entre les os et les muscles.
- Peu de contraste entre les muscles et les tissus mous.
- Grande différence entre l'air et les tissus mous (différence de densité).

Interactions Rayons X - Tissus

Interactions des Rayons X avec les tissus:

- Principes fondamentaux des interactions.
- Coefficients d'atténuation.
- Dosimétrie.

Interactions Rayons X- Tissus

Dosimétrie

- Dose absorbée (D) est définie comme l'énergie ΔE déposée par radiations ionisantes par unité de masse du **matériau** Δm .

Unité: - Gray (Gy) avec $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J / Kg}$. $D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$
- Radiation absorbed dose (rad) avec $1 \text{ rad} = 0.01 \text{ J / Kg}$

- L'exposition (X) est définie comme la quantité de charges ΔQ produites par radiations ionisantes par unité de masse d'**air** Δm .

Unité: - Roentgen (R) avec $1 \text{ R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C / Kg}$. (SI) $X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$

- Champ de radiation exprimé en taux d'exposition (R/hr, mR/min).

Interactions Rayons X- Tissus

Dosimétrie (cont.)

- L'intensité de sortie d'une machine de rayons X est mesurée en exposition par unité de courant fois le temps d'exposition et en précisant les conditions d'utilisation (exemple: 5mR/mA.s à 70kVp pour une distance source image de 100cm, avec filtre de faisceau équivalent à 2mm d'aluminium).
- L'exposition est mesurée par des détecteurs de radiation de l'air.
- Les nombres atomiques de l'air et des tissus mous sont similaires.
 - => Exposition dans l'air est proportionnelle à la dose absorbée dans les tissus mous pour les énergies de rayons X utilisées en radiologie.
- Facteur de conversion rad-Roetgen connu:
 - ~ 1 pour les tissus mous en radiologie.
 - ~ 4 pour les os <100 keV.

Interactions Rayons X- Tissus

Dosimétrie (cont.)

- Facteur de pondération des radiations: prendre en compte les différences des effets biologiques des différentes radiations. Table de facteurs établie par l'International Commission on Radiological Protection (ICRP) en 1990.

⇒ Dose équivalente: Dose multipliée par le facteur de pondération. Ce facteur est 1 pour les applications d'imagerie.

Unité: - le Sievert (Sv).
- le rem avec $1 \text{ rem} = 10 \text{ mSv}$.

- Facteur de pondération des tissus: prendre en compte les différences de sensibilité aux radiations des différents tissus. Ces facteurs furent établis par l'ICRP (via des études statistiques sur populations de patients).

⇒ Dose effective: Somme des doses équivalentes multipliées par les facteurs de pondération des tissus/organes.

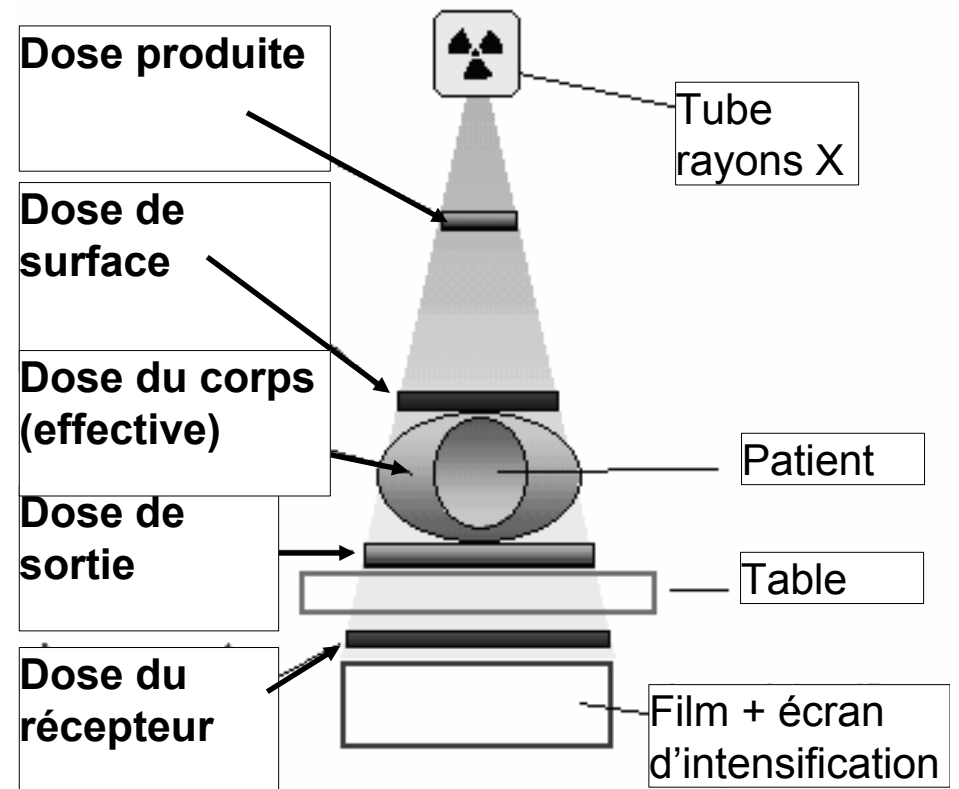
Unité traditionnelle de la dose effective: le rem.

Interactions Rayons X- Tissus

Doses des rayons X

- Dose d'exposition : dose à laquelle est soumise une partie ou la totalité d'une personne. Quantité d'énergie atteignant la zone intéressante, dans le faisceau primaire (champ d'entrée) ou dans le rayonnement secondaire (gonades). Mesurée en Roentgen.

- Dose intégrale d'exposition : somme des doses reçues par le sujet. Enregistrée par un dosimètre placé sur le collimateur. Mesurée en $\text{mSv} \times \text{cm}^2$.



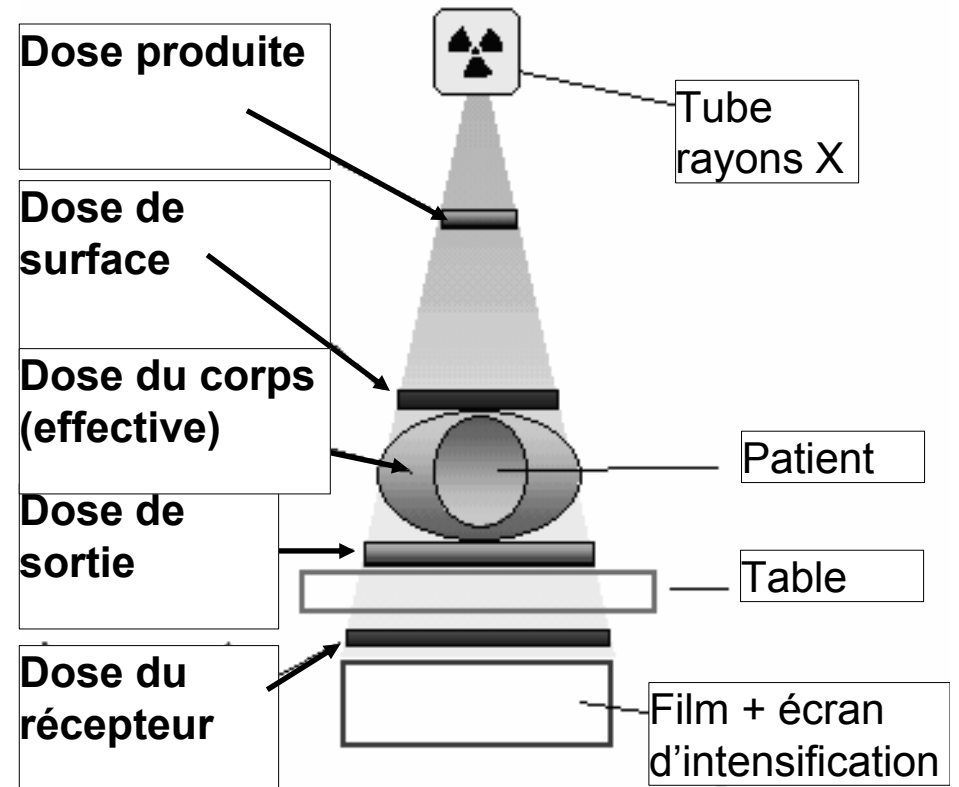
Interactions Rayons X- Tissus

Doses des rayons X (cont.)

- Dose absorbée: dose réellement absorbée par chacun des organes. Calculée avec les tables de correspondance avec la dose d'exposition sur un organe donné (ovaire, foie ou moelle osseuse) en tenant compte des paramètres:

- (1) type de radiographie (région, nombre de films).
- (2) type de patient (épaisseur, position, composition).
- (3) paramètres d'examen (KV, mAs, temps, filtration).

- Dose absorbée intégrale: Somme des doses reçues par chaque unité du volume de l'organe.



Interactions Rayons X- Tissus

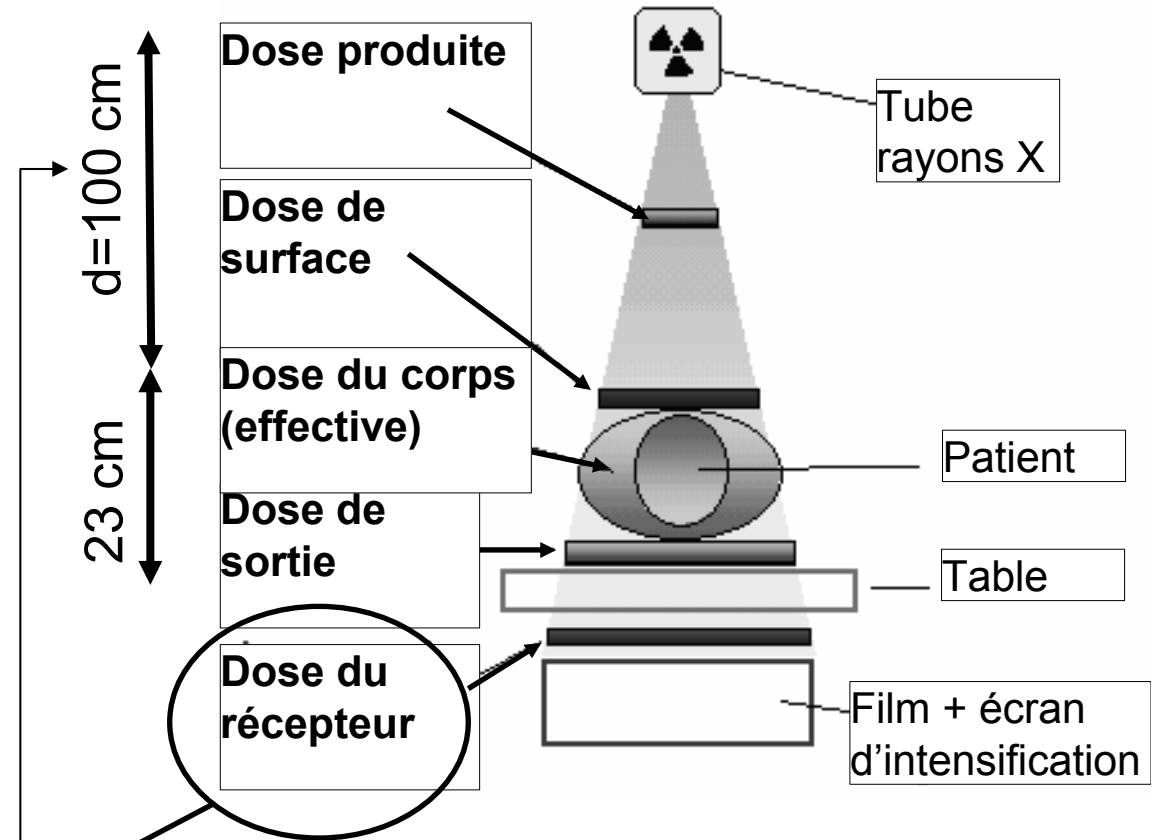
Paramètres d'examen

- Paramètres: mA, kVp, temps d'exposition, distance anode/patient.
- Le **kVp** contrôle la **qualité du faisceau**, i.e. sa puissance de pénétration.
 - kVp bas \Rightarrow meilleur contraste sur le patient
 - kVp bas \Rightarrow pénétration mauvaise \rightarrow augmenter le **mAs**
- Valeurs du **kVp** ajustée de façon **empirique** au fil des années pour chaque type d'examen (bras, rein, urètre, vessie, colonne vertébrale cervicale, pied, hanches):
 - Utilisation de tableaux de valeurs kVp par le technicien.
 - Valeurs du tableau ajustées pour prendre en compte la taille du patient.
- **Temps d'exposition** ajusté automatiquement par contrôle de l'exposition (avec temps maximal limité).

Interactions Rayons X- Tissus

Paramètres d'examen

kVp	Dose Effective (mR)
50	1656
60	841
70	546
80	391
90	304
100	251
110	215
120	188
130	168
140	153



pour une dose du récepteur de 0.6mR (produisant un DO de 1 sur un film de vitesse 400).

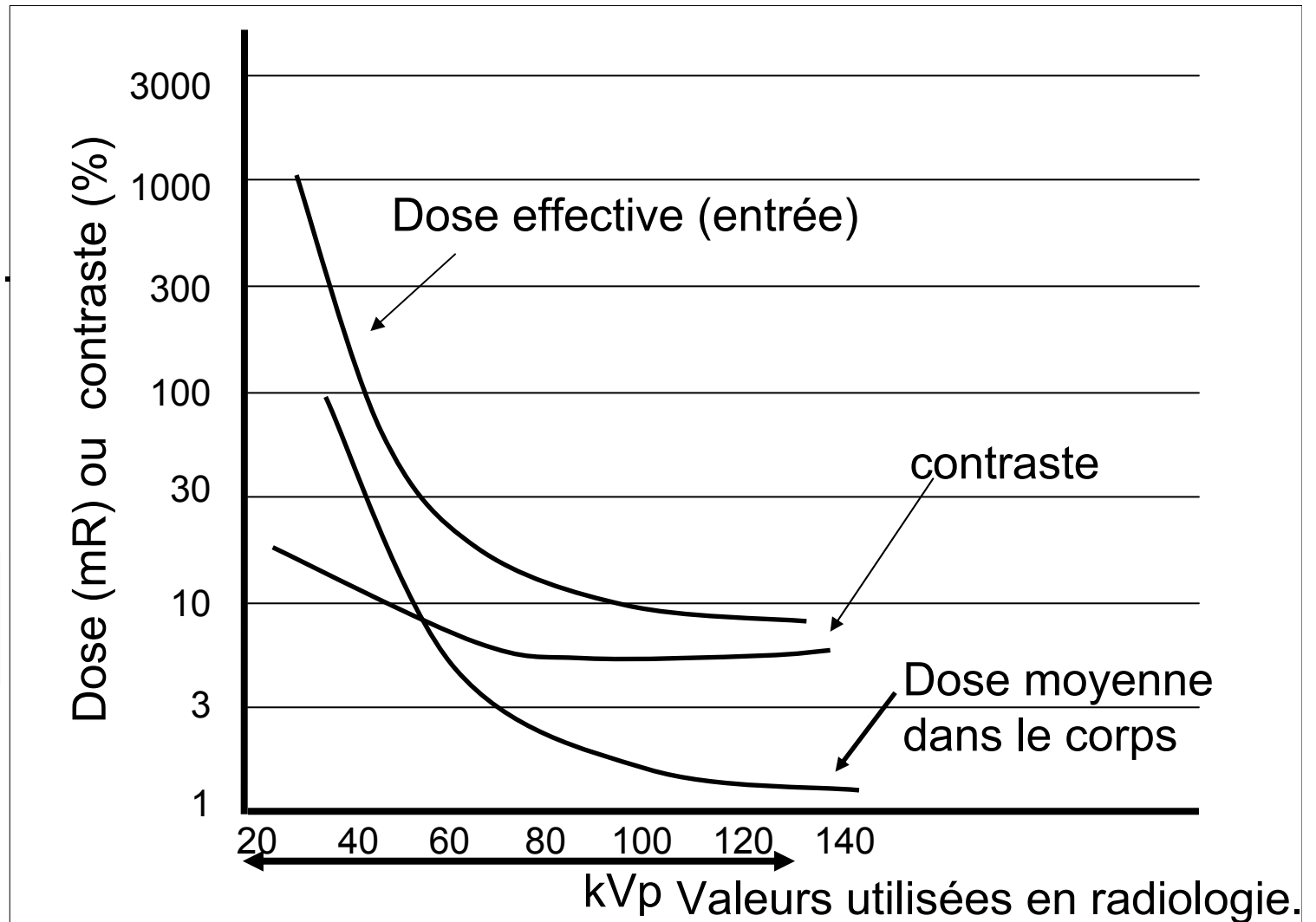
Diminution de la dose en $(1/d^2)$

Interactions Rayons X- Tissus

Paramètres d'examen: Dose (cont.)

- Modèle de patient de 23cm.
- Contraste mesuré sur un os.

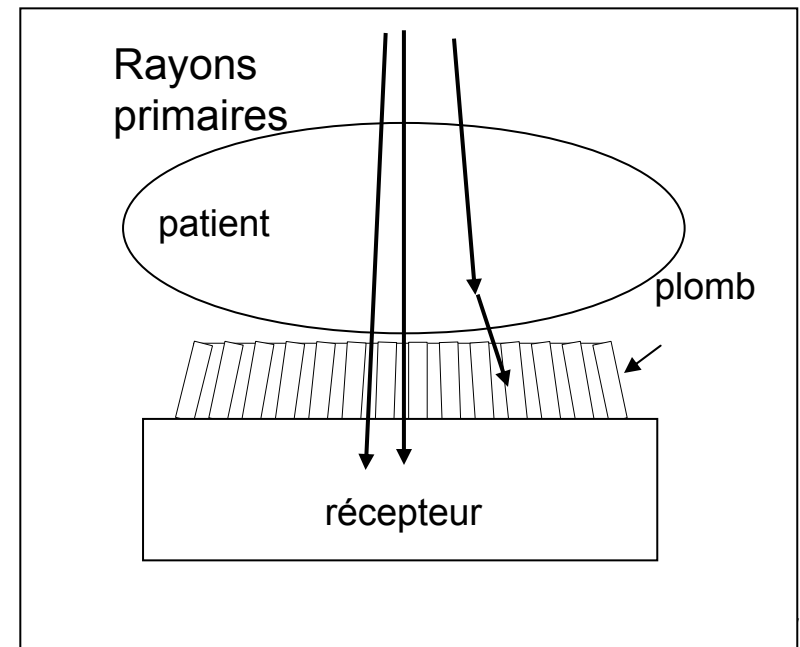
**Compromis
Dose / contraste**



Interactions Rayons X- Tissus

Collimation

- Radiologie classique: $20 < kVp < 120 \Rightarrow$ **diffusion** de Compton prédominante.
 - Ratio de photons diffusés sur photons primaires (D/P) dépend de l'épaisseur du patient, la taille de l'image, l'énergie de rayons X.
 - Exemple: pour un examen de l'abdomen: ROI=35cm*35cm, épaisseur = 20cm, D/P>3 !!!
 - Pour patients en surpoids, D/P>6 !
- Solution = COLLIMATION.**
- grille de plomb
 - Mouvement pendant acquisition pour éliminer son ombre.
 - Efficacité dépend du ratio H/L des espaces.
 - Augmentation de kVp nécessaire mesurée par le facteur de Bucky ($6 < r < 12$)



Interactions Rayons X - Tissus

Interactions des Rayons X avec les tissus:

- Principes fondamentaux des interactions.
- Coefficients d'atténuation.
- Dosimétrie.
- Effets biologiques.

Interactions Rayons X- Tissus

Effets biologiques

Les rayons X sont
dangereux !

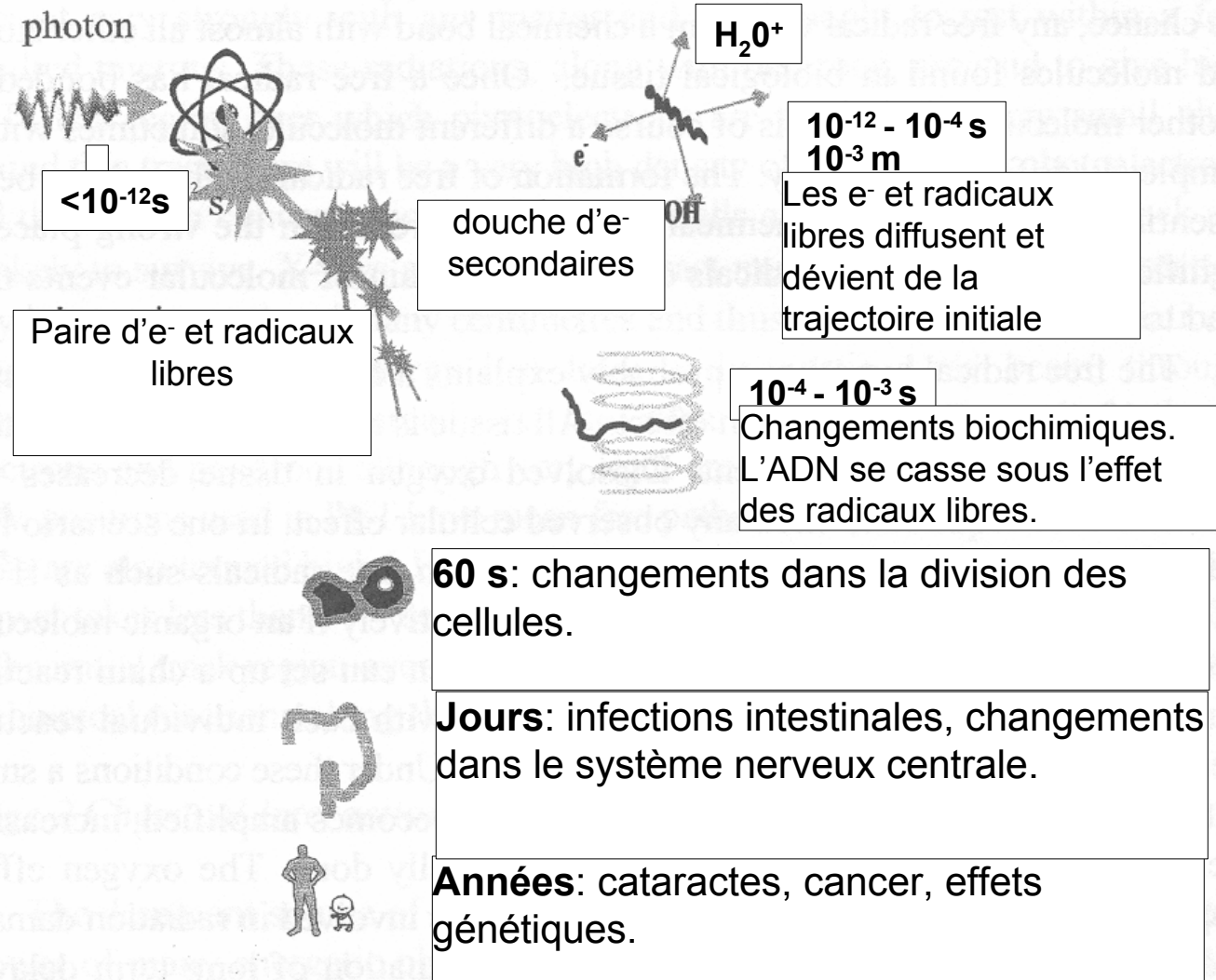


Mihran Kassabian (1870-1910) a méticuleusement noté et photographié ses mains au cours de leur nécrose progressive et des amputations partielles successives.

Interactions Rayons X- Tissus

Effets néfastes des radiations

- Les radicaux libres:
- Molécules avec un ou plusieurs électrons sans paire.
 - Très réactives.
 - de courte vie.



Interactions Rayons X- Tissus

Effets biologiques: Irradiation

Sources d'irradiation naturelle:

- Irradiation cosmique: $\sim 0,35$ mSv / an au niveau du sol.
- Irradiation terrestre des éléments naturellement radioactifs (uranium, radium, ...): $\sim 0,4$ mSv / an.
- Irradiation interne, d'origine alimentaire ou respiratoire (ex. C14 créés par le rayonnement cosmique sur azote ou Argon de l'air): $\sim 0,2$ mSv.

Irradiation naturelle vs. Irradiation médicale

- Dose naturelle totale en France = $\sim [1,2 - 2]$ mSv / an (0,003/ jour). (La dose totale peut être 5 à 10 fois plus importante en certains endroits en France).
- Irradiation d'un examen médical: la dose aux ovaires lors d'un examen pulmonaire vaut 0,03 mSv.

\Rightarrow 10 jours d'irradiation naturelle.

Interactions Rayons X- Tissus

Effets biologiques: Doses d'irradiations

Source of Radiation	Dose
<i>Average Annual Dose</i>	
Natural radioactivity in air	0.80 mSv / year
Natural radioactivity in buildings and ground ,	0.40 mSv/year
Cosmic rays	0.30 mSv /year
Food and Drink	0.37 mSv/year
Nuclear Testing	0.01 mSv/year
Nuclear power	0.002mSv/year
Medical sources	0.25 mSv/year
Total from all sources	2.14 mSv/year
Legal Dose Limits for Radiation Workers	
Whole body	50 mSv/year
Foetus	1 mSv

Moyenne en France = 0,5 à 1 mSv / an.

Plan

- **Les Rayons X.**
- **Génération des Rayons X.**
- **Interactions Rayons X – Tissus.**
- **Détection des Rayons X.**
- **Exemples de Systèmes de Rayons X.**

Détection des Rayons X

Magnification des objets

TO = Taille de l'objet.

TI = Taille sur l'image.

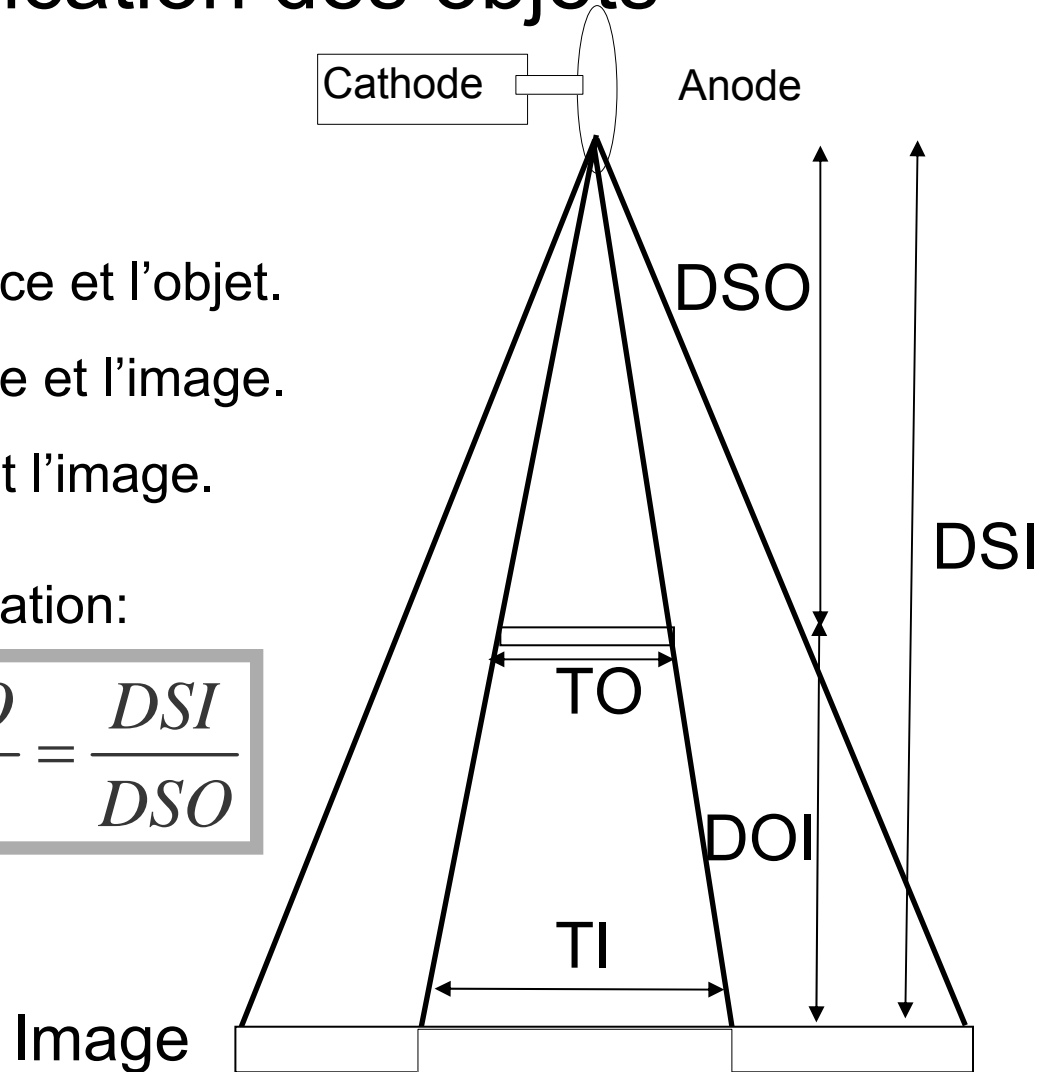
DSO = distance entre la source et l'objet.

DSI = distance entre la source et l'image.

DOI = distance entre l'objet et l'image.

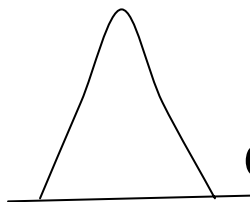
Coefficient de magnification:

$$M = \frac{TI}{TO} = \frac{DOI + DSO}{DSO} = \frac{DSI}{DSO}$$



Détection des Rayons X

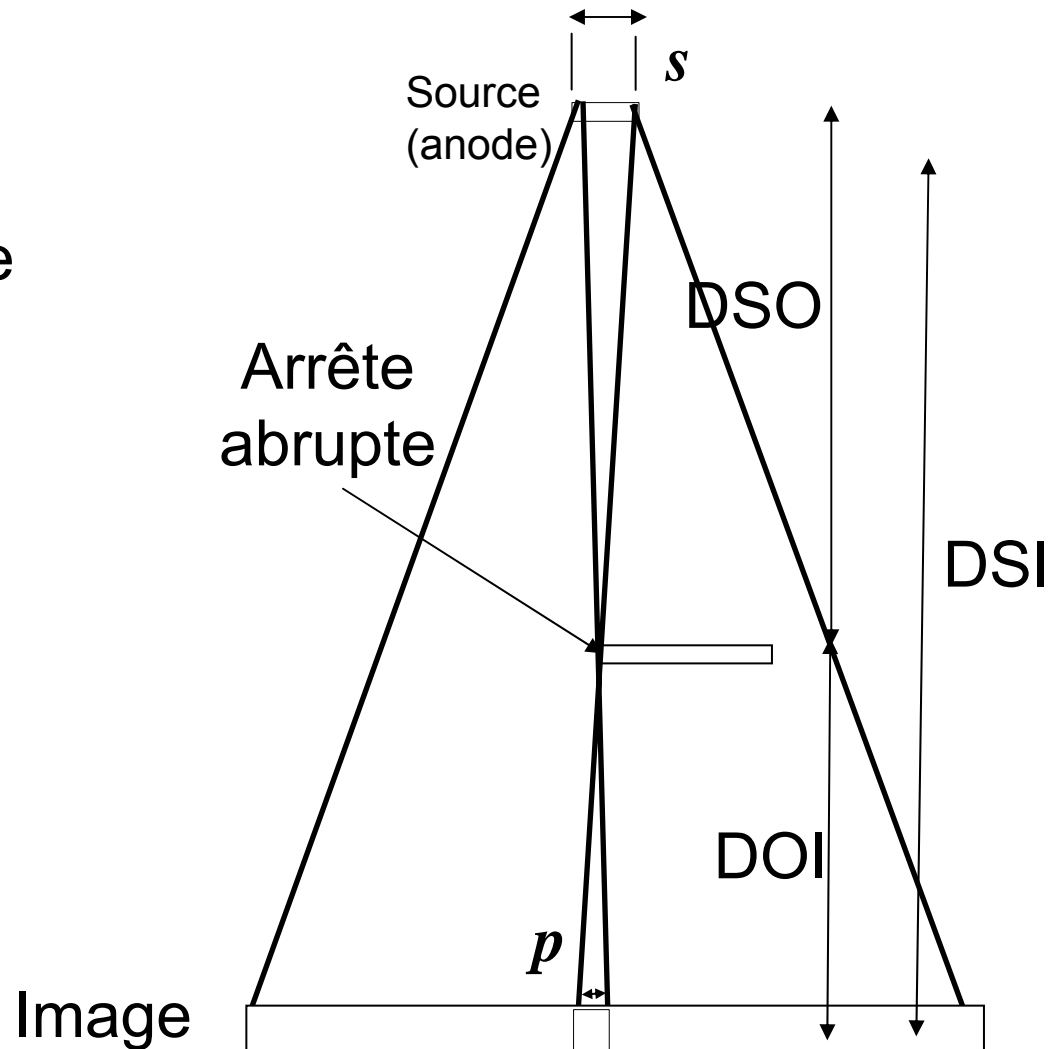
Flou des arêtes et des structures fines



Distribution
de la source

$$p = s \frac{DOI}{DSO}$$

Diffusion
de l'arrête 

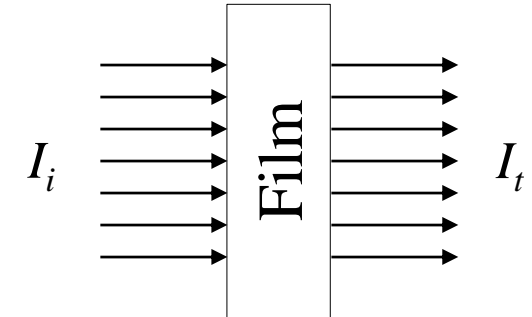


Détection des Rayons X

Film radiographique

Composition

- Émulsion sensible aux rayons X: Cristaux de bromure d'argent (AgBr) dans une matrice de gélatine.
- Support (transparent à la lumière).
- Couche protectrice (rigidifiante).



Exposition

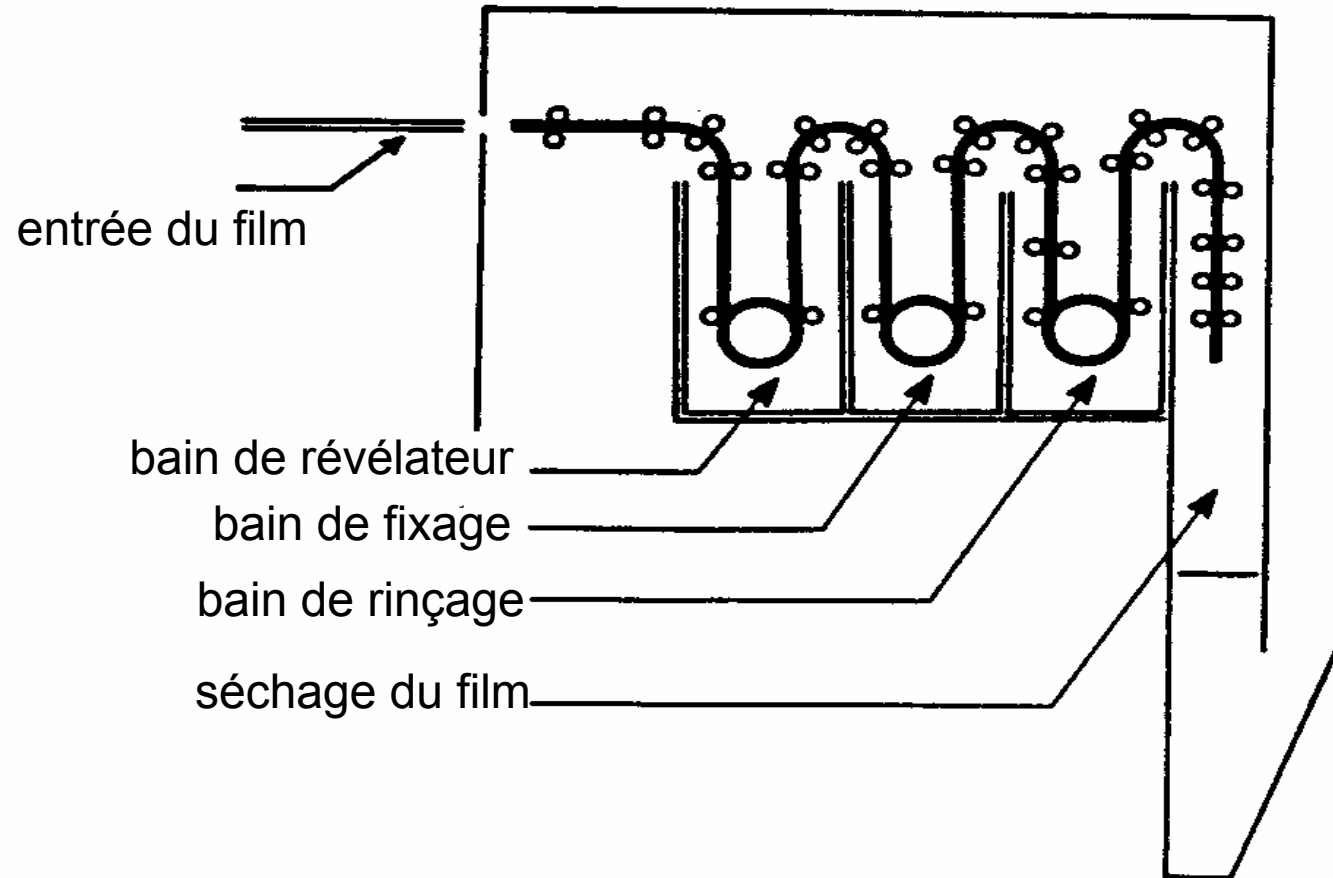
- Les photons interagissent par effet photoélectrique avec les Ag^+ en libérant un e^- => formation d'atomes Ag.
- Image latente créée par des groupements localisés d'atomes Ag.

Développement

- Dans le révélateur, les atomes d'Ag catalysent la réduction des Ag^+ restant dans les cristaux.
- Chaque Ag noircit le film (affecte la densité optique).
- Phénomène d'amplification et d'impression.
- Dans le fixateur, le mécanisme du révélateur est arrêté.

Détection des Rayons X

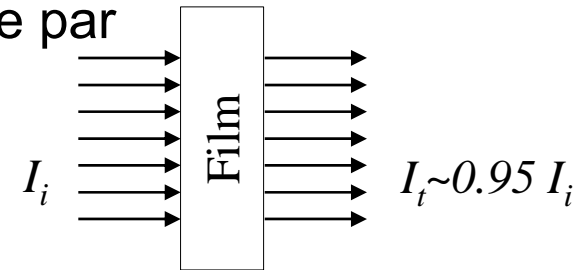
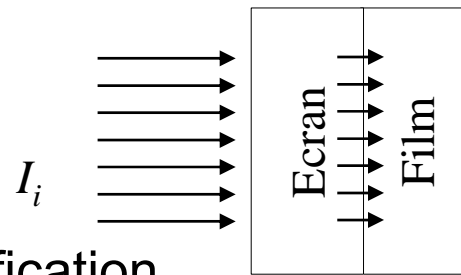
Film radiographique



Détection des Rayons X

Écran d'intensification

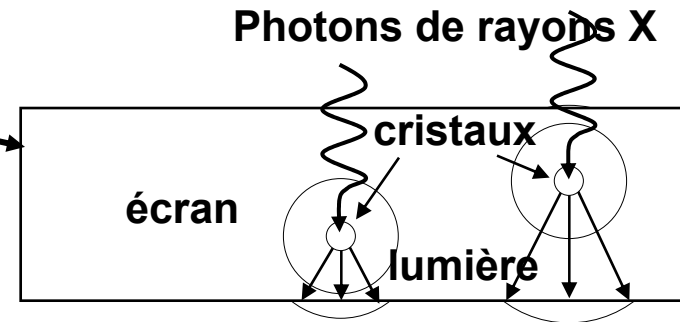
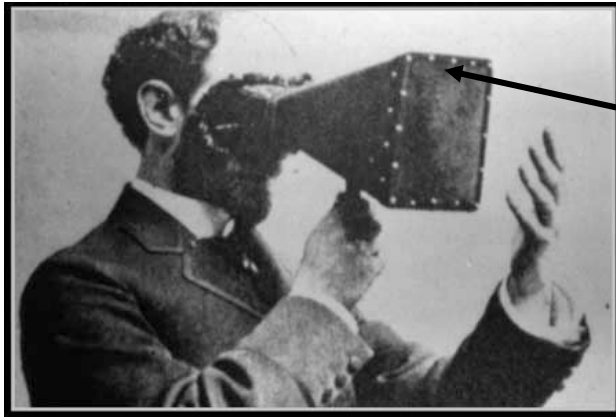
- Le film radiographique est peu sensible aux rayons X.
 - Seulement [2-6]% de l'énergie incidente est absorbée par l'émulsion.
- => Exposition directe du film très inefficace.



- Utilisation d'écrans d'intensification.
 - Fabriqué en matériaux de scintillation: le **phosphore**.
 - Interaction des rayons X dans le phosphore génère de la lumière visible ou UV.
 - Cette lumière forme l'impression de l'image sur le film radiographique.
- => l'écran est un convertisseur radiologique des rayons X en lumière.

Détection des Rayons X

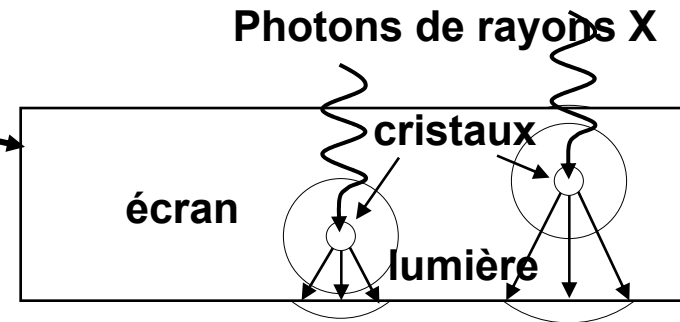
Écran d'intensification



- Matériaux lourds: titanate de baryum, sulphide de zinc,...
- Ces matériaux lourds absorbent les rayons X en émettant un photoélectron. Ils retournent en état d'équilibre en émettant un spectre visible complexe de basse énergie.
 - Si le temps de relaxation est $< 10^{-8}$ s, le matériau est fluorescent.
 - Si le temps de relaxation est retardé, le matériau est phosphorescent (Écran de télévision et d'ordinateur).

Détection des Rayons X

Écran d'intensification



- Efficacité de détection

Fraction des photons incidents détectés par l'écran:

- 30%-60%
- Augmente avec l'épaisseur de l'écran ... qui augmente la diffusion isotropique de la lumière émise!

- Efficacité de conversion

Fraction de l'énergie absorbée par l'écran qui est convertie en lumière:

- Calcium Tungstate (CaWO_2): 5%
- Éléments de phosphore de terre: LaOBr , $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$: 12-18%.

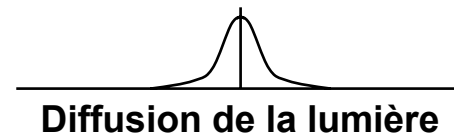
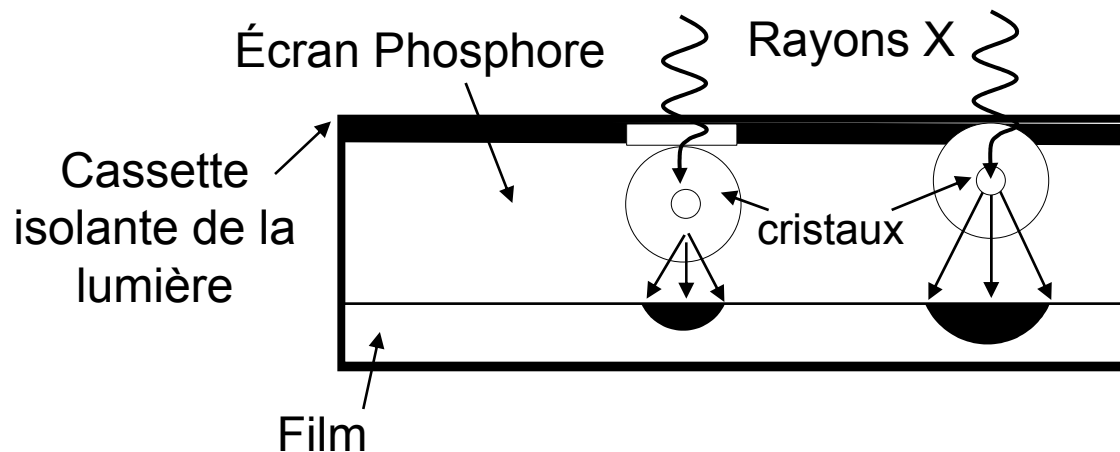
Détection des Rayons X

Écran d'intensification

- La majorité des rayons X est absorbée près de la surface de l'écran.
- La lumière émise se diffuse en parcourant l'épaisseur de l'écran.
- La lumière produite par l'écran est linéairement dépendante de l'intensité des rayons X incidents.
- Les écrans les plus épais:

...augmentent la sensibilité de l'écran:
i.e. la quantité de lumière émise (plus de volume de contact) mais ...

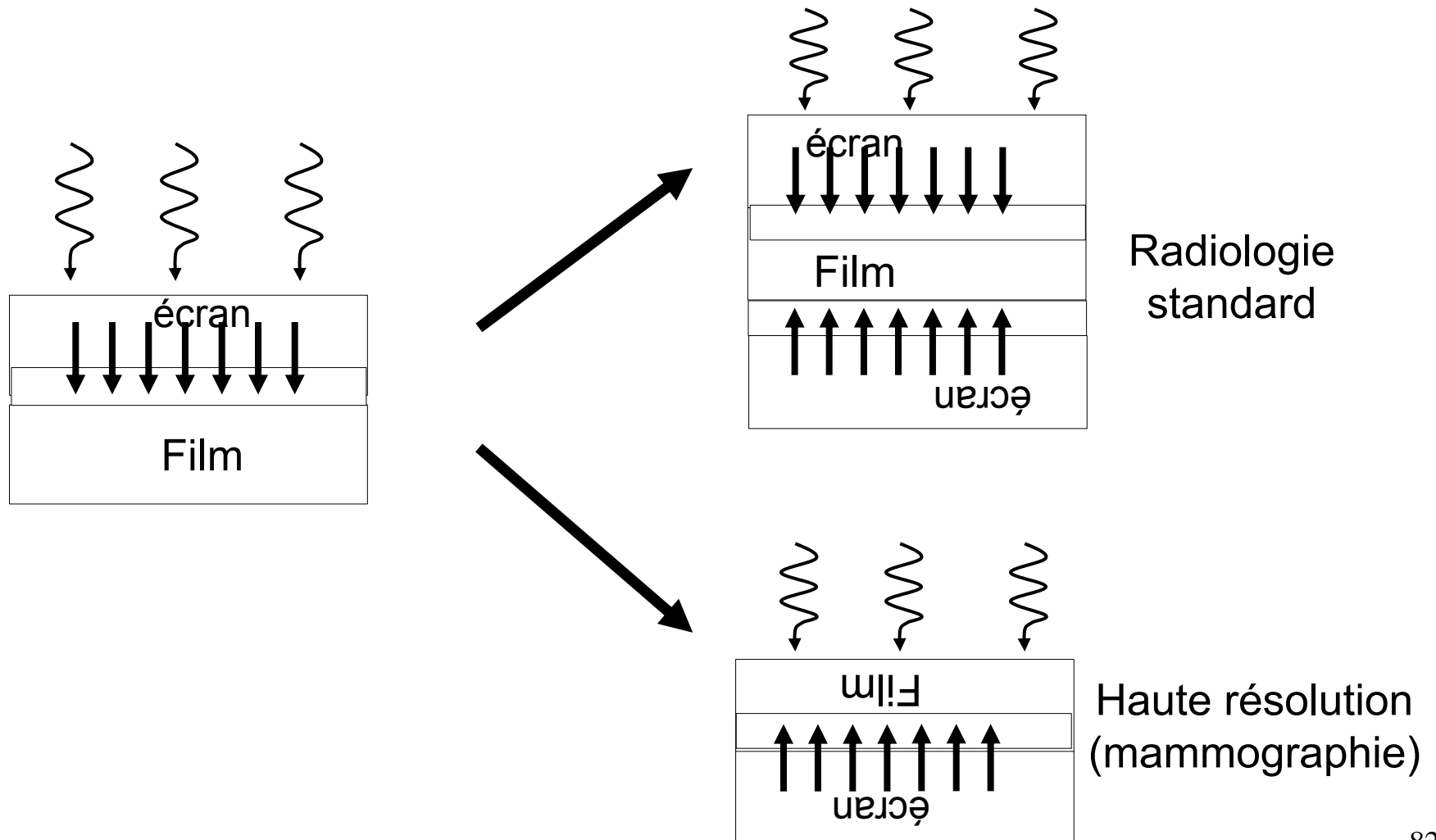
...diminuent la résolution en augmentant la diffusion de la lumière.



⇒ Pour l'écran, compromis à faire entre sensibilité et résolution

Détection des Rayons X

Écran d'intensification



Détection des Rayons X

Densité optique

- Enregistrement négatif: les objets les plus exposés aux rayons X sont les plus foncés (opaques).
- Le degré d'opacification du film est quantifié par la densité optique (DO) qui est mesurée par un densitomètre.
- Niveau de référence: intensité I_0 transmise par le film non exposé.
- DO mesurée avec l'intensité I transmise par le film après exposition:

$$DO = \log\left(\frac{I_0}{I}\right)$$

- $DO > 3$: Noir (difficile à mesurer).
- $DO < 0.2$: Transparent (teinture de la base de polyester+brouillard uniforme).
- Plage de valeurs utilisées en radiologie standard: $DO = [0.5 \ 2.5]$.

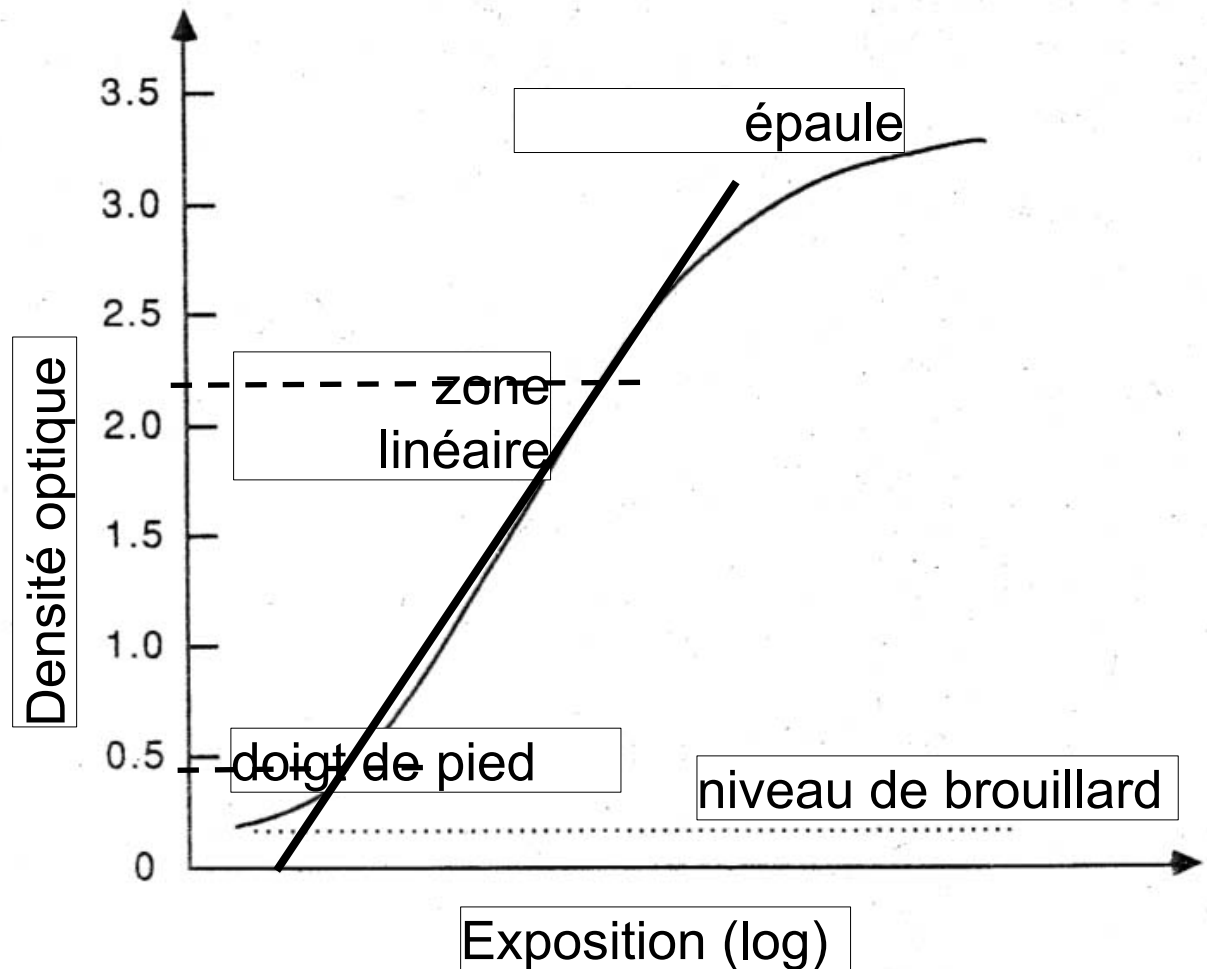
Détection des Rayons X

Densité optique

Courbe de Hurter et Driffield (H&D) de la DO en fonction de l'exposition aux rayons X [R] en échelle logarithmique.

- Contraste du film radiographique défini par la pente de la zone linéaire entre 2 niveaux de DO de référence.

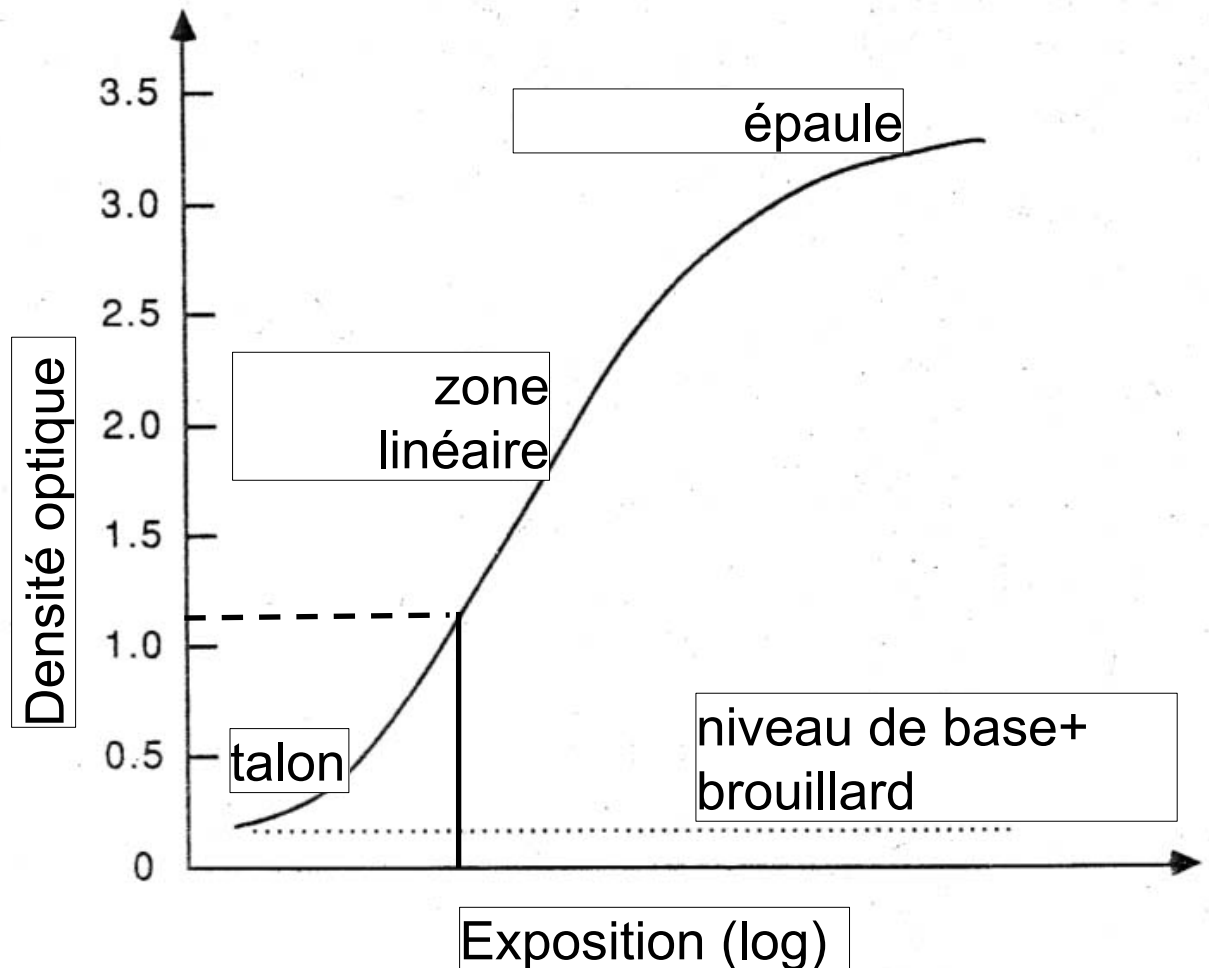
- Valeur moyenne entre [2.5 3.5].



Détection des Rayons X

Densité optique

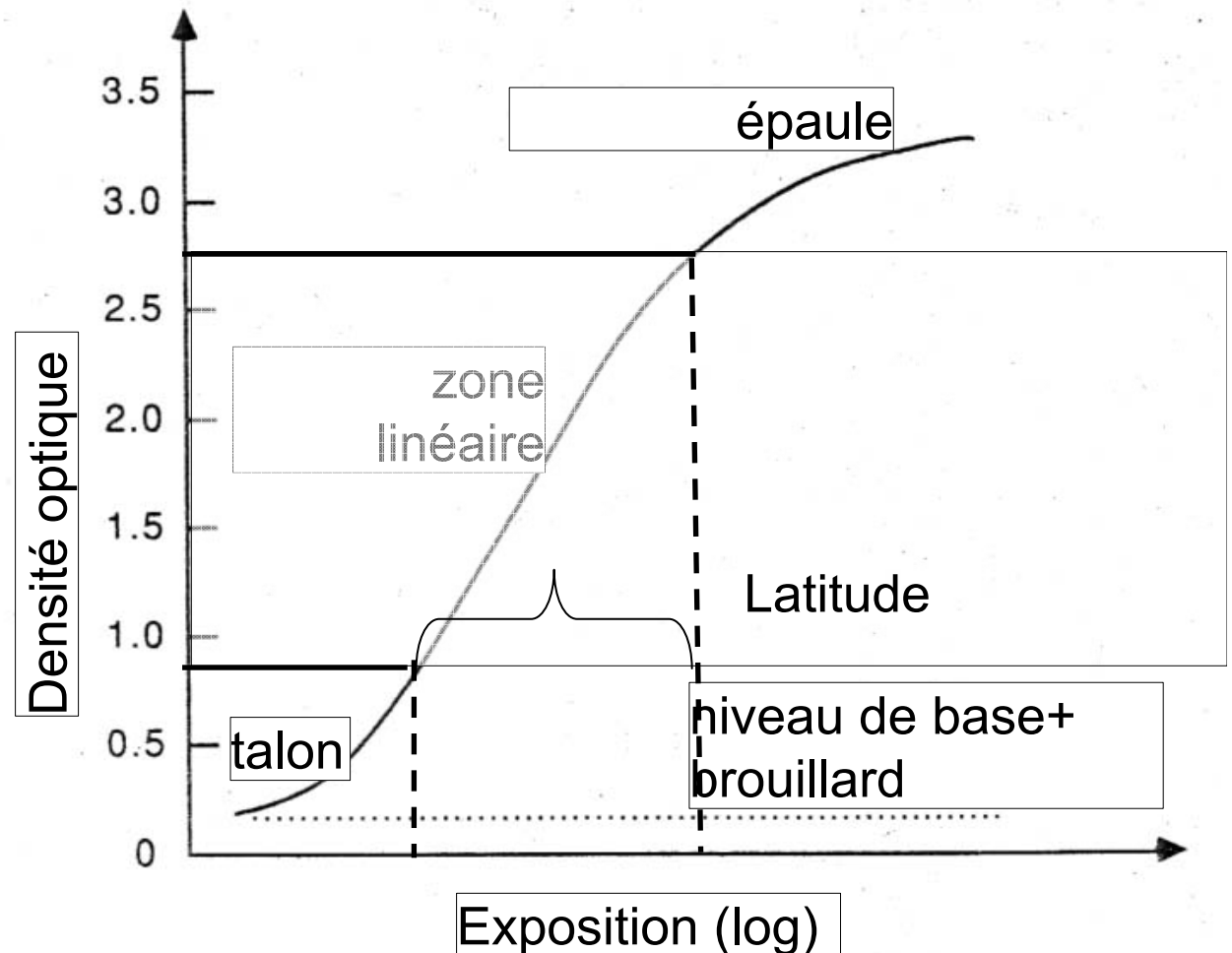
- Vitesse du film mesurée comme l'inverse de l'exposition nécessaire pour obtenir un DO de (1+niveau de base+brouillard).
- Vitesses rapides correspondent à moins d'exposition aux rayons X.
- Vitesses lentes utilisées pour les radios de détail de type os des extrémités.



Détection des Rayons X

Mesure = Densité optique

- Latitude du film mesurée comme la plage de valeurs d'expositions qui donne un DO dans la plage de valeurs utilisable.
- Latitude = Plage de valeurs dynamique (dynamic range) du système.
- Meilleur contraste = Plus faible latitude = Manipulation plus délicate.



Détection des Rayons X

Systeme de radiographie classique

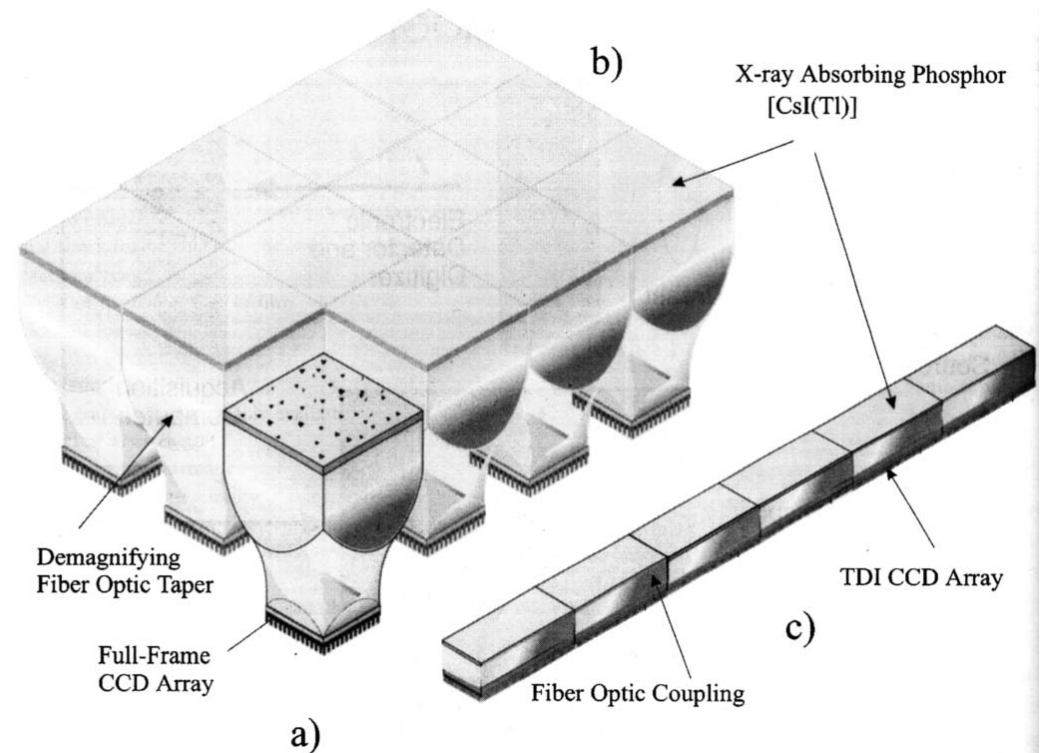
- Rôle du film:
 - détecteur (couplé à l'écran d'intensification).
 - support de représentation de l'information.
 - support de stockage de l'information.

- Limitations:
 - Latitude du film limitée.
 - Développement.
 - Stockage.
 - Perte d'information dans un système à étapes multiples.
 - Bruit analogique.
 - Scanner les données pour faire du traitement d'image.

Détection des Rayons X

Systeme de radiographie numerique

- Une couche de matériau de scintillation (CsI).
- Une camera CCD convertit le signal optique des photons en signal numérique.
- Systeme avec meilleure élimination des rayons diffusés mais plus lent.

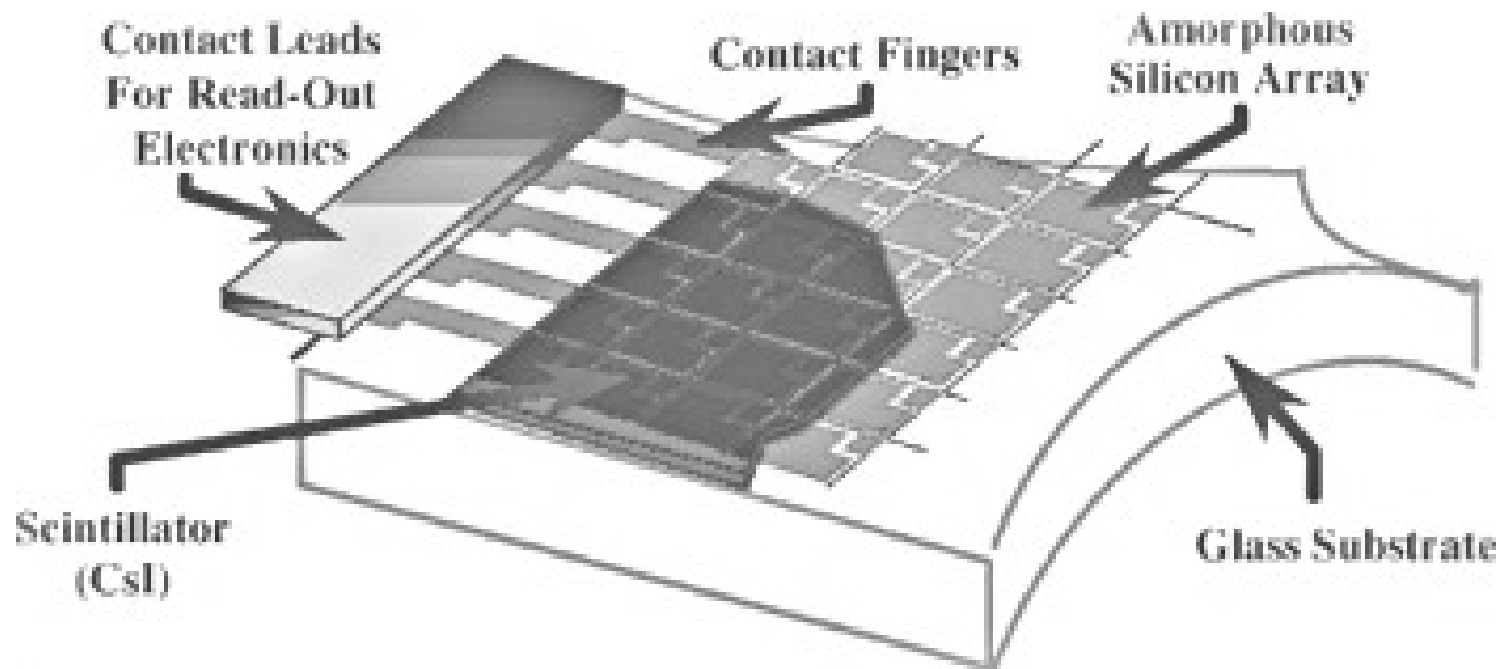


Détection des Rayons X

Systeme de radiographie numérique

- Couche de matériau de scintillation (Cesium Iodide CsI)
- Matrice de photodiodes.
- 1 Photodiode par pixel.

(GE 2000 – premier système approuvé par la FDA).



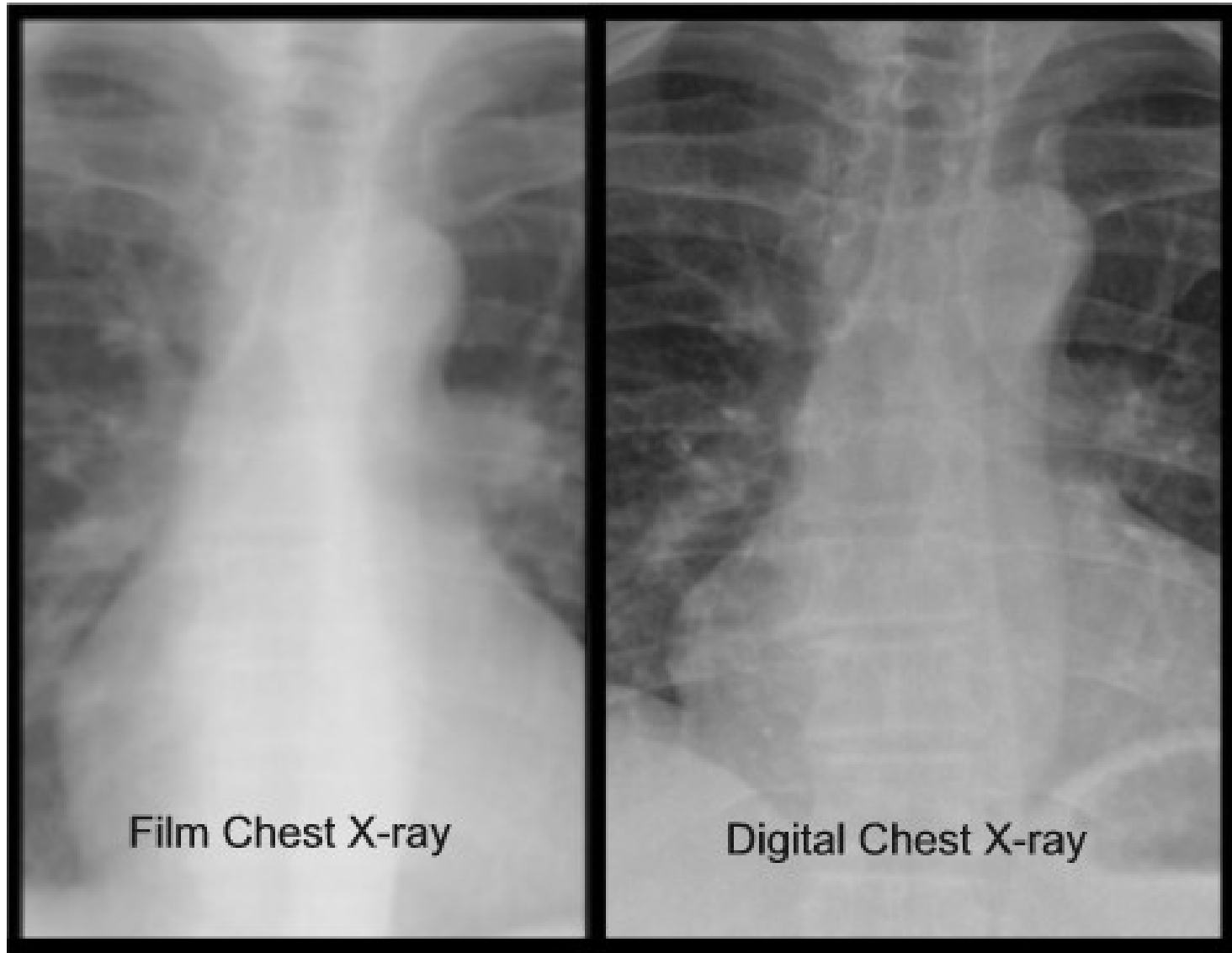
Détection des Rayons X

Détecteur numérique

Revolution™ Flat Panel Digital Detector de GE Medical Systems:

- Très grande qualité d'image.
- Élément unique de détection: écran plat.
- 11 ans de recherche, \$130 millions investis par GE, 80 brevets déposés.
- Pour le moment, unique détecteur numérique approuvé par la FDA.

Détection des Rayons X



Film Chest X-ray

Digital Chest X-ray

<http://www.gemedicalsystems.com>

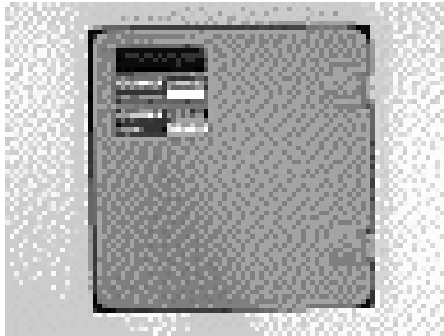
<http://www.gemedicalsystems.com/rad/xr/msxrev.html>

Plan

- **Les Rayons X**
- **Génération des Rayons X**
- **Interactions Rayons X - Tissus**
- **Détection des Rayons X**
- **Exemples de Systèmes de Rayons X**

Systemes Rayons X

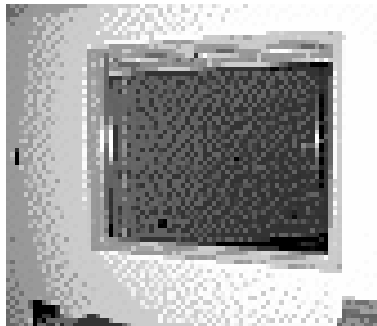
Examen de Radiologie



Cassette: Film+Ecran
d'intensification



Table
d'examen



Ecran de protection



Tablier de
protection

Systemes Rayons X

Radiographie

Mammographie

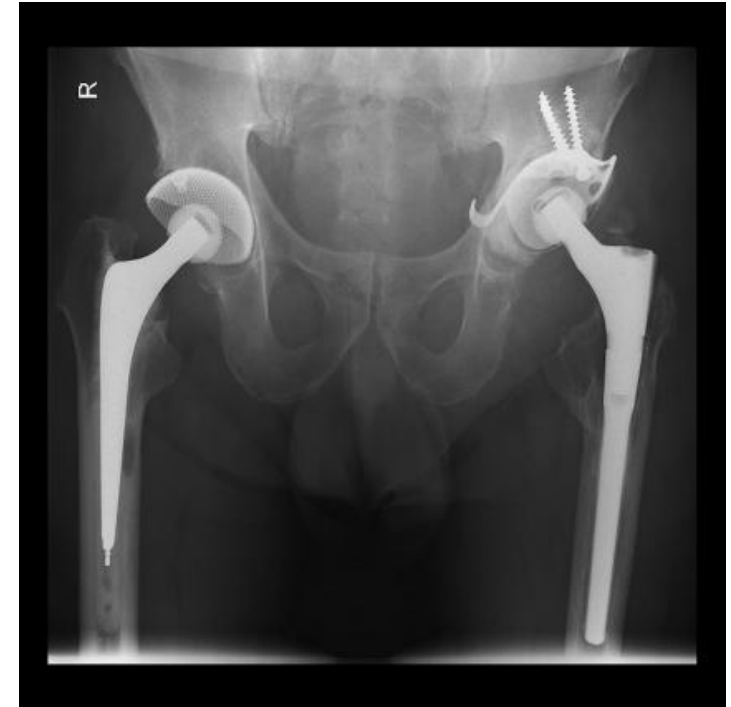
Angiographie

Fluoroscopie

Radiographie Tomographique (CT)

Systemes Rayons X

Radiographie



- Fractures
- Infections pulmonaires

Systemes Rayons X

Radiographie

Mammographie

Angiographie

Fluoroscopie

Radiographie Tomographique (CT)

Systemes Rayons X

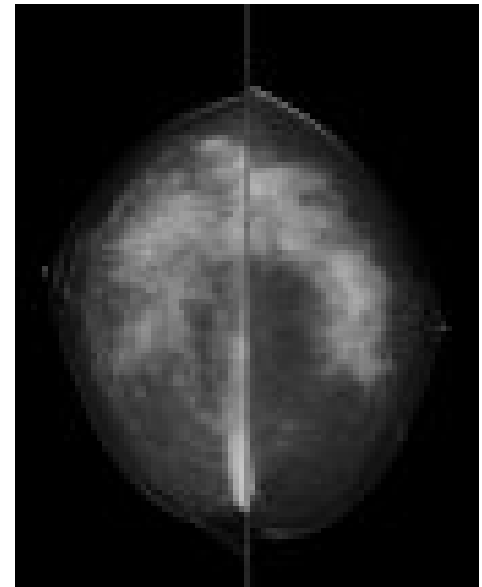
Mammographie

Utilisation de l'image radiologique pour:

- Détection et diagnostic du cancer du sein.
- Localisation pré-opératoire de tumeurs.
- Guidage pendant une biopsie.

Caractérisation visuelle d'un cancer:

- Morphologie de la tumeur / masse.
- Présence de dépôts minéraux, appelés micro calcifications (0.1mm!).
- Déformation de la structure des tissus.
- Asymétrie entre les régions correspondantes entre le sein droit et gauche.



Systemes Rayons X

Mammographie

Radios pour le dépistage:

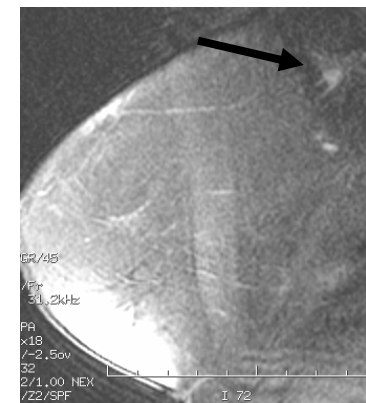
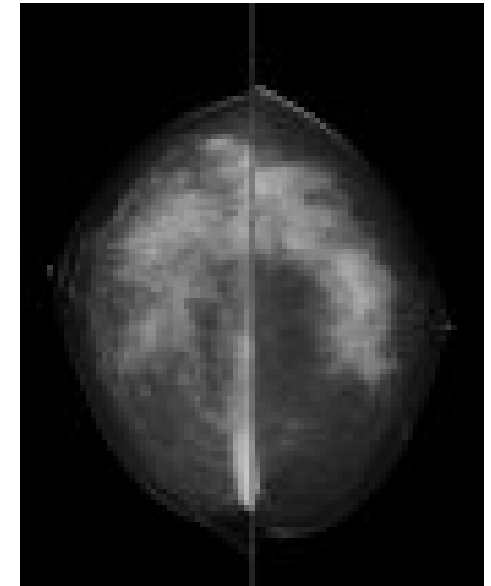
- Acquisition de radios sous deux vues: medio-latérale et cranio-caudale.

Radios pour le diagnostic:

- Vues additionnelles, magnification, image de compression.

Autres modalités:

- Ultrasons: différencier les masses des kystes et guidage de biopsie.
- IRM: haut contraste des tissus (implants mammaires), évaluation de l'état d'avancement du cancer.



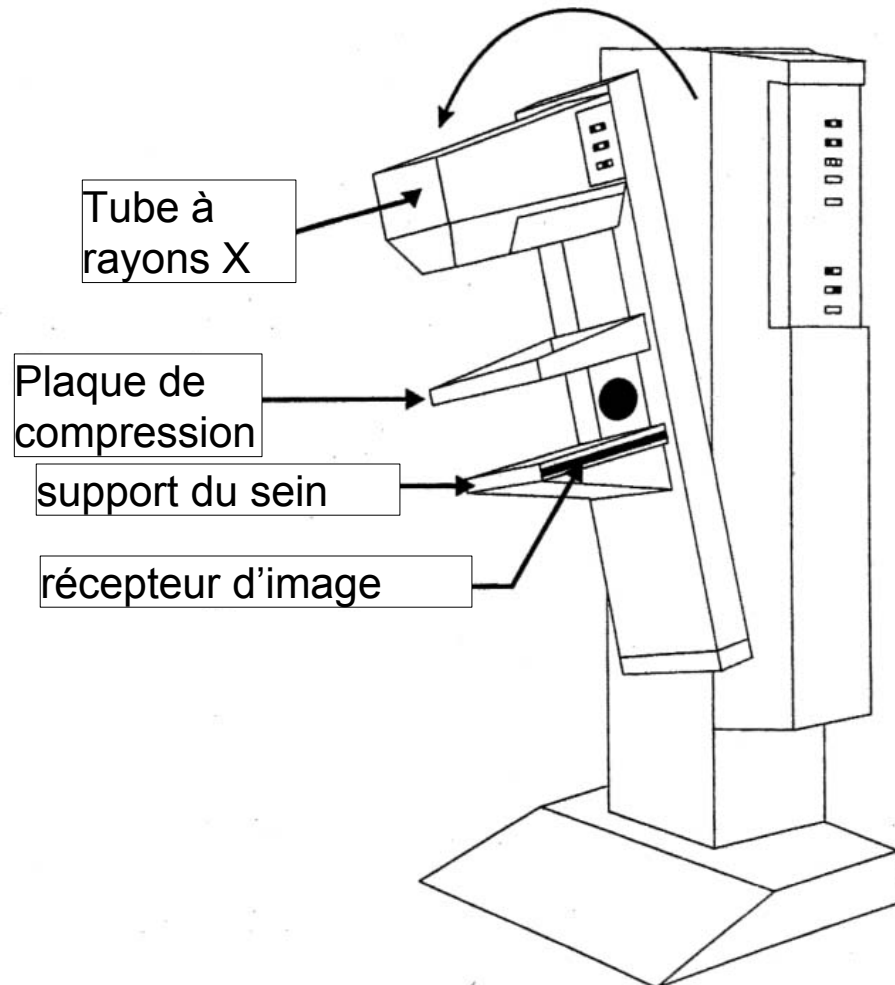
IRM

Systemes Rayons X

Mammographie

Haute résolution spatiale:

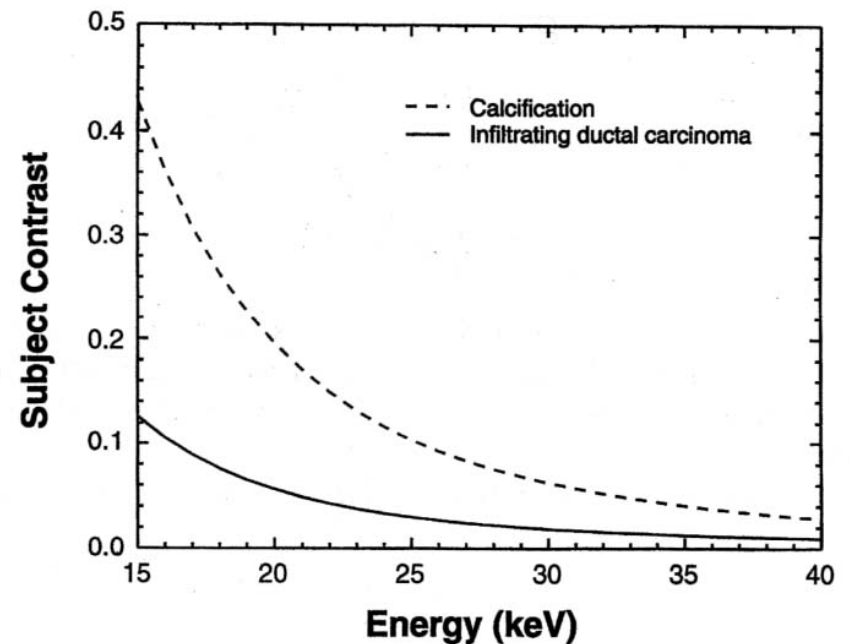
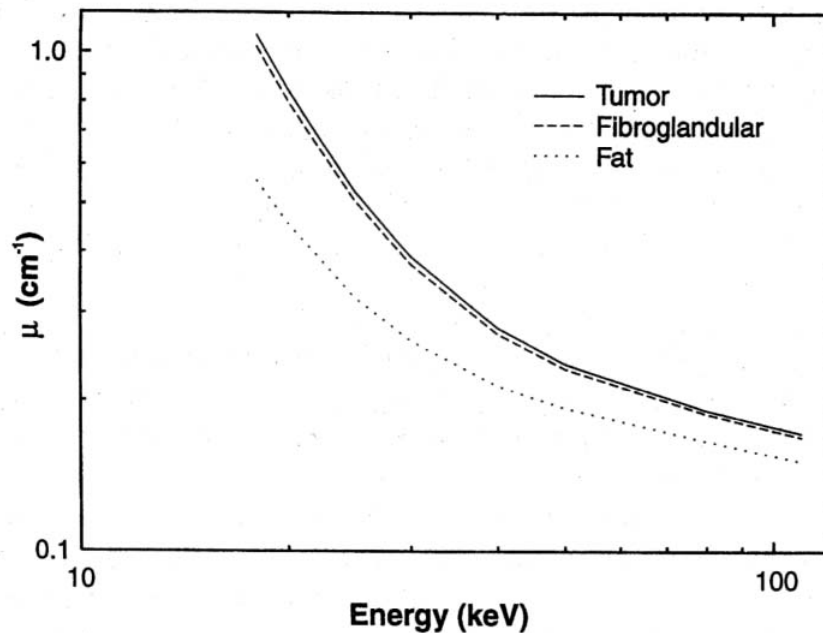
1. compression du sein (épaisseur constante et petite, diminution des rayons diffusés, de la dose nécessaire (kVp), faible flou géométrique de mouvement).
2. Film/écran d'intensification particuliers.



Systemes Rayons X

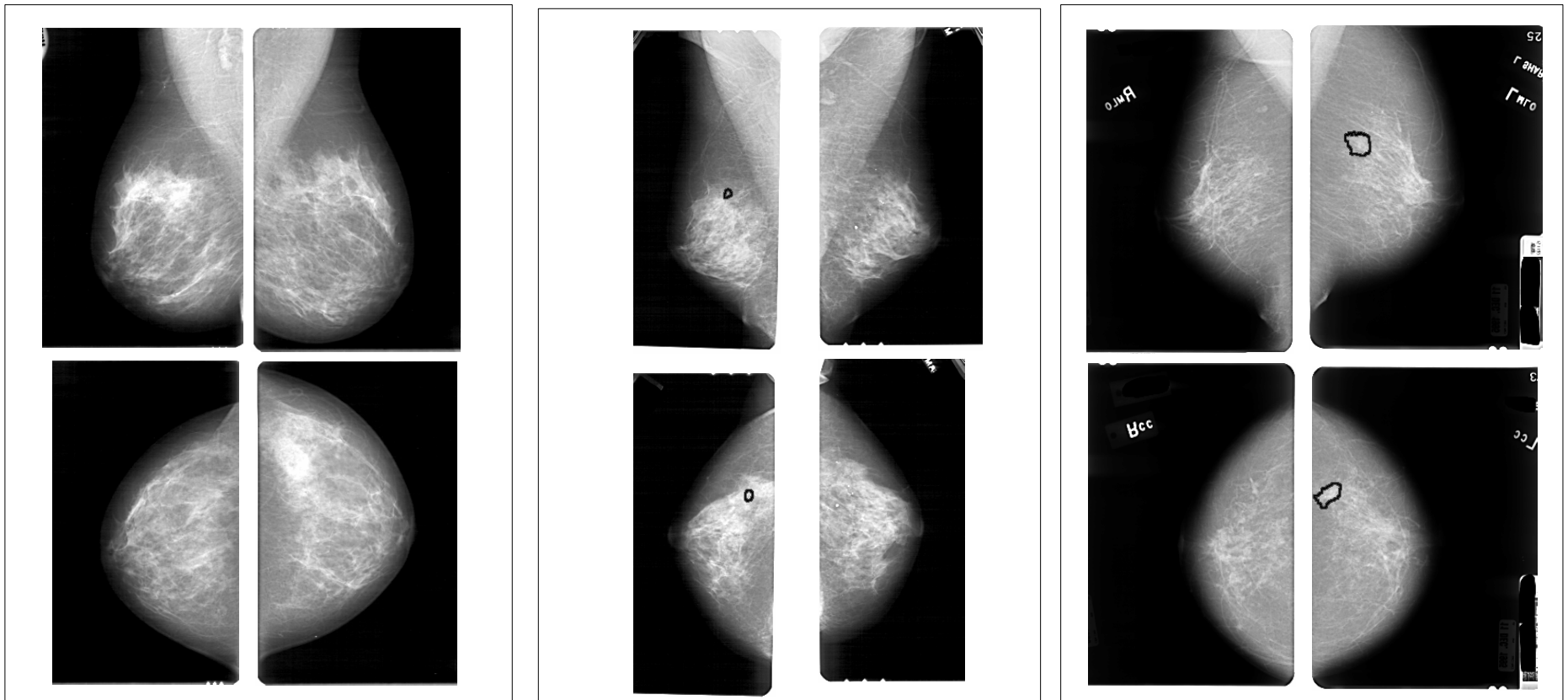
Mammographie

- Niveaux d'énergie bas: meilleur contraste entre tissus normaux et cancéreux à 10-15 keV.



Systemes Rayons X

Mammographie



Normal

Bénin

Cancer

Systemes Rayons X

Mammographie

CAD: Computer Aided Diagnosis.

- Très grosse activité de recherche.

- Pas assez de radiologues, trop d'erreurs humaine.

Untitled Document - Microsoft Internet Explorer

GE Healthcare

MLO View with CAD markers

- Click on CAD again to hide the CAD markers
- Click on Next to display the CC+MLO view (next step of the user defined protocol).
- Click on C (CC) to access directly to the CC View.
- Click on Zoom X2 to enlarge the images.

Triangular shapes identify regions suggestive of clusters of microcalcifications.

Stars identify regions suggestive of masses or architectural distortions.

Note: the markers have been positioned randomly for demonstration purposes only.

Click on any touch of the OneTouch Keypad to continue the exam review

OneTouch Keypad: CAD, CC, MLO, X2 Zoom, X1, Prev, Next

Systemes Rayons X

Radiographie

Mammographie

Angiographie

Fluoroscopie

Radiographie Tomographique (CT)

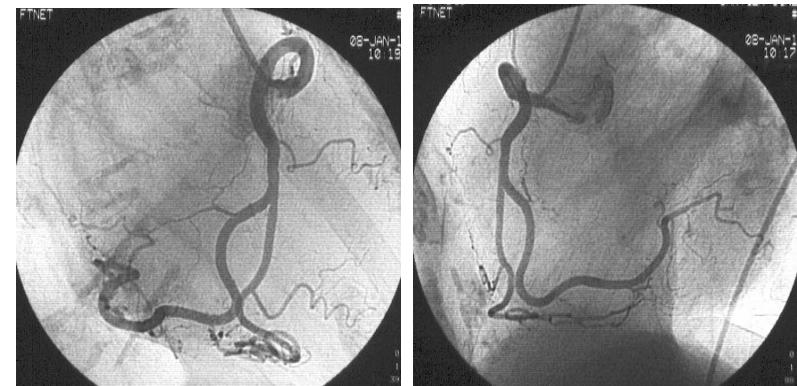
Systemes Rayons X

Angiographie

- Maladies du système de la circulation sanguine.
- Agent de contraste utilisé pour opacifier les structures vasculaires (Iode, $Z=23$) .
- Source de rayons X pulsée pour visualiser les vaisseaux sanguins en mouvement. 100-200ms pour études cérébrales, 5-10ms pour études cardiaques.



Caméra

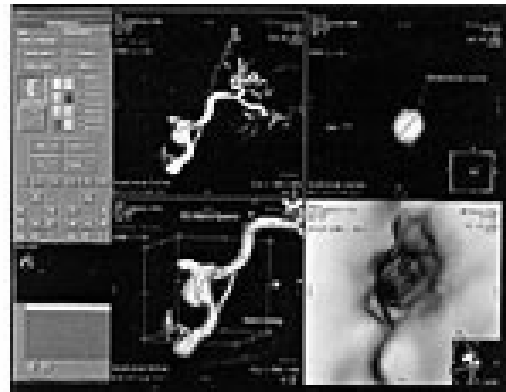
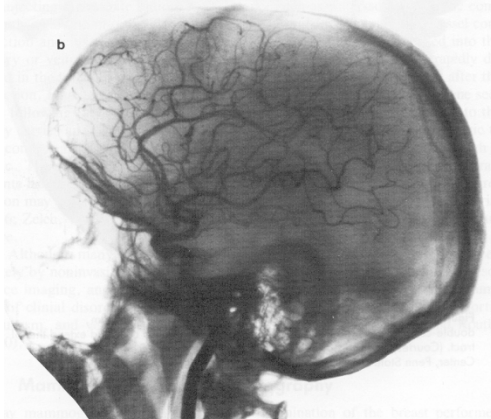


Artères coronaires sous 2 angles de vue (détection de sténose).

Systemes Rayons X

Angiographie

- Visualisation des vaisseaux sanguins par soustraction d'image.
- Imagerie interventionnelle.



Systemes Rayons X

Angiographie

Avantages:

- Haute résolution.
- Méthode de référence pour les examens angiographiques.

Inconvénients:

- Examen invasif (catheter).
- Image de projection.
- Agent de contraste.
- Doses de radiation.

Systemes Rayons X

Radiographie

Mammographie

Angiographie

Fluoroscopie

Radiographie Tomographique (CT)

Systemes Rayons X

Fluoroscopie

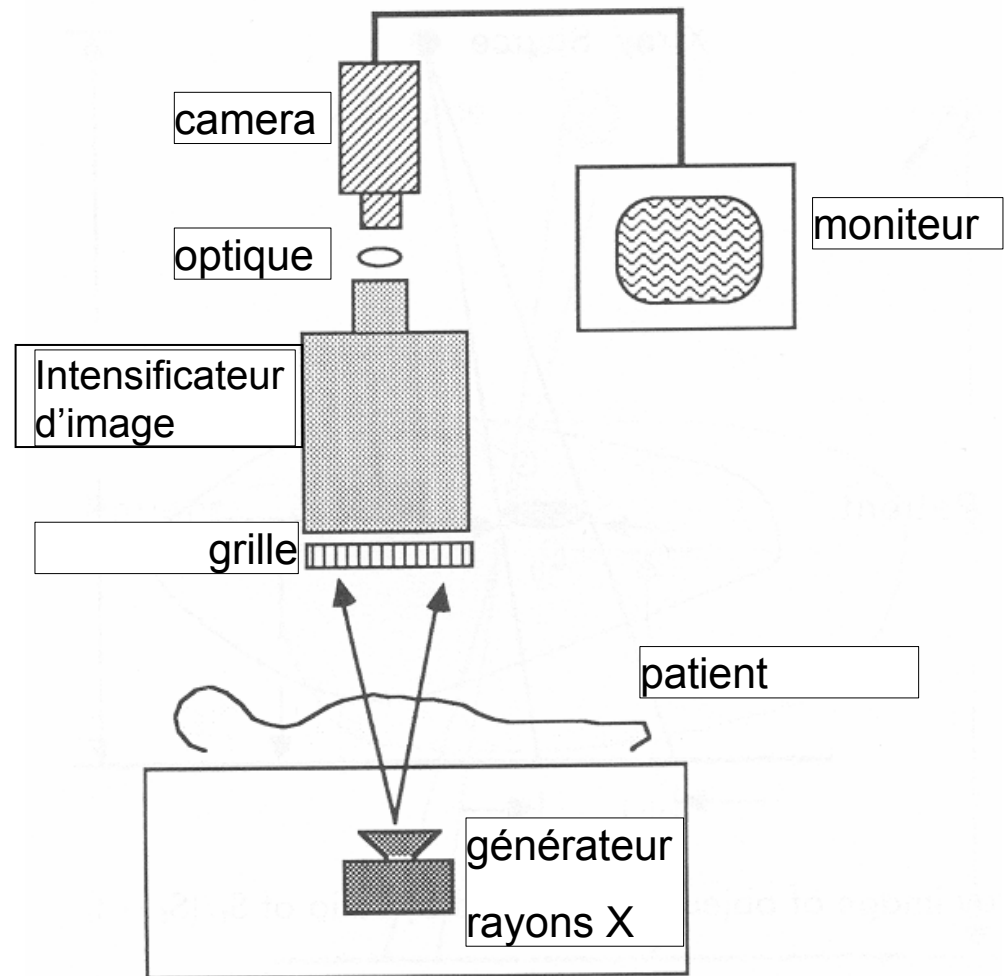
- Imagerie temporelle.
- Rayons X de basse énergie produits en continu.
- Image formée directement sur écran en temps réel: 30 f/s pour intestin, 120 f/s pour le cœur.



Machine traditionnelle



Machine interventionnelle



Systemes Rayons X

Fluoroscopie

Ecran d'intensification

- **Un écran de phosphore convertit les rayons X en lumière visible.**
- **Les photons libèrent des électrons sur la cathode de l'intensificateur d'image.**
- **Les électrons sont accélérés et mis au point.**
- **Luminosité considérablement augmentée (facteur 1000)**

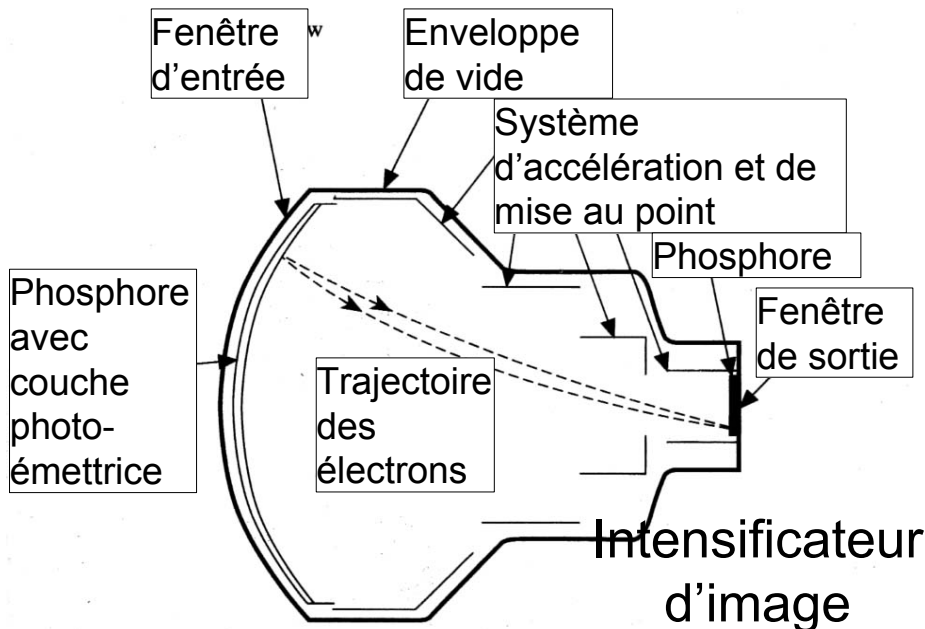
Systemes Rayons X

Fluoroscopie

Examen fluoroscopique traditionnel: 18 000 images acquises en 10 minutes (pas toutes enregistrées!).

⇒ Intensificateur d'image très sensible à des faibles doses.

⇒ 1-5 μ R / image pour 1 DO vs. 600mR pour un film classique.



- Image visualisée sur écran TV.
- Image de sortie plus petite!
- Nouvelle technologie avec détecteurs plats (flat panel): film fin de transistors et photodiodes pour convertir la lumière en signal électronique.

Systemes Rayons X

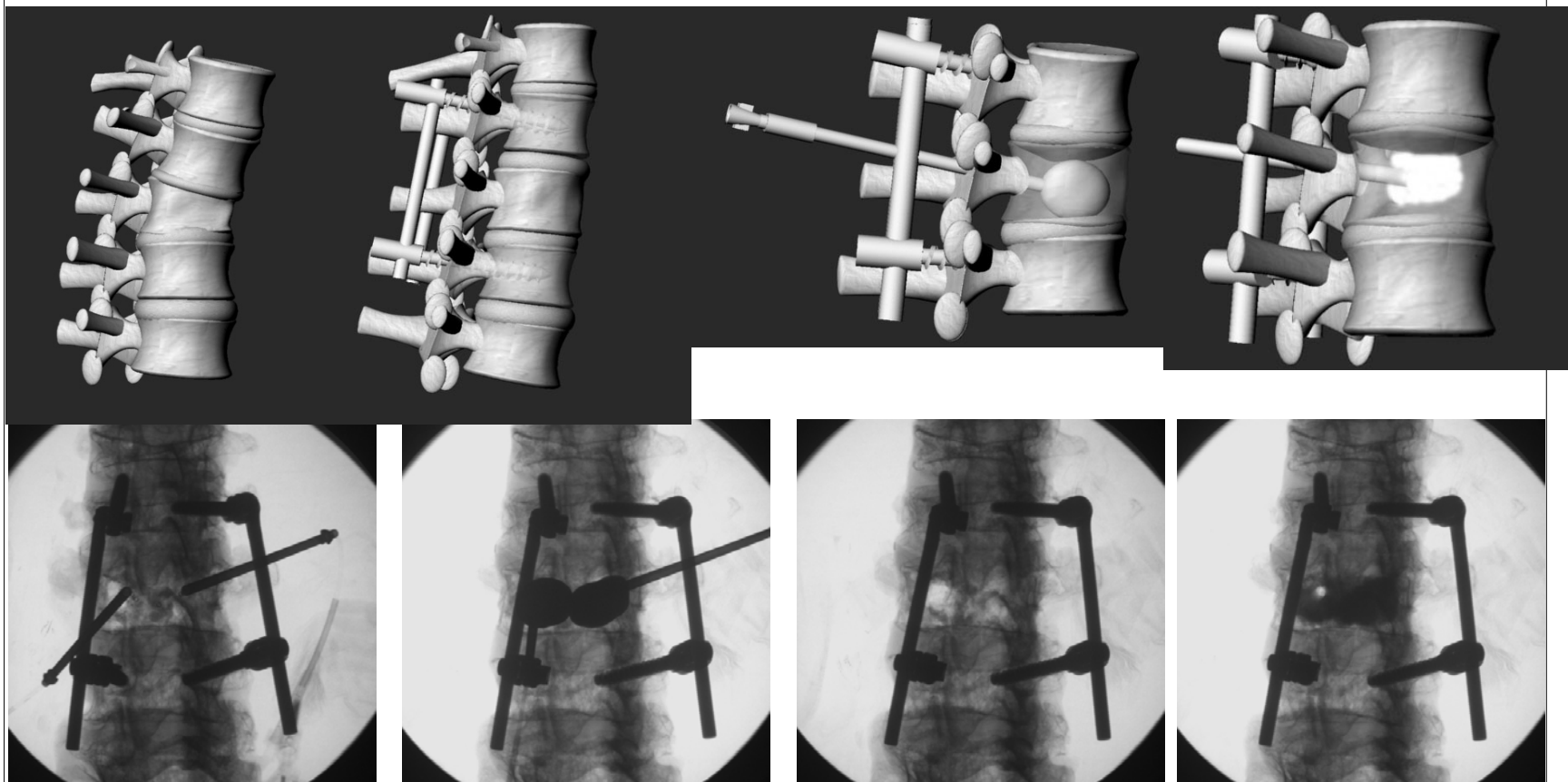
Résolutions

	spatiale	temporelle	contraste
Radiographie traditionnelle	5 lp/mm <math>x</math>	-	+
Radiographie digitale	2.5-5 lp/mm		++
Mammographie	15-20 lp/mm	-	++
Fluoroscopie	200 mm	30 f/s 120 f/s	--

Systemes Rayons X

Fluoroscopie

Guidance pendant intervention chirurgicale



[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

Systemes Rayons X

Systemes Rotatifs

- Bras en C (C-arm) effectue une rotation de 180 degrés.
- Acquisition de 100 images.
- Temps d'acquisition de 8 sec.
- Volumes isotropes de données haute résolution.

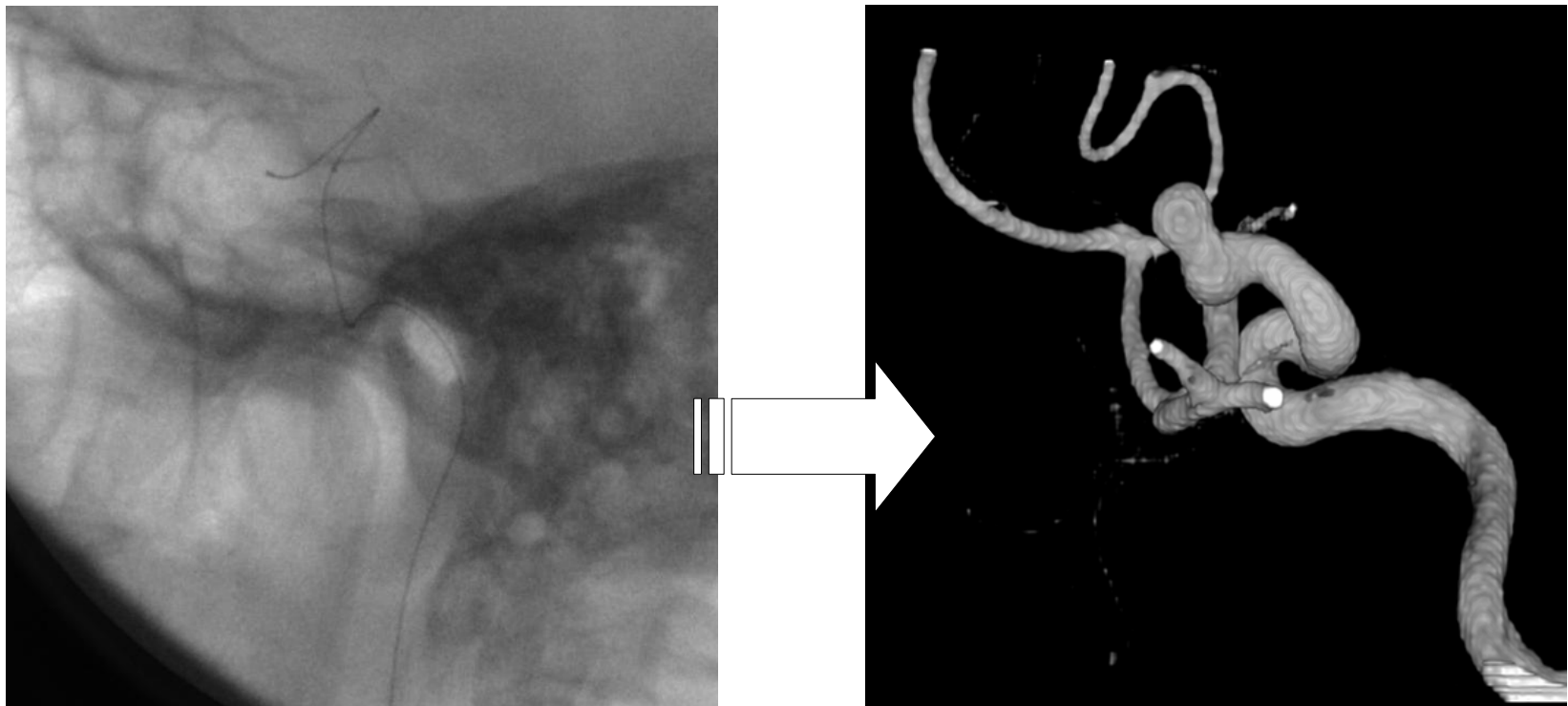


[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

Systemes Rayons X

Fluoroscopie

- Combinaison de données 3D pré-opératoires et données 2D temps-réel.
- Mouvement d'un fil de guide en 2D \Rightarrow outil de navigation dans les structures vasculaires en 3D.



[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

Systemes Rayons X

Radiographie

Mammographie

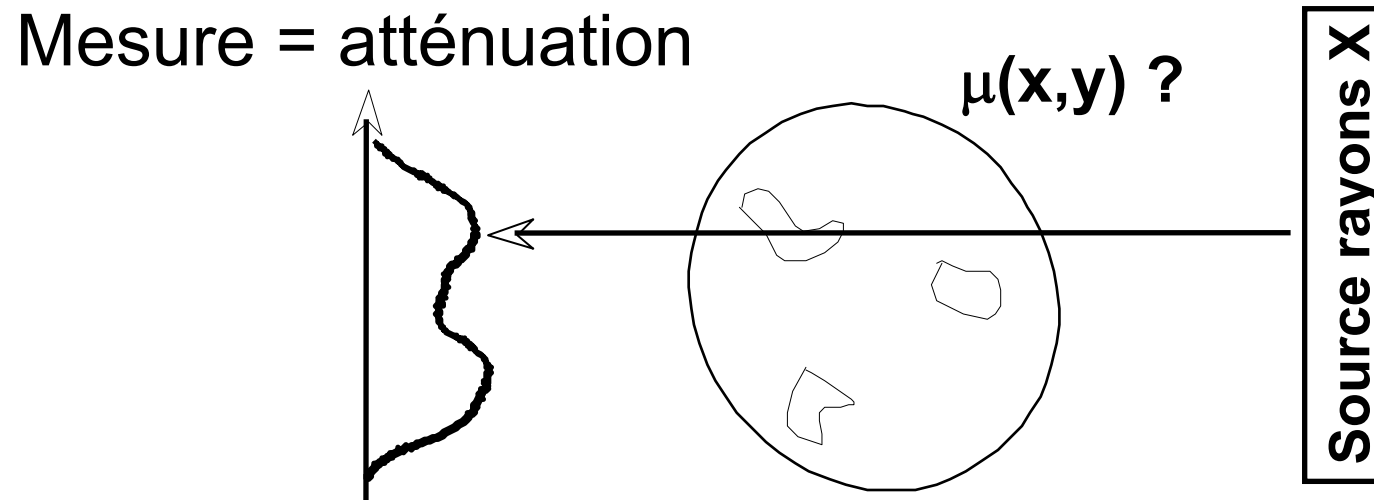
Angiographie

Fluoroscopie

Radiographie Tomographique (CT)

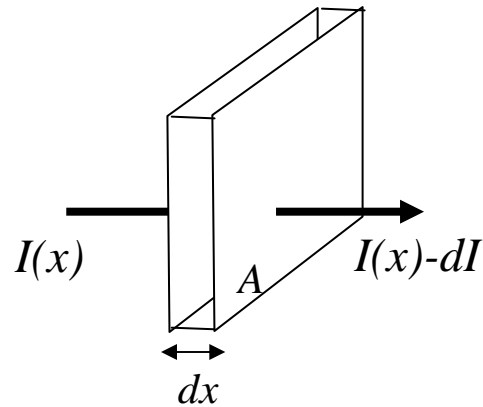
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



Systemes Rayons X

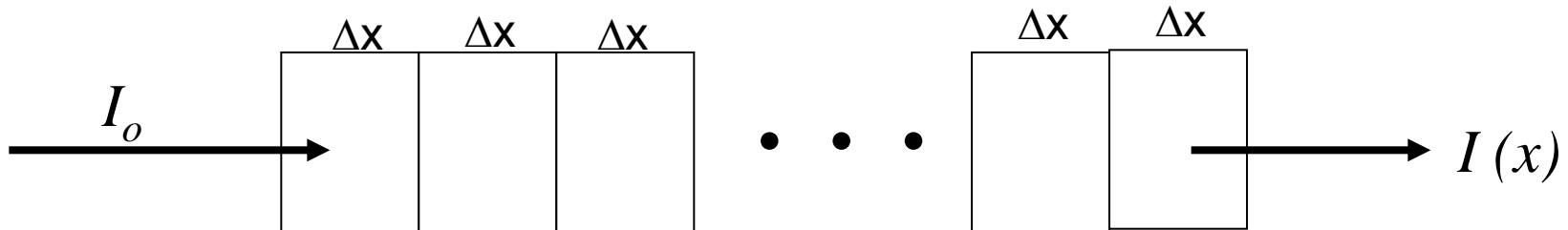
Radiographie Tomographique (CT)



$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

$$\mu_m = \mu / \rho$$

Atténuation dans milieu hétérogène:

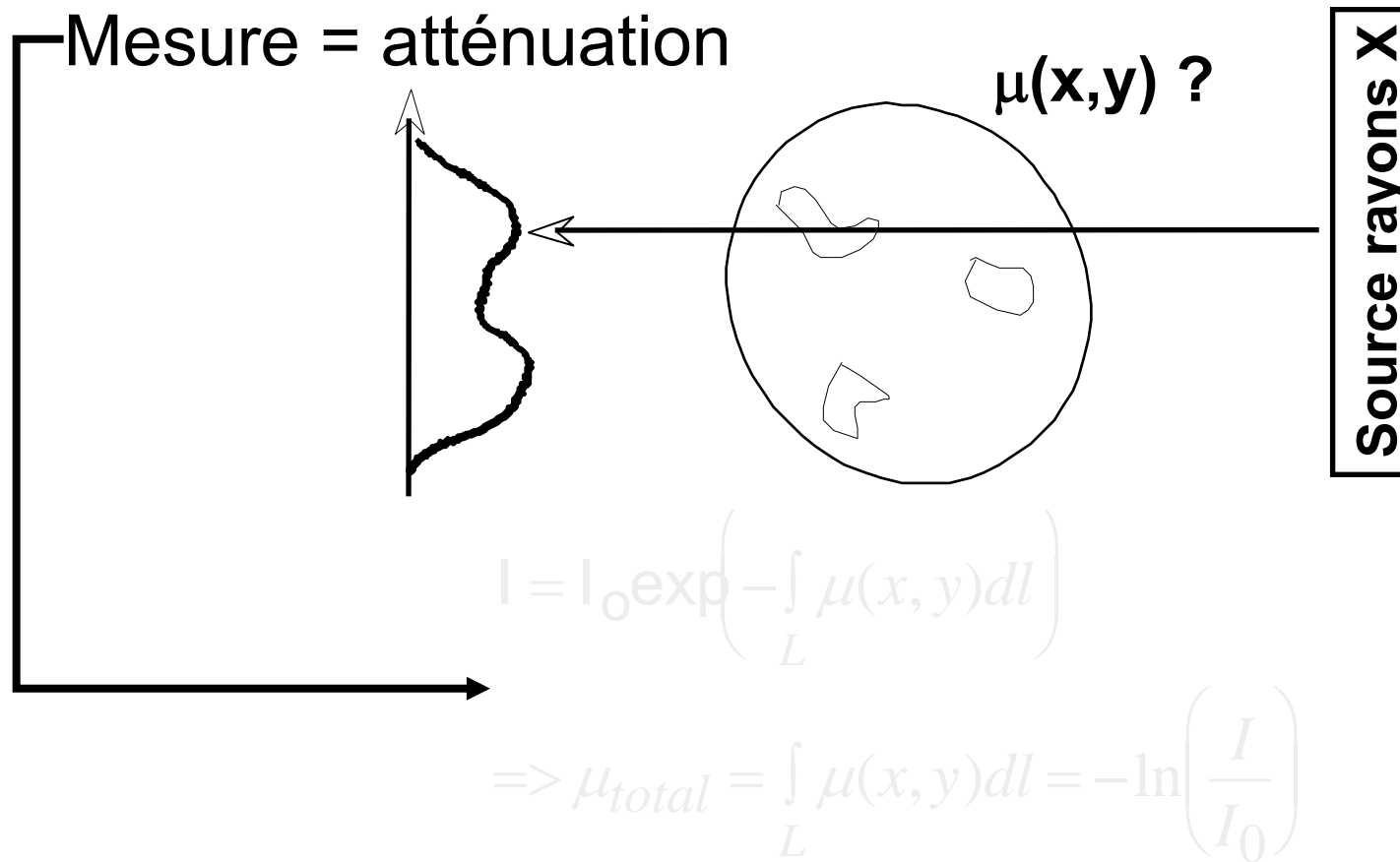


$$I(x) = I_o e^{-\mu_1 \Delta x} \times e^{-\mu_2 \Delta x} \times e^{-\mu_3 \Delta x} \times \dots \times e^{-\mu_{N-1} \Delta x} \times e^{-\mu_N \Delta x}$$

$$I(x) = I_o \exp\left(\sum_{n=1}^N \mu_n \Delta x\right) = I_o \exp\left(\int_0^x \mu_n dx\right)$$

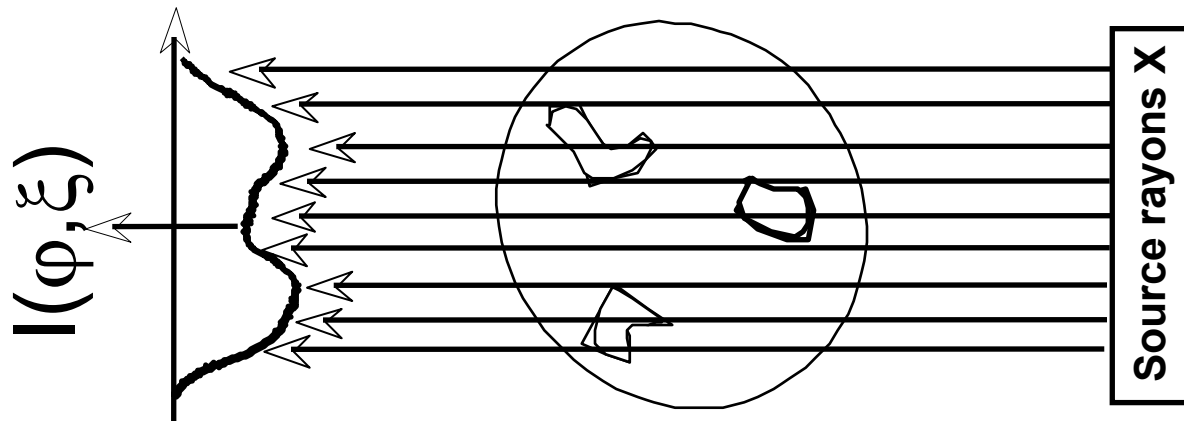
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



Systemes Rayons X

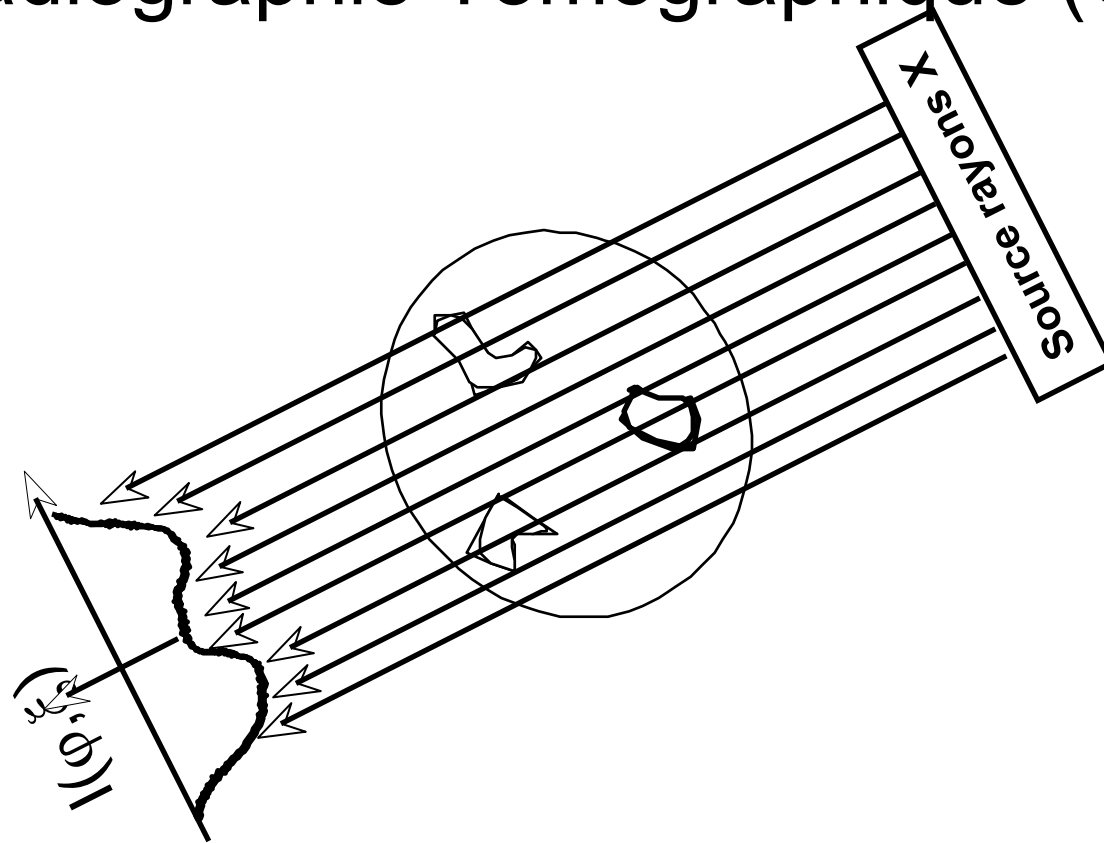
Radiographie Tomographique (CT)



Acquisition de multiples projections en translation et rotation

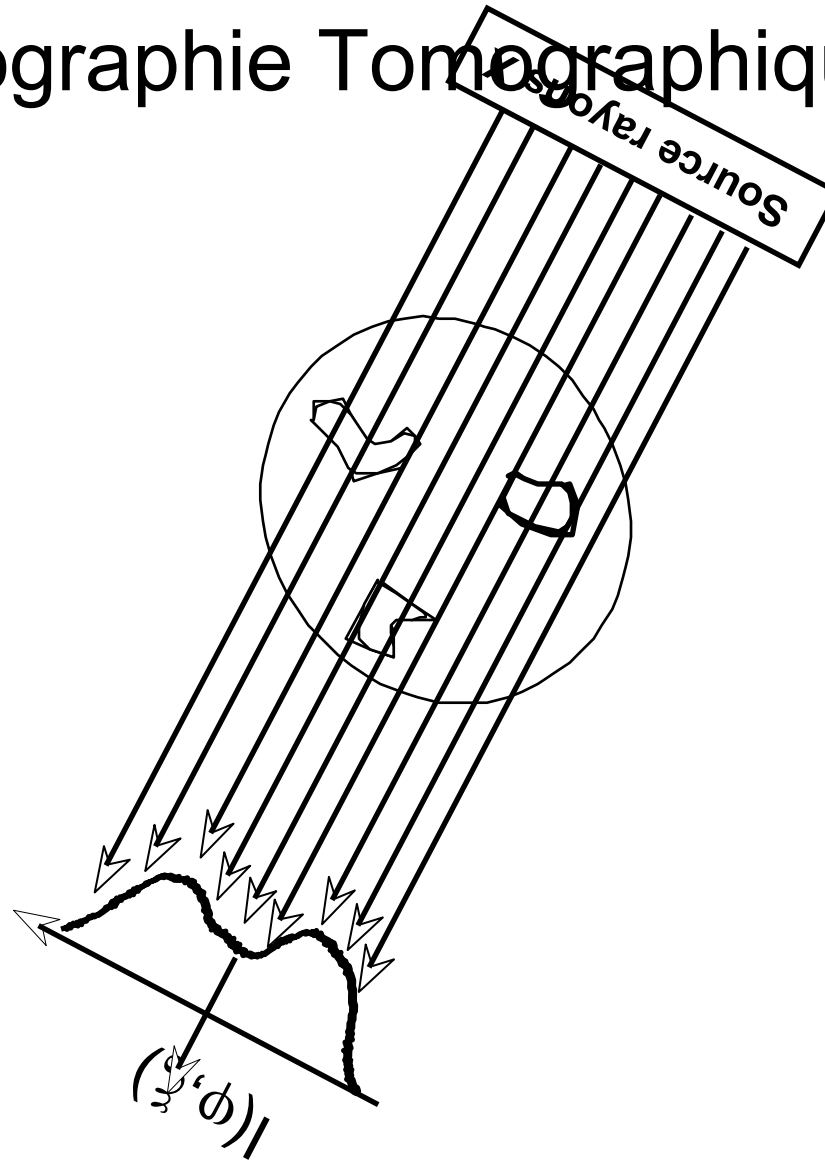
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



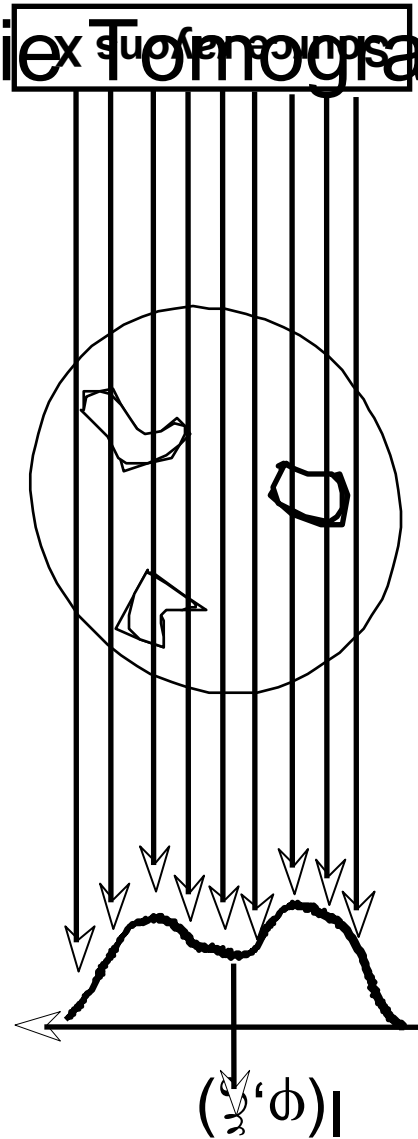
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



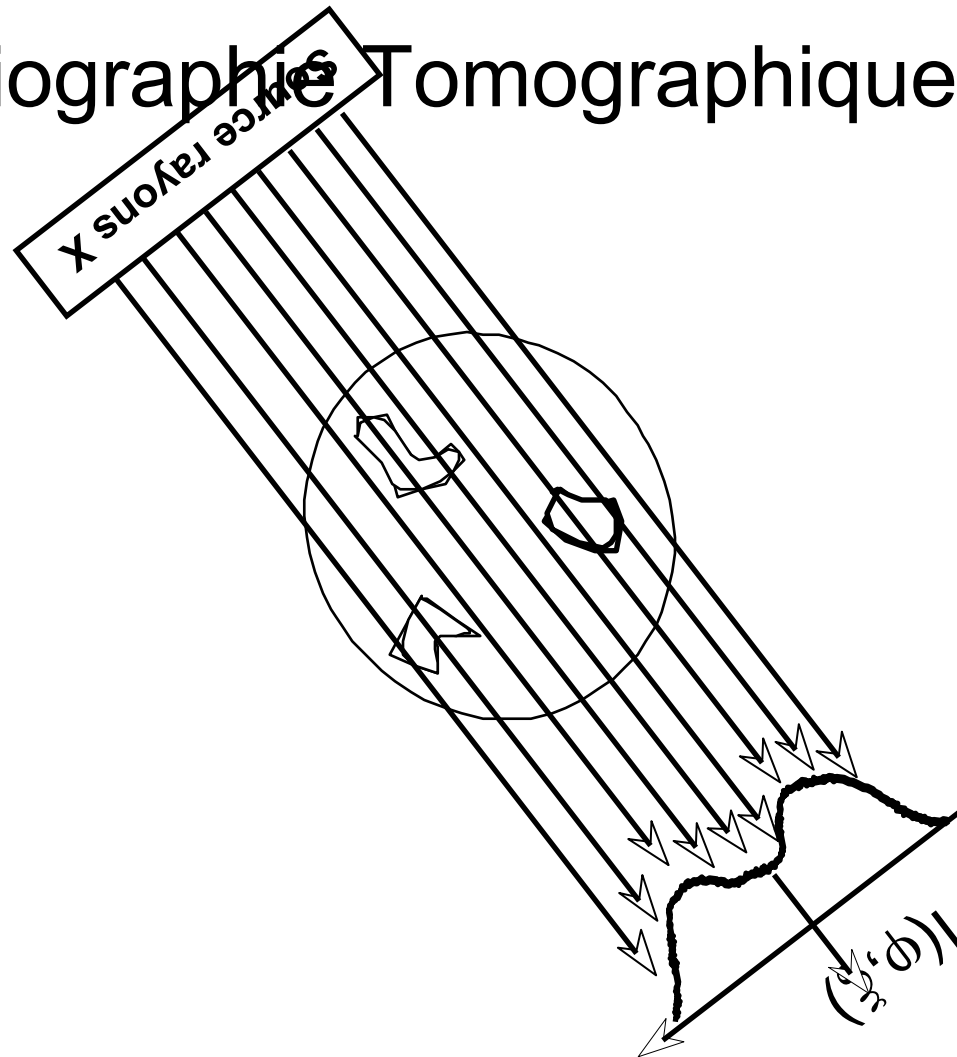
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



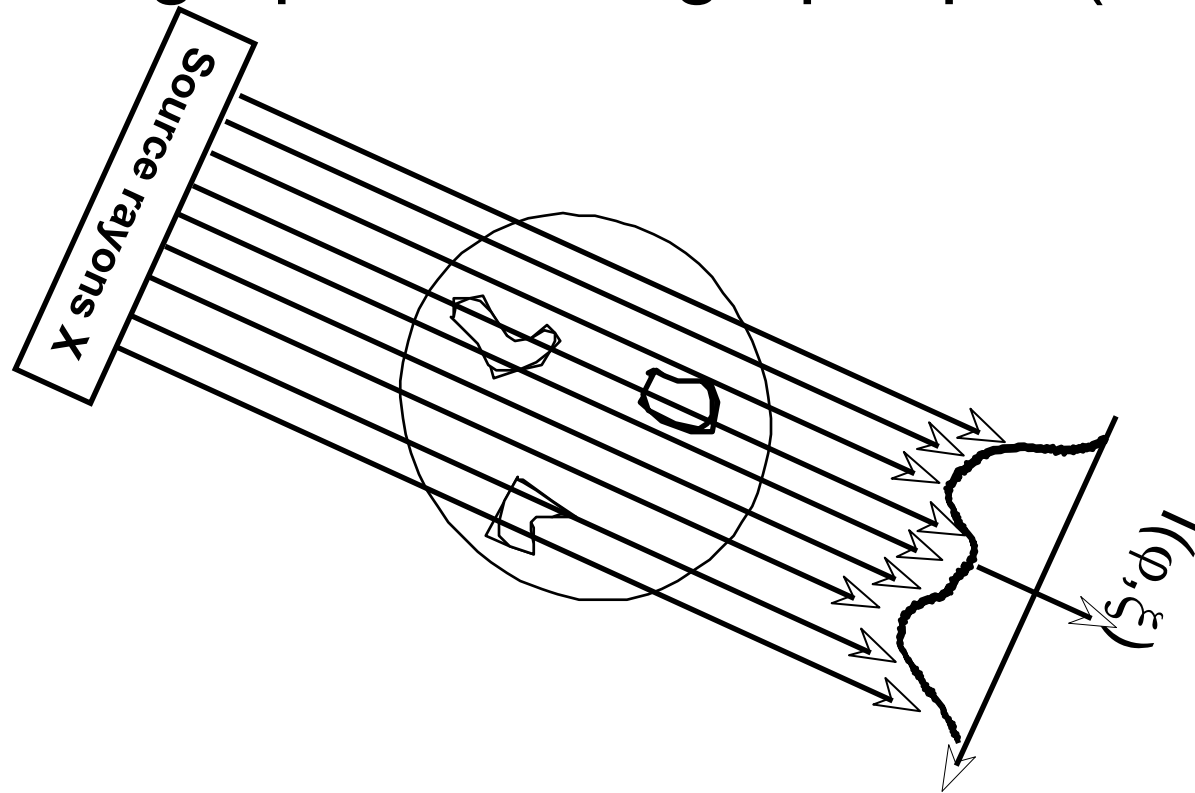
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



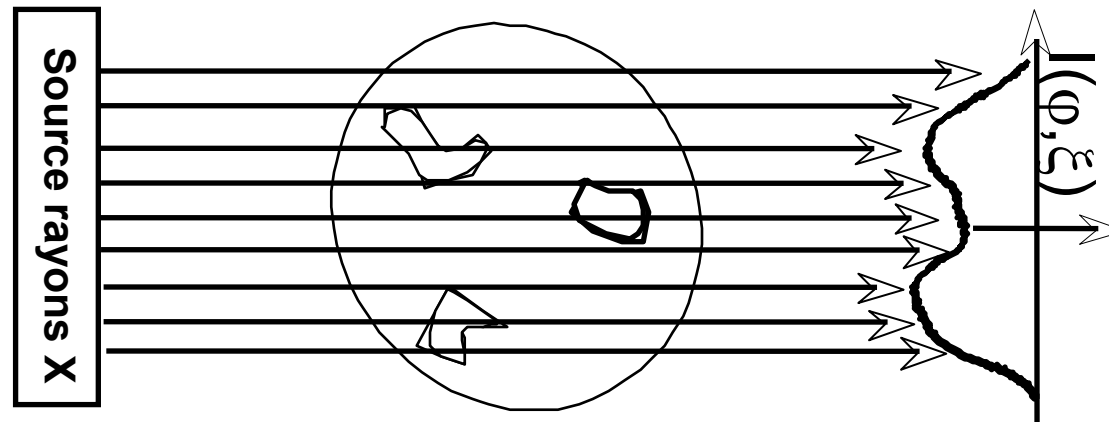
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



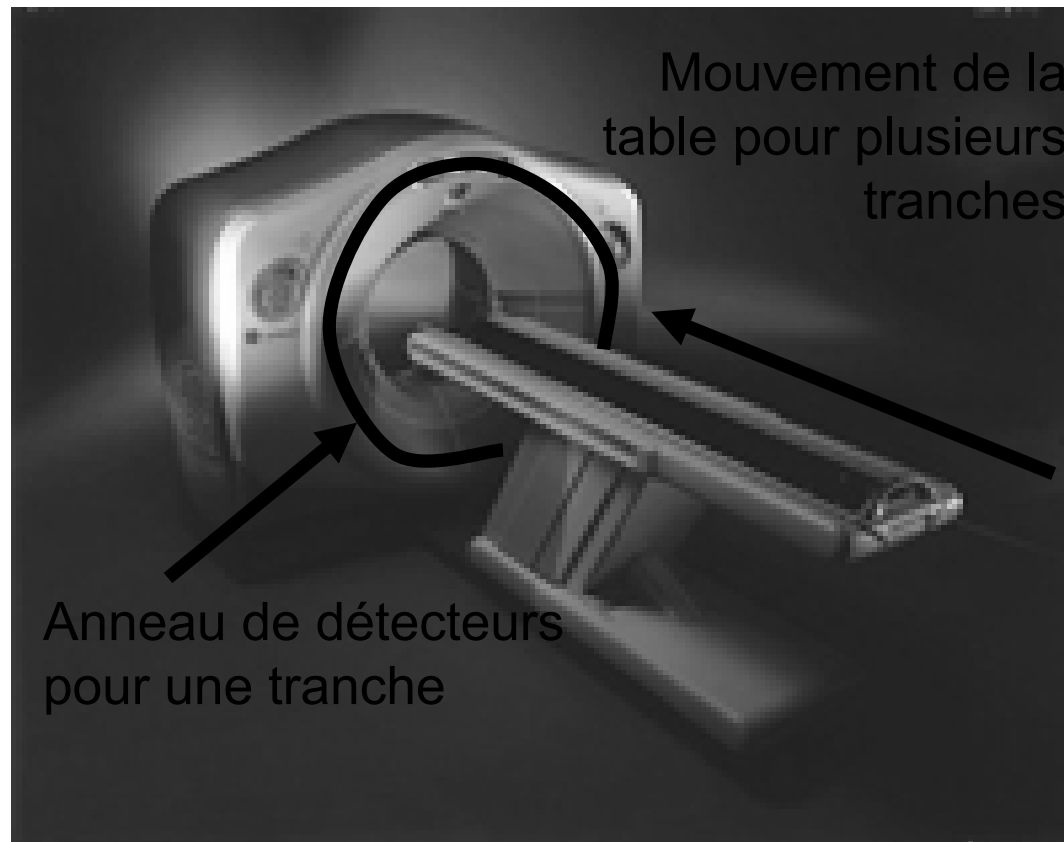
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



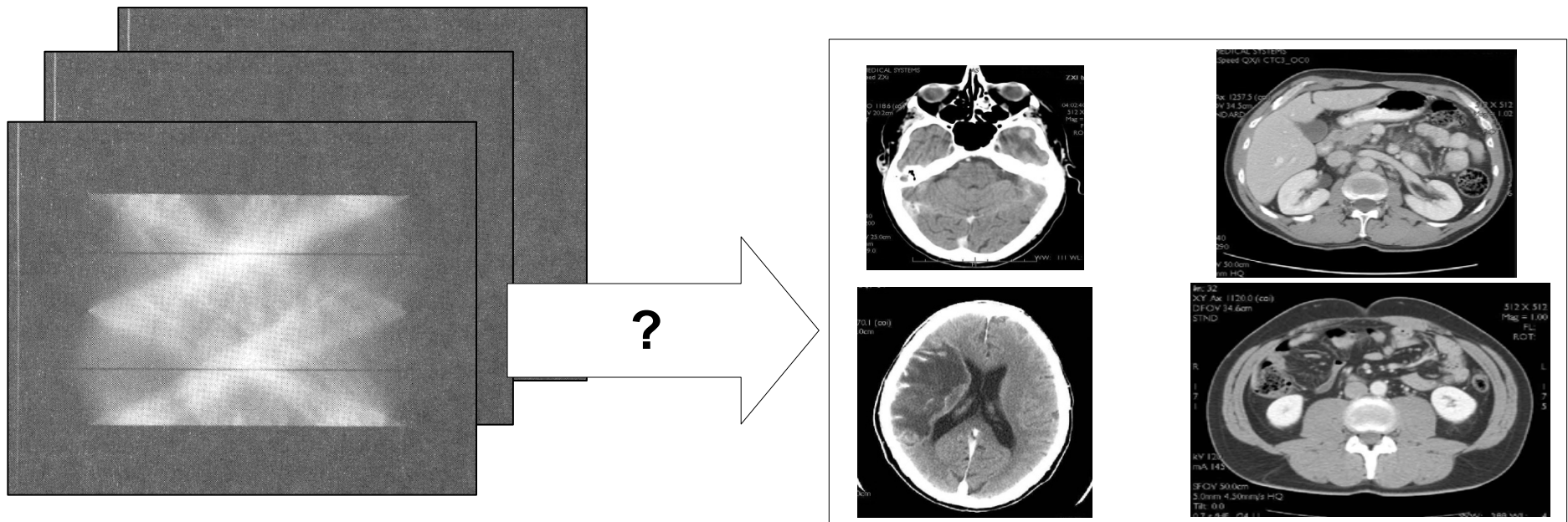
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



Comment obtenir des images de coupe à partir des valeurs d'atténuation de projection?

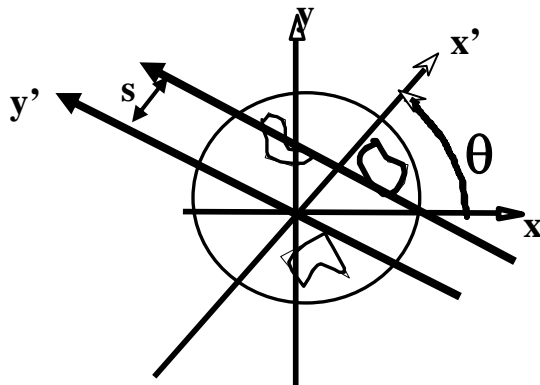
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

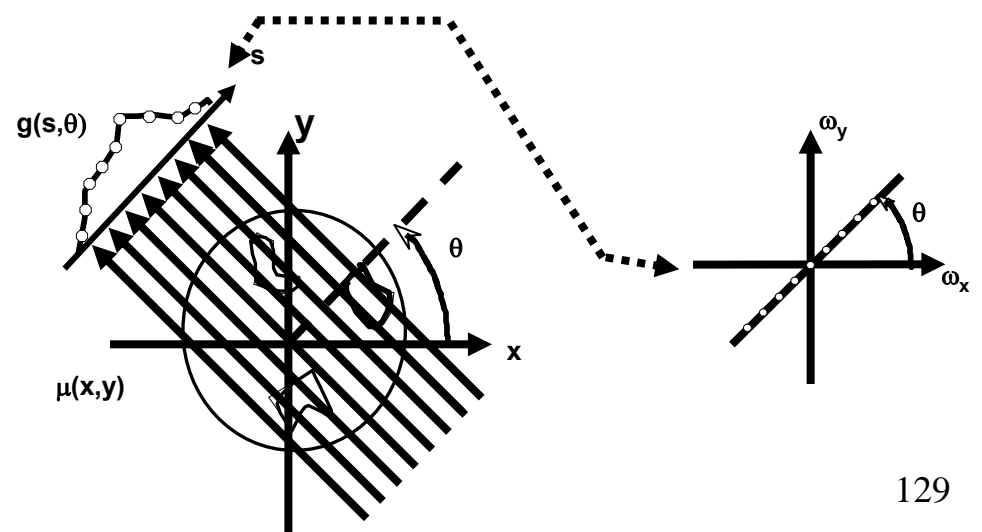
Reconstruction tomographique (cf, cours IMED L2)

- Transformée de Radon

$$g(s, \theta) = \int_L \mu(x, y) dl$$
$$= \int \mu(s \cos \theta - y' \sin \theta - s \sin \theta + y' \sin \theta) dy'$$



Théorème de projection: Si $g(s, \theta) = \text{TR}(f(x, y))$, alors: $G(\omega_x, \theta) = \text{TF}(g(s, \theta))$ est égale à la tranche centrale, suivant l'angle θ , de la TF 2D $F(\omega_x, \omega_y)$ de la fonction $f(x, y)$.



Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

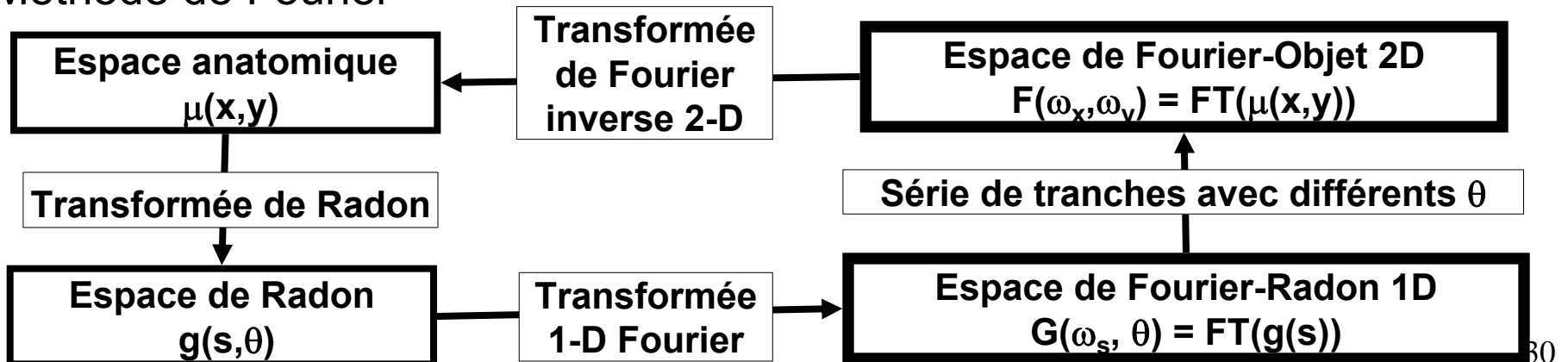
Reconstruction tomographique (cf, cours IMED L2)

- Rétroprojection filtrée (filtered backprojection)

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \hat{g}(s = x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta$$

with $\hat{g}(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega_s| G(\omega_s, \theta) \exp(i\omega_s s) d\omega_s$

- Méthode de Fourier



Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

- 1917: Radon montre la possibilité mathématique de reconstruire des formes bi ou tridimensionnelles à partir de projections multiples.
- 1961 à 1968: Plusieurs études théoriques sur des appareils d'imagerie de reconstruction d'images sont faites sans résultat pratique (Cormack, Tufts Univ).
- 1972: La firme de production de musique *EMI* après les succès des Beatles, investit dans la recherche qui aboutissent au premier appareil *EMISCANNER* par Hounsfield, ingénieur électronicien et informaticien.
- 1972 - 1982: Nombreuses tentatives industrielles dans le domaine de l'imagerie tomographique avant d'abandonner (en particulier *EMI*); la technique est reprise par les grands fabricants de radiologie.
- 1979 : Hounsfield et Cormack reçoivent le prix Nobel de Médecine pour leur invention.
- 1988 : les premiers scanographes à rotation continue sont utilisés.

Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

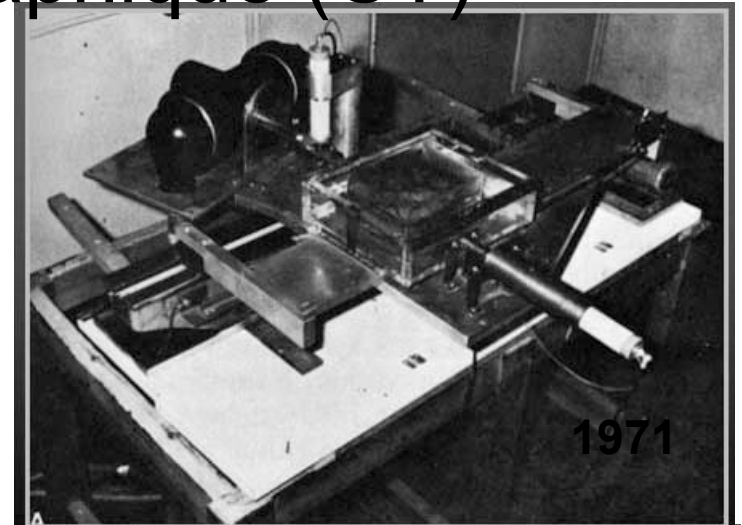


Godfrey N. Hounsfield

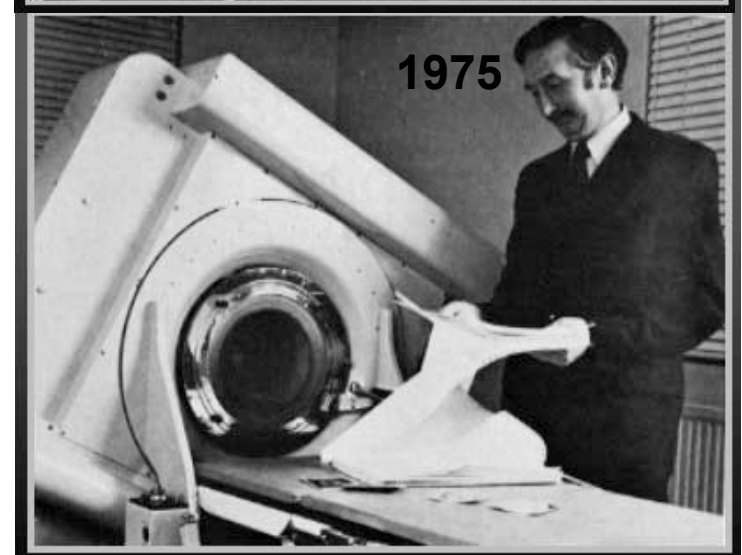
<http://www.medinfo.ufl.edu/other/histmed/klioze/>

<http://www.nobel.se/medicine/laureates/1979/hounsfield-autobio.html>

http://www.teaching-biomed.man.ac.uk/student_projects/2000/mmmr7gjw/technique.htm



1971

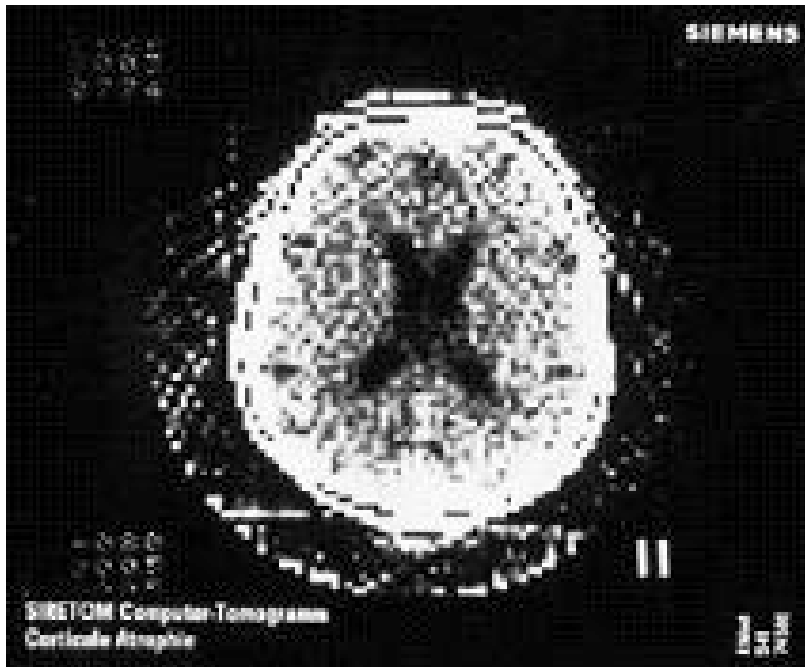


1975

Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

1975



128x128 pixels, 1-4 heures d'acquisition,
1-5 jours de calcul.

2000

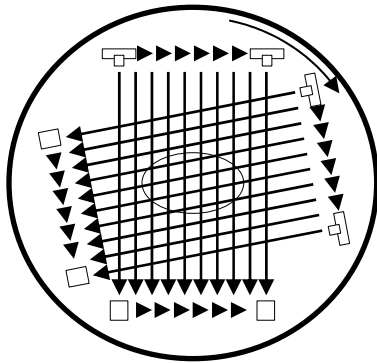


512x512 pixels, 0.35 sec d'acquisition,
<1sec de calcul.

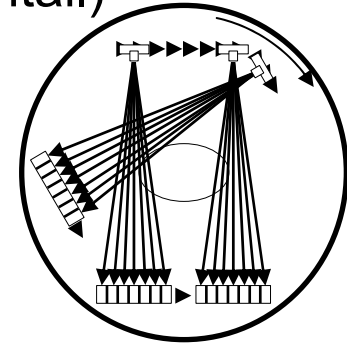
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

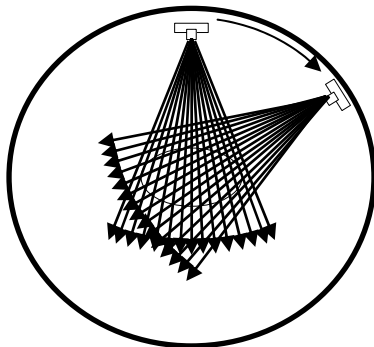
1ere génération: translation et rotation



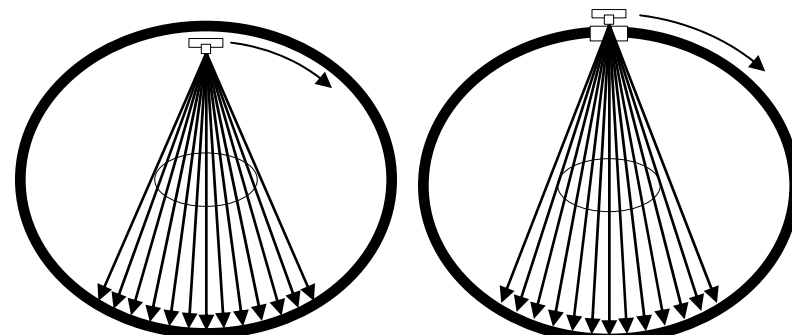
2eme génération: translation et rotation (émetteur en éventail)



3eme génération: rotation-rotation



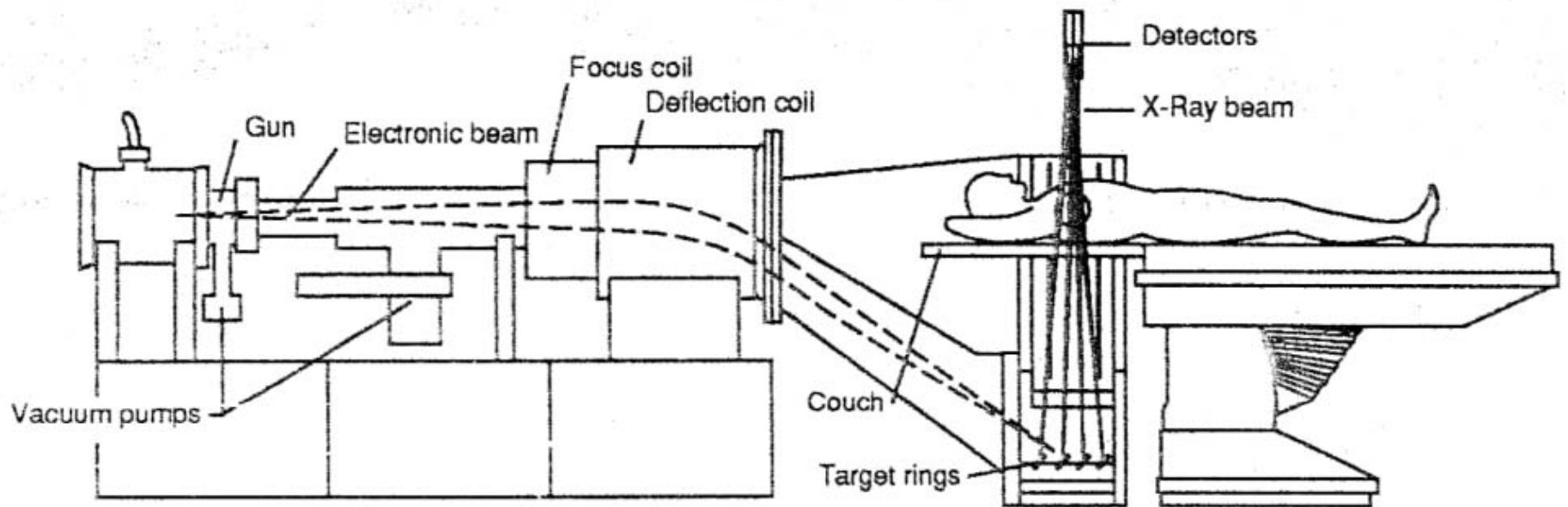
4eme génération: rotation-fixe



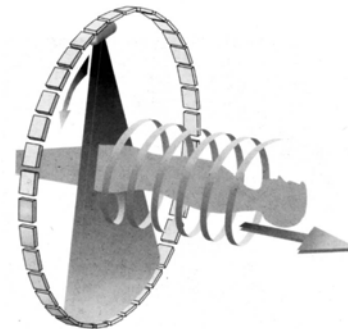
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

- 5eme génération: fixe-fixe (imagerie cardiaque ultra-rapide)



- Scanner hélicoïdal (Spiral CT): mouvement continu de la table d'examen.

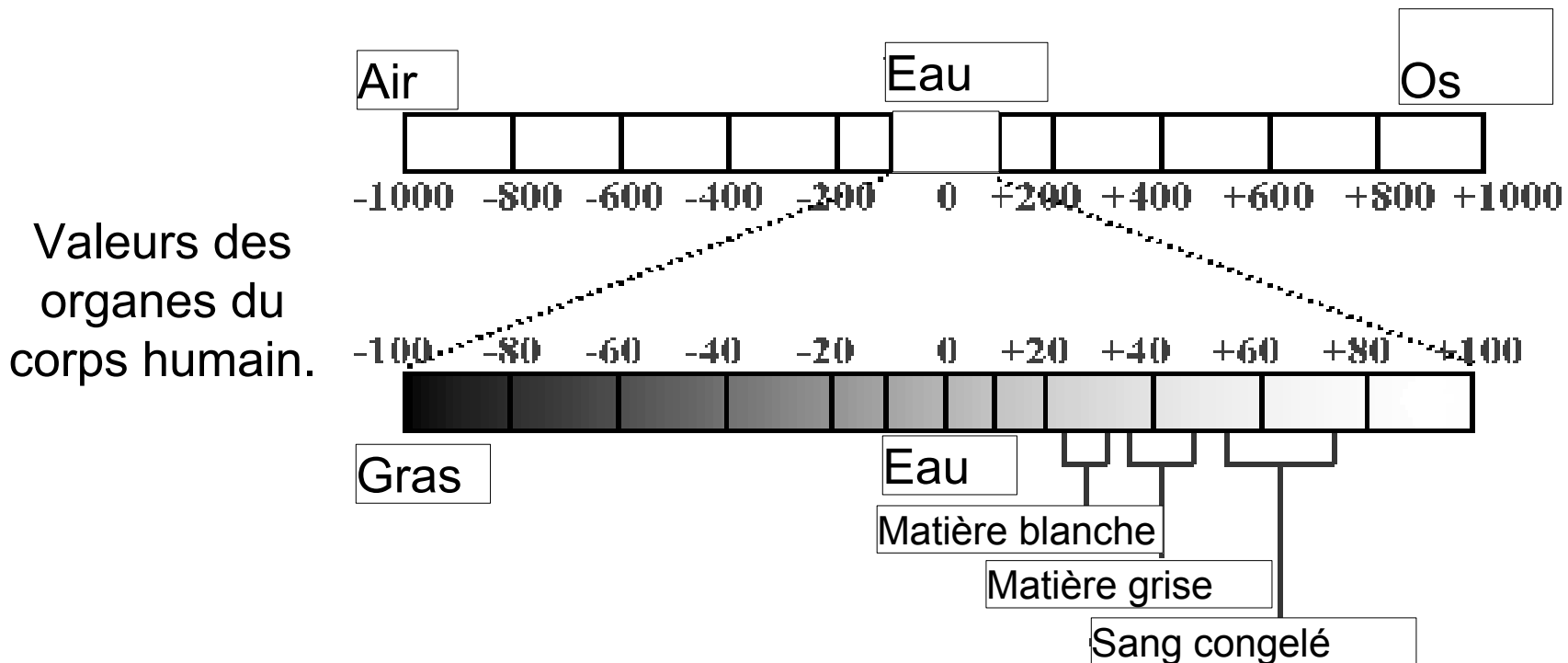


Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

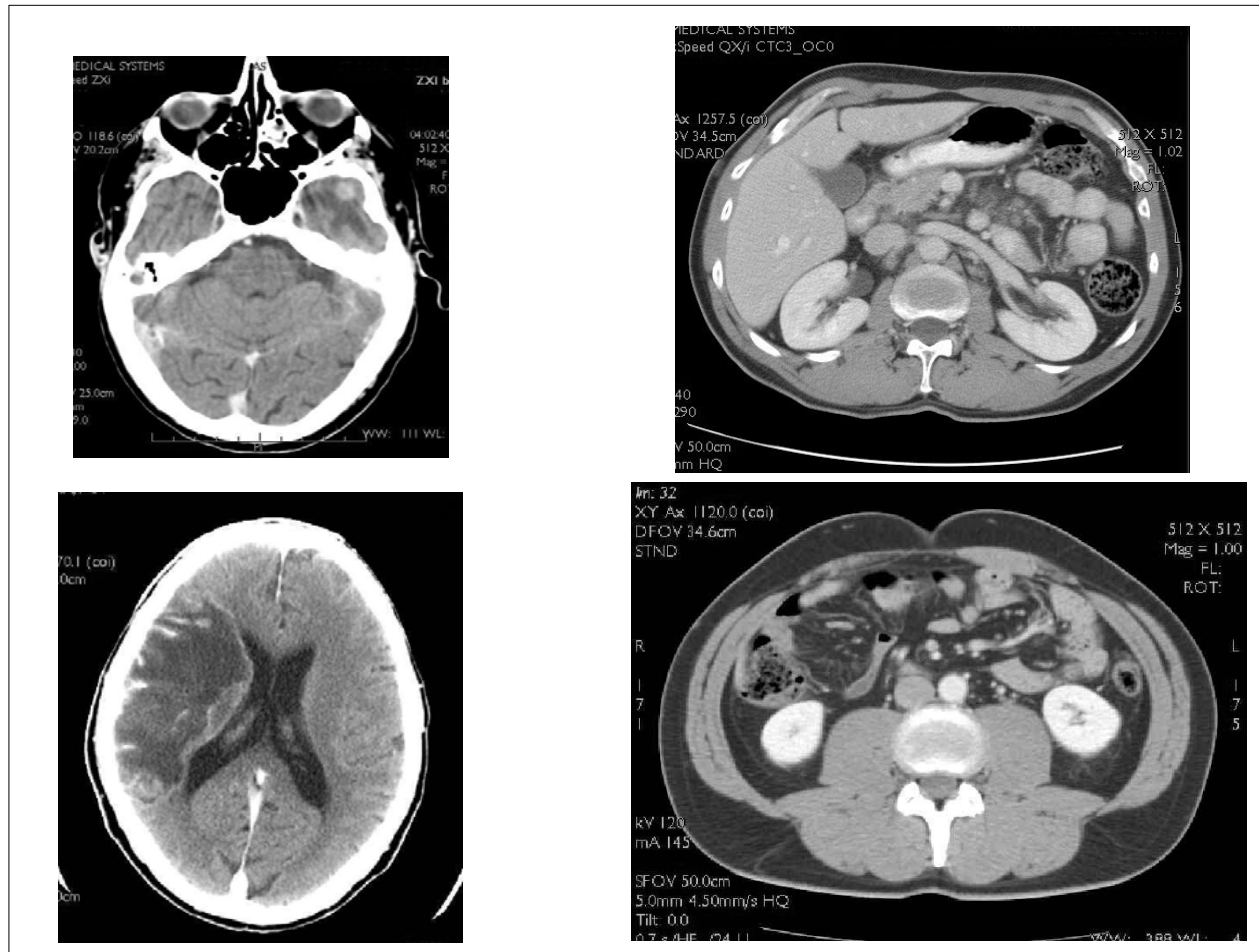
Unité de Hounsfield: Rapport entre le coefficient d'atténuation linéaire mesuré et le coefficient pour l'eau à 50keV.

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$



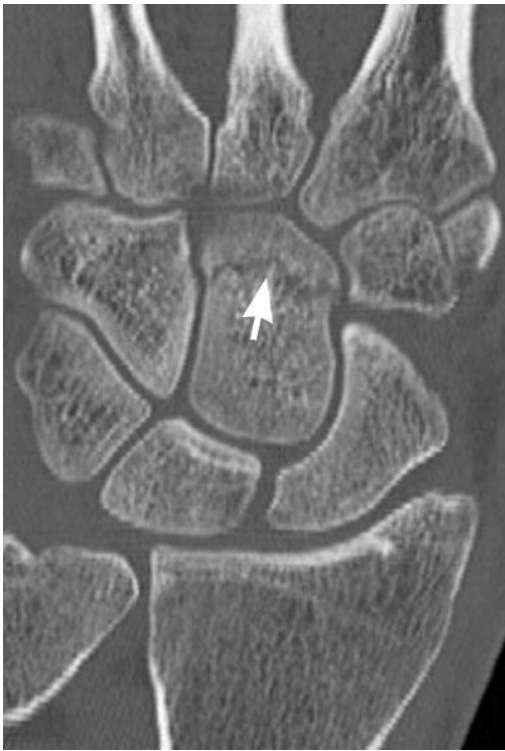
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



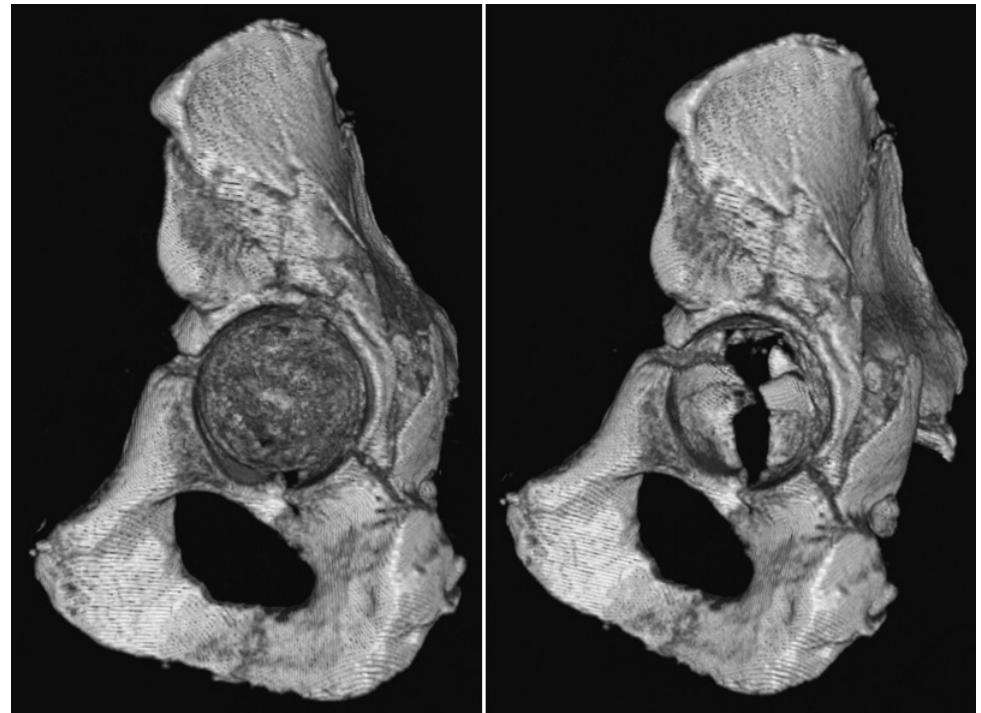
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)



Fracture dans la main

[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

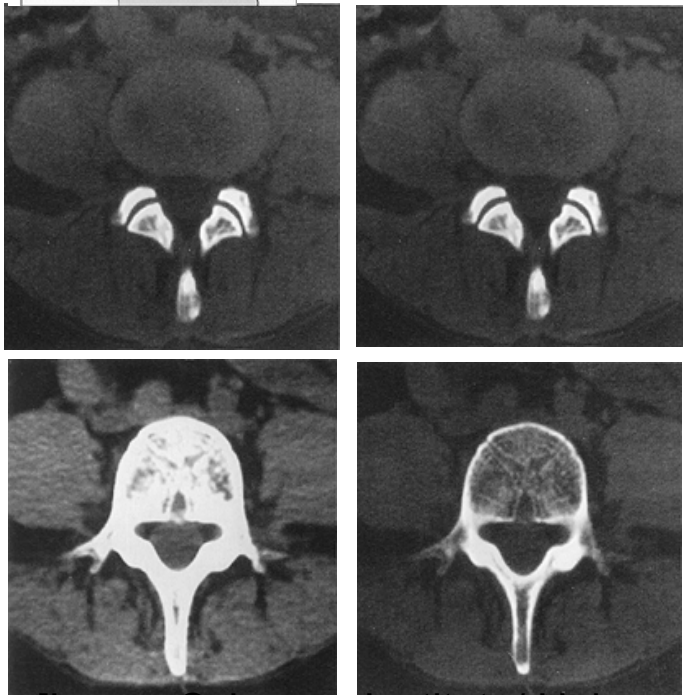
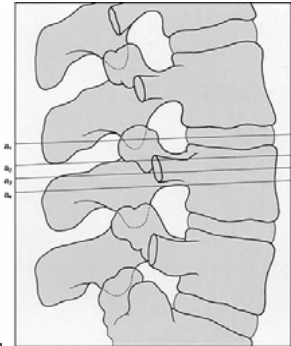


Fracture acétabulaire

Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

Colonne Vertébrale: Vertèbres et Disques

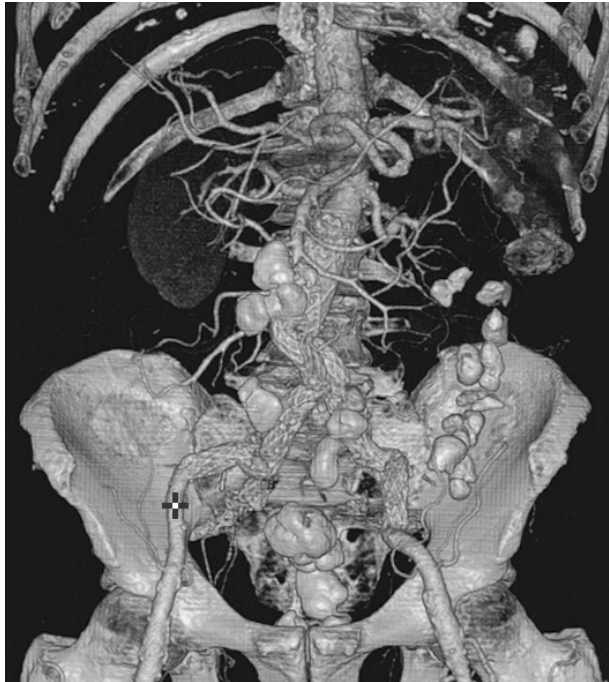


[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

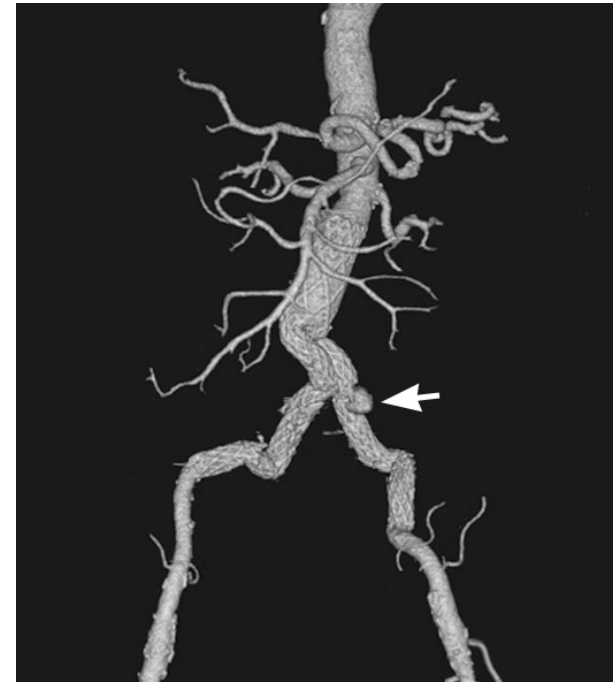
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

Angiographie par CT



Avant soustraction des os

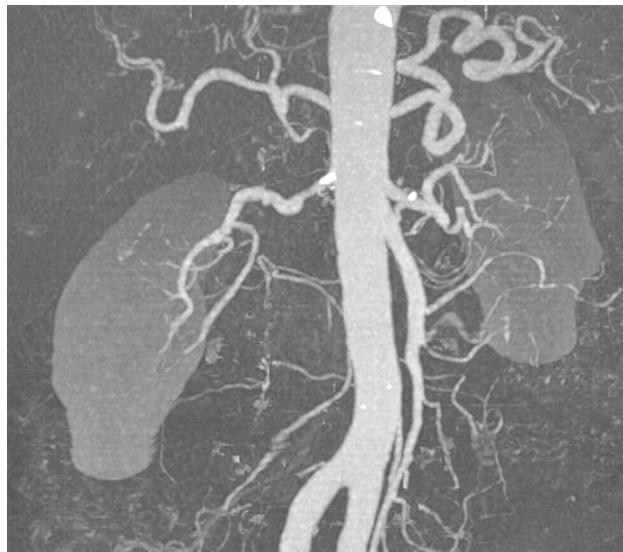


après

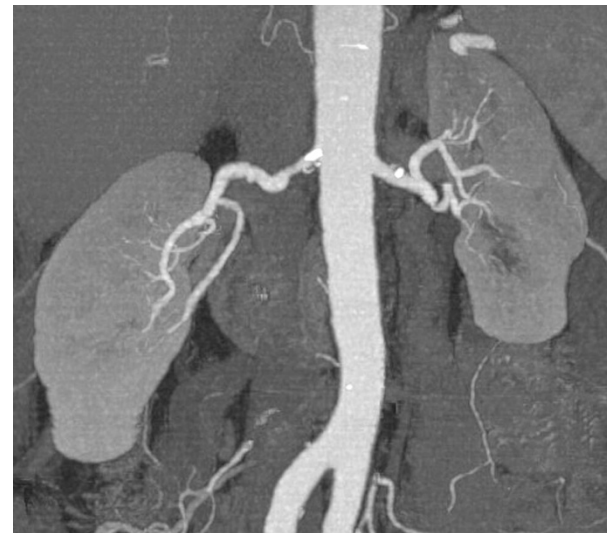
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

Angiographie par CT



MIP



**MIP non - linéaire (éliminer
les sur - projections)**

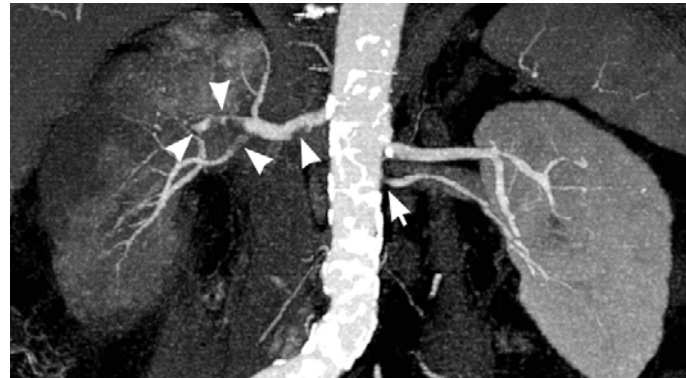
Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT) Angiographie par CT

sténose et
anévrisme



embolie
rénale



sténose



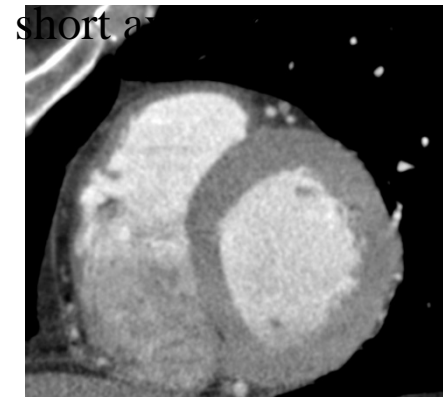
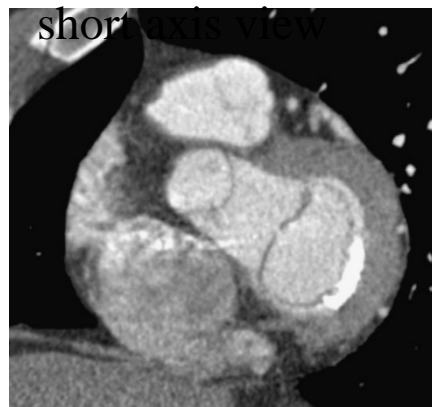
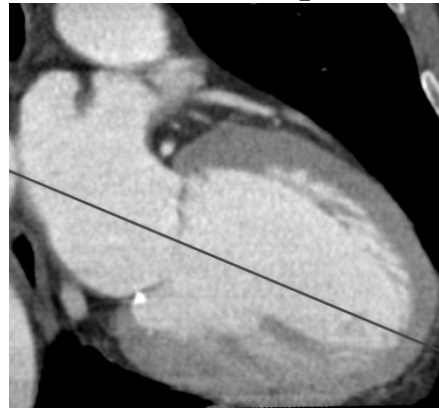
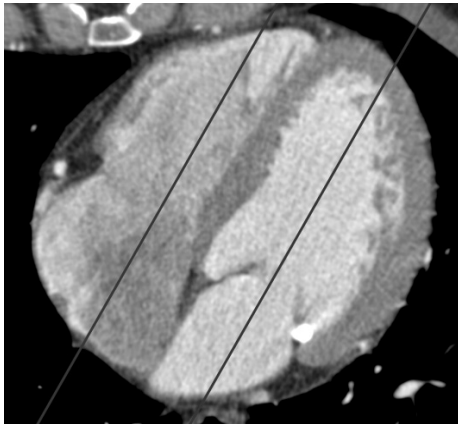
2 plaques de
sténose



Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT)

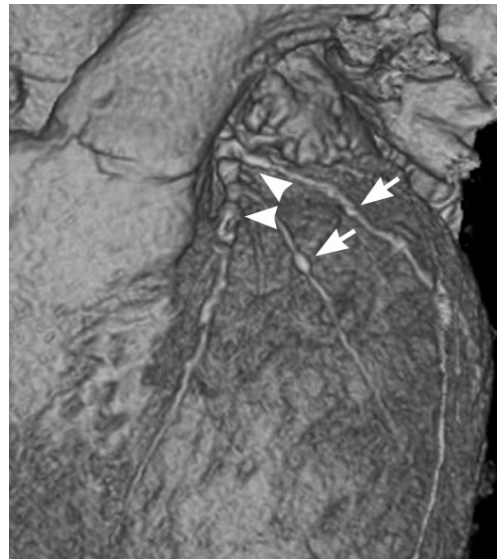
Cardiaque



Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT) Cardiaque

Sténose et Plaques sur les artères coronaires



Systemes Rayons X

Radiographie Tomographique (CT) Navigation Chirurgicale



[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

Systemes Rayons X

Sites Web d'information

- **Conseil des enseignants en radiologie de France (CERF).**
www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/index.html
- **GE Medical Systems**
www.gehealthcare.com/rad/xr/education/index.html
- **Radiological Society of North America (RSNA)**
www.rsna.org

Pour en savoir plus ...

Source des images: M. Prokop from
“Spiral and Multislice Computed
Tomography of the Body”, by M.
Prokop, M. Galanski, A. J. van der
Molen and C. M. Schaefer-Prokop

The Essential Physics of Medical Imaging (2nd Edition)

Auteurs: Jerrold T. Bushberg, J.
Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt
Jr., John M. Boone

