

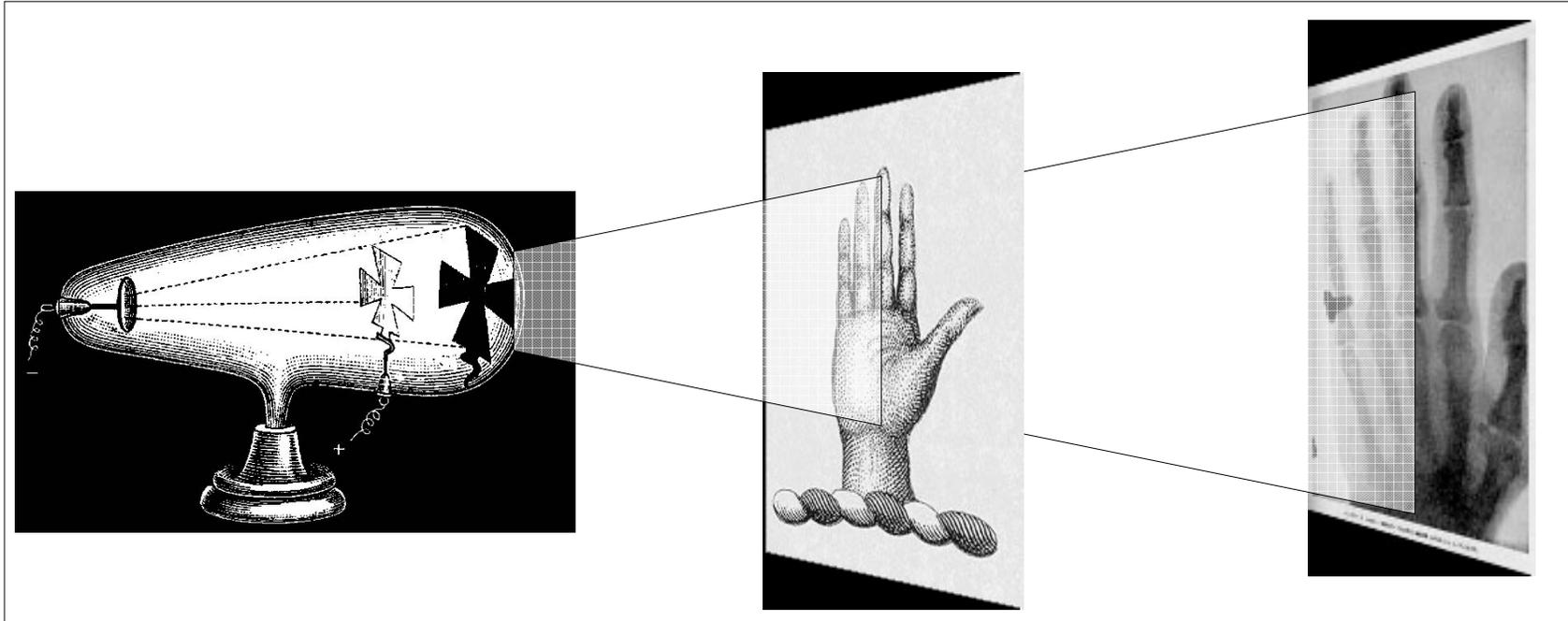
# Imagerie par rayons X

Elsa Angelini

Télécom ParisTech

CNRS LTCI

# 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.

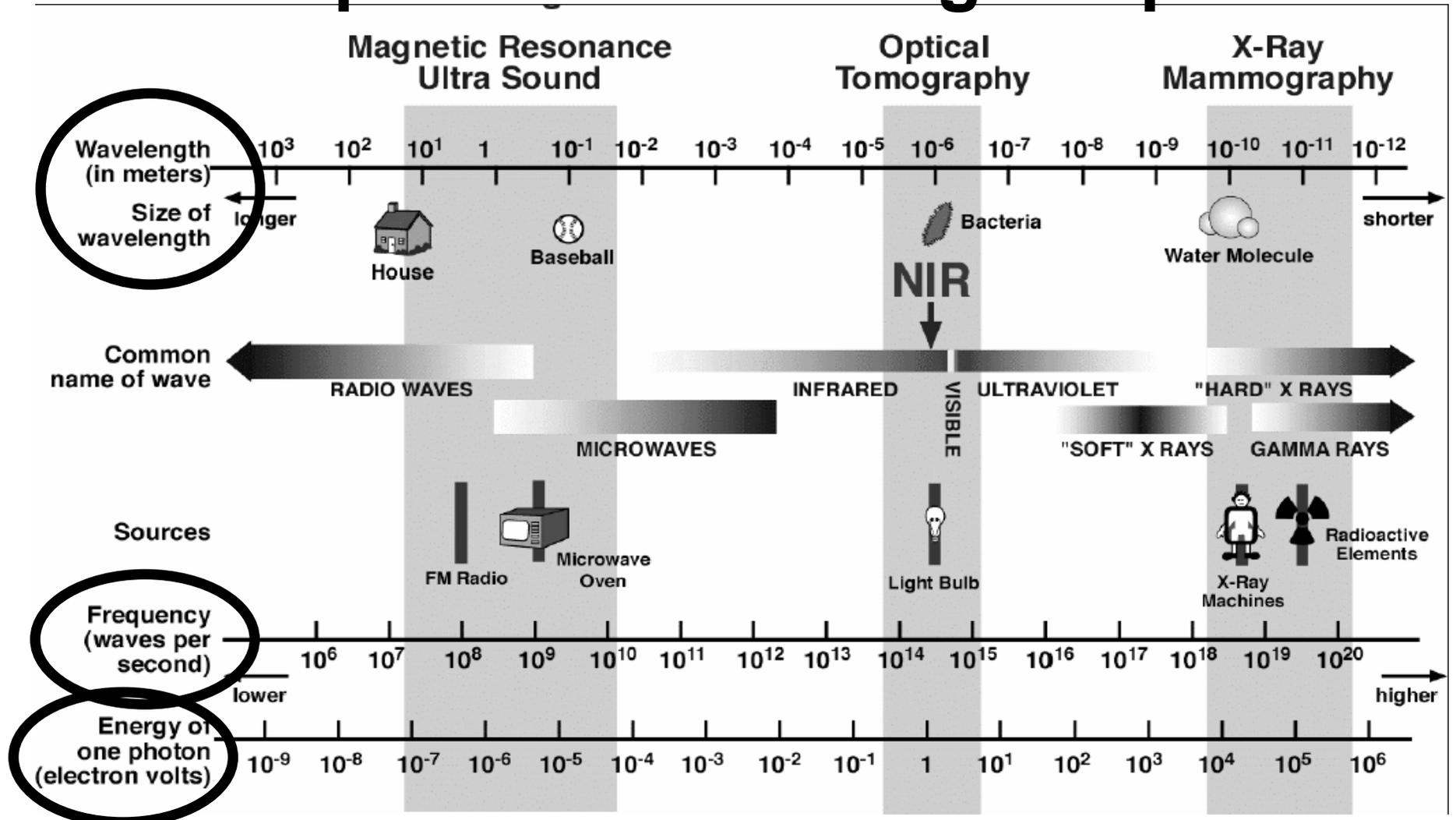
## Détecteur:

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

## Physique des Radiations

# Les rayons X

## Spectre Electromagnétique



# 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<sup>-</sup> 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.

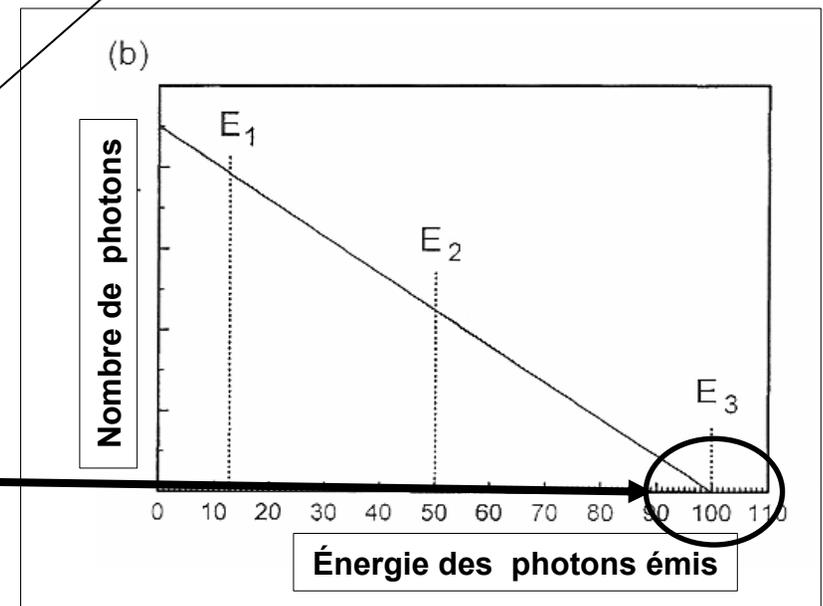
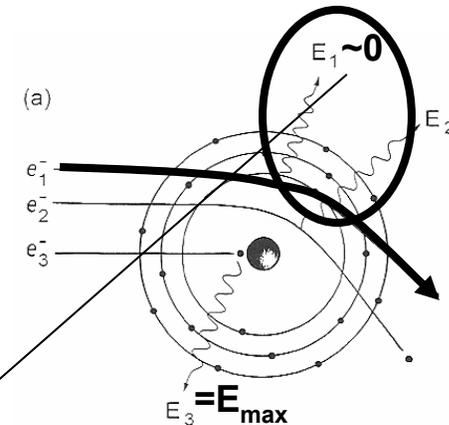
• L'effet "Bremsstrahlung" crée un **spectre continu** ("radiation blanche") entre:

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

• 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

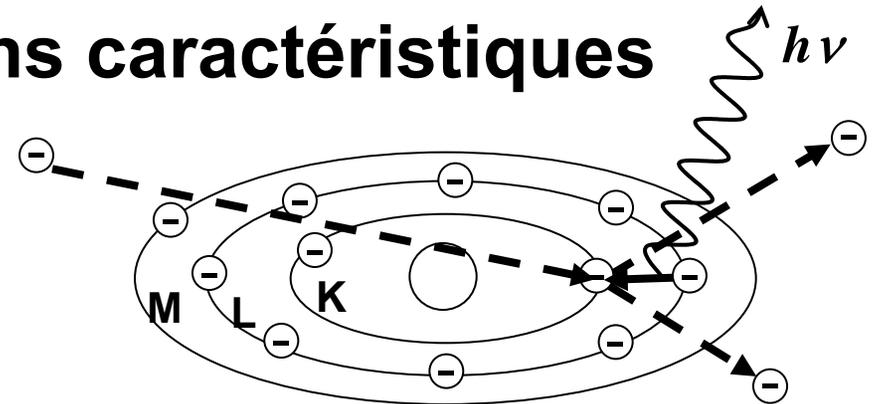


54% pour 6 MeV avec tungstène.

# Génération des Rayons X

## 3.2 Radiation: radiations caractéristiques

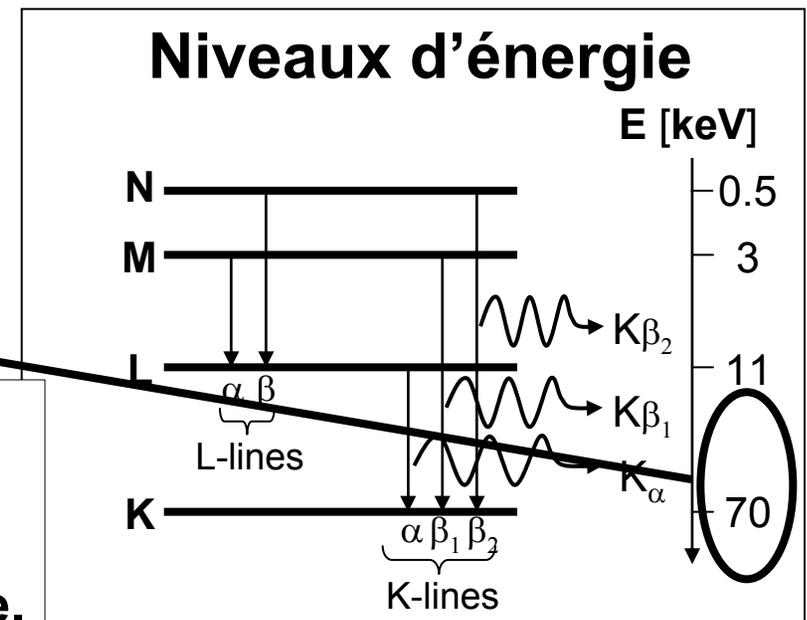
Cas de figure où l'énergie de l'e<sup>-</sup> incident > énergie de liaison de l'e<sup>-</sup> de l'atome:



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

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

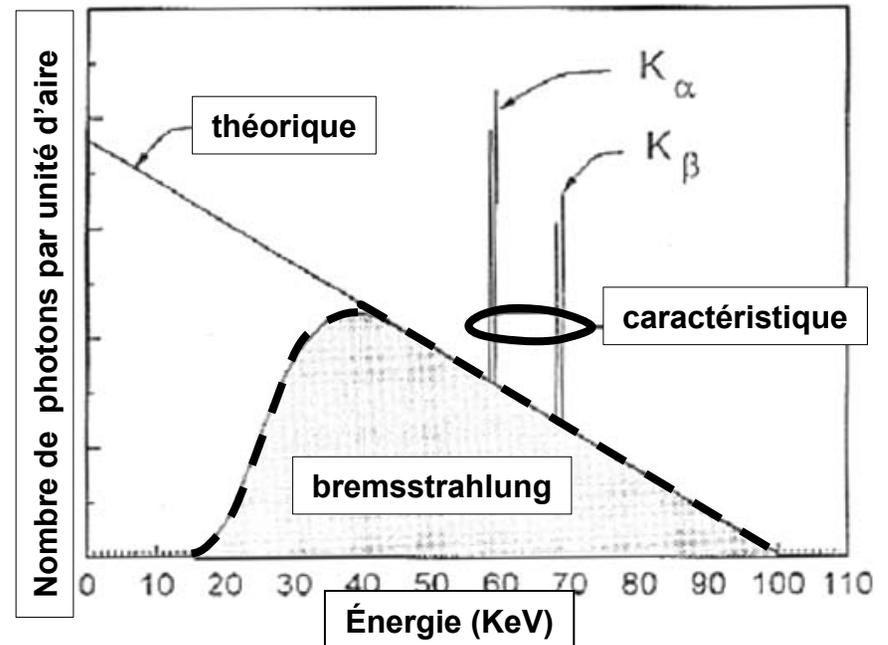
- Phénomène déclenché au dessus d'un seuil de voltage.
- La proportion de radiations caractéristiques augmente avec le voltage.



# 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

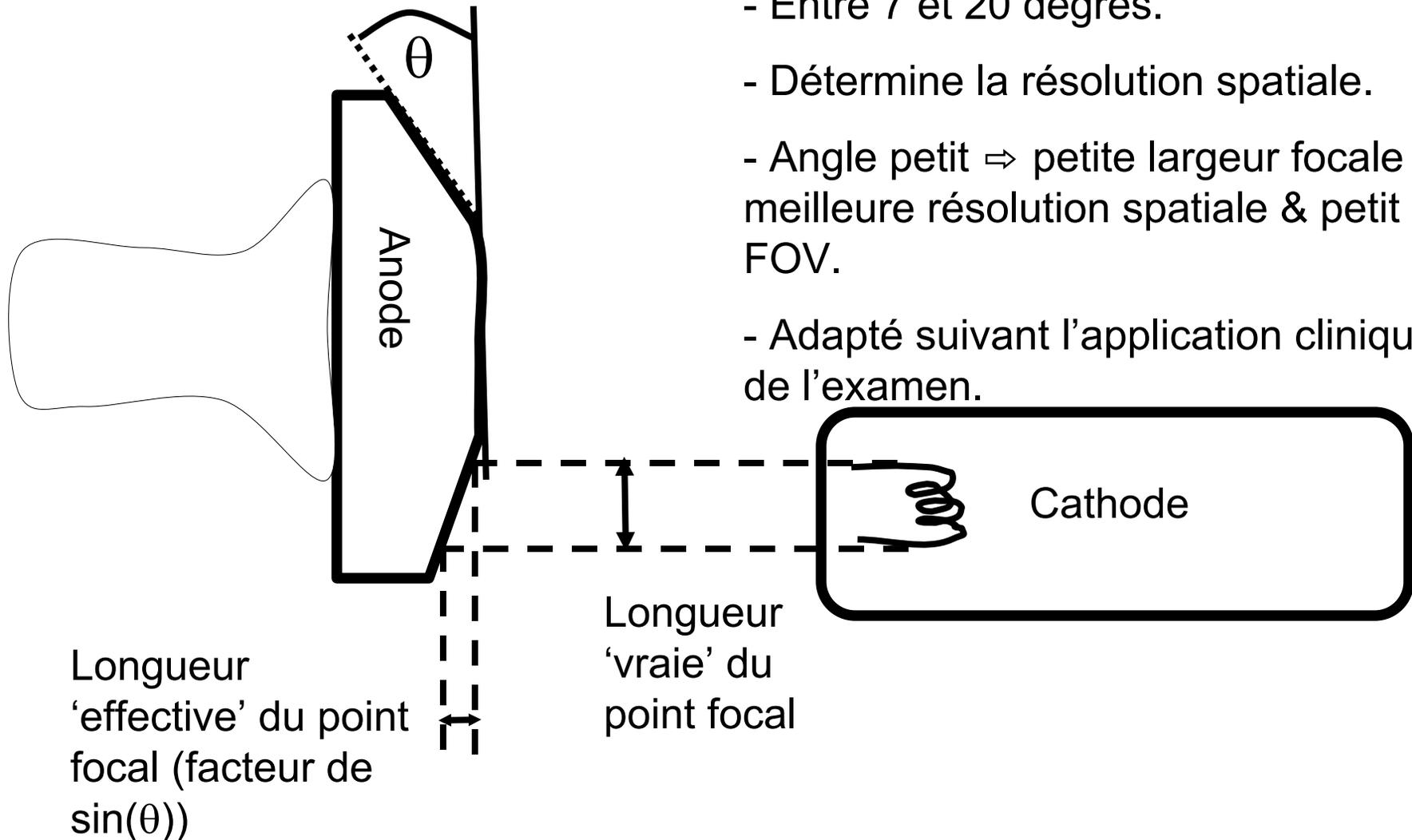
Transition	Tungstène	Molybdenum	Rhodium
$K_{\alpha 1}$	59.32	17.48	20.22
$K_{\alpha 2}$	57.98	17.37	20.07
$K_{\beta 1}$	67.24	19.61	22.72

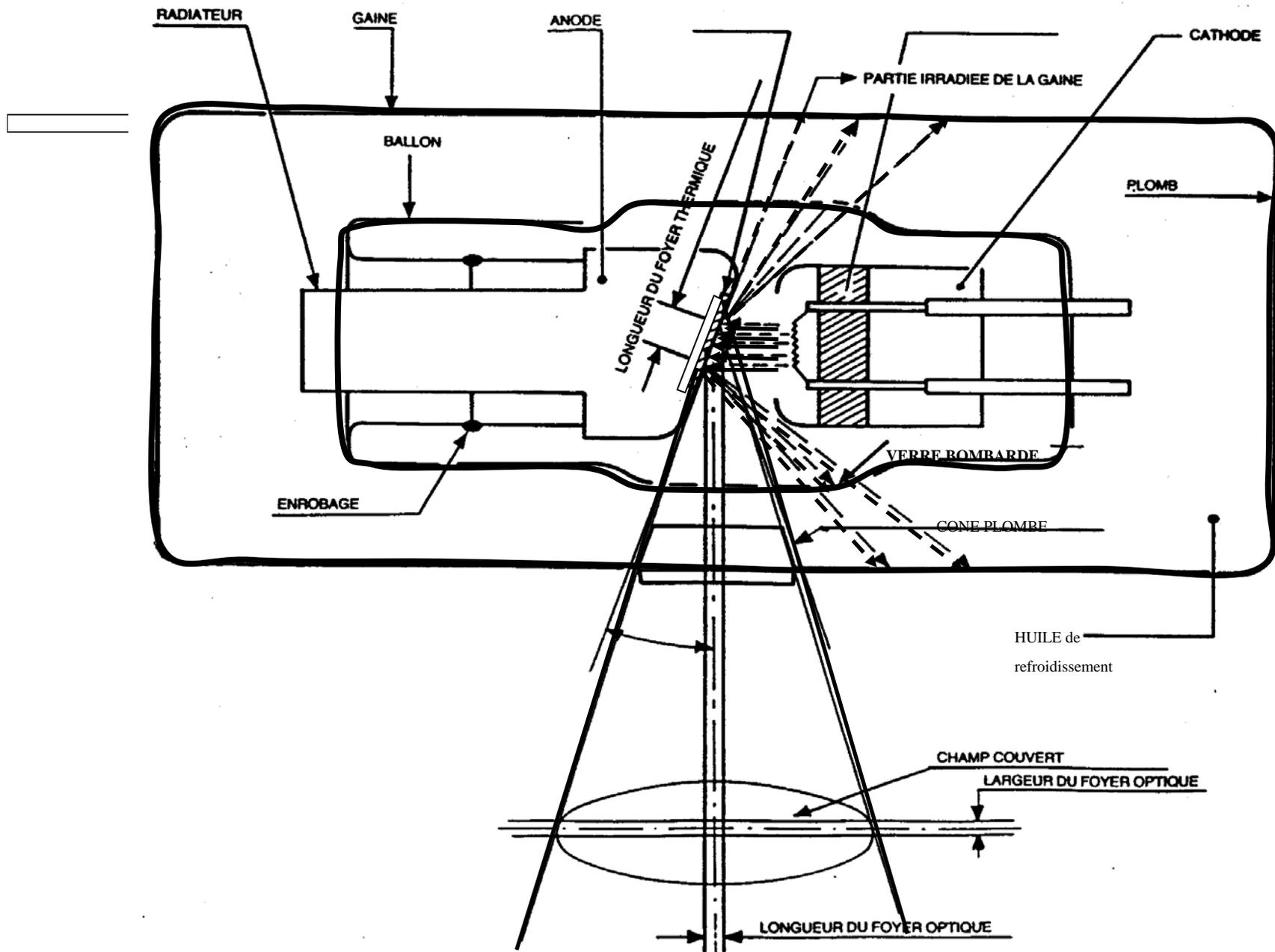
# Génération des Rayons X

## 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.

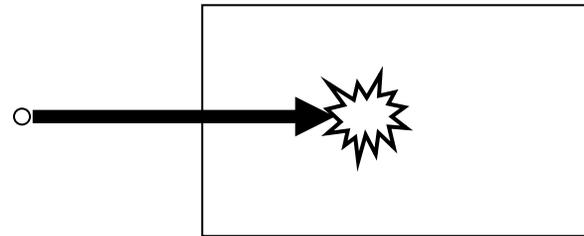
Qualité du faisceau, Quantité,  
Efficacité, Exposition.

# Interactions Rayons X - Tissus

---

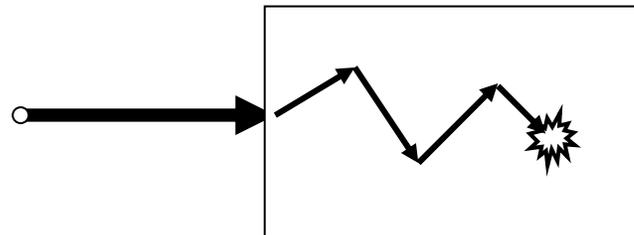
## Interactions des radiations avec la matière

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.

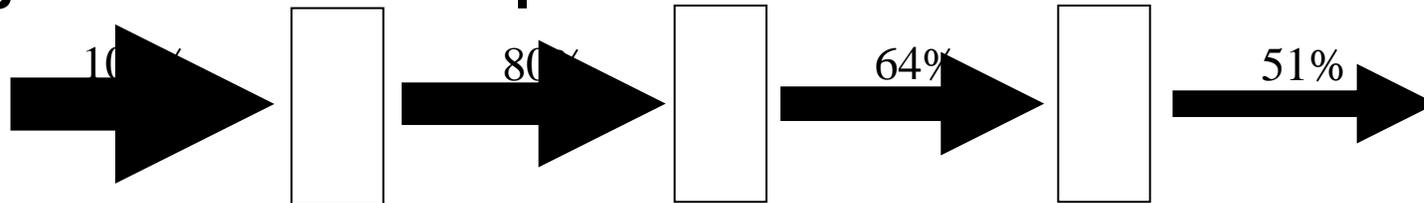
# Interactions Rayons X - Tissus

---

## Interactions des rayons X avec la matière

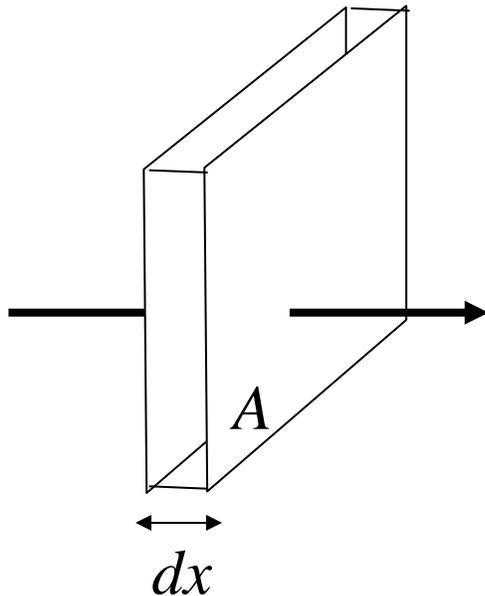
### Principe d'Imagerie par Rayons X:

- 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  $dx$

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

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

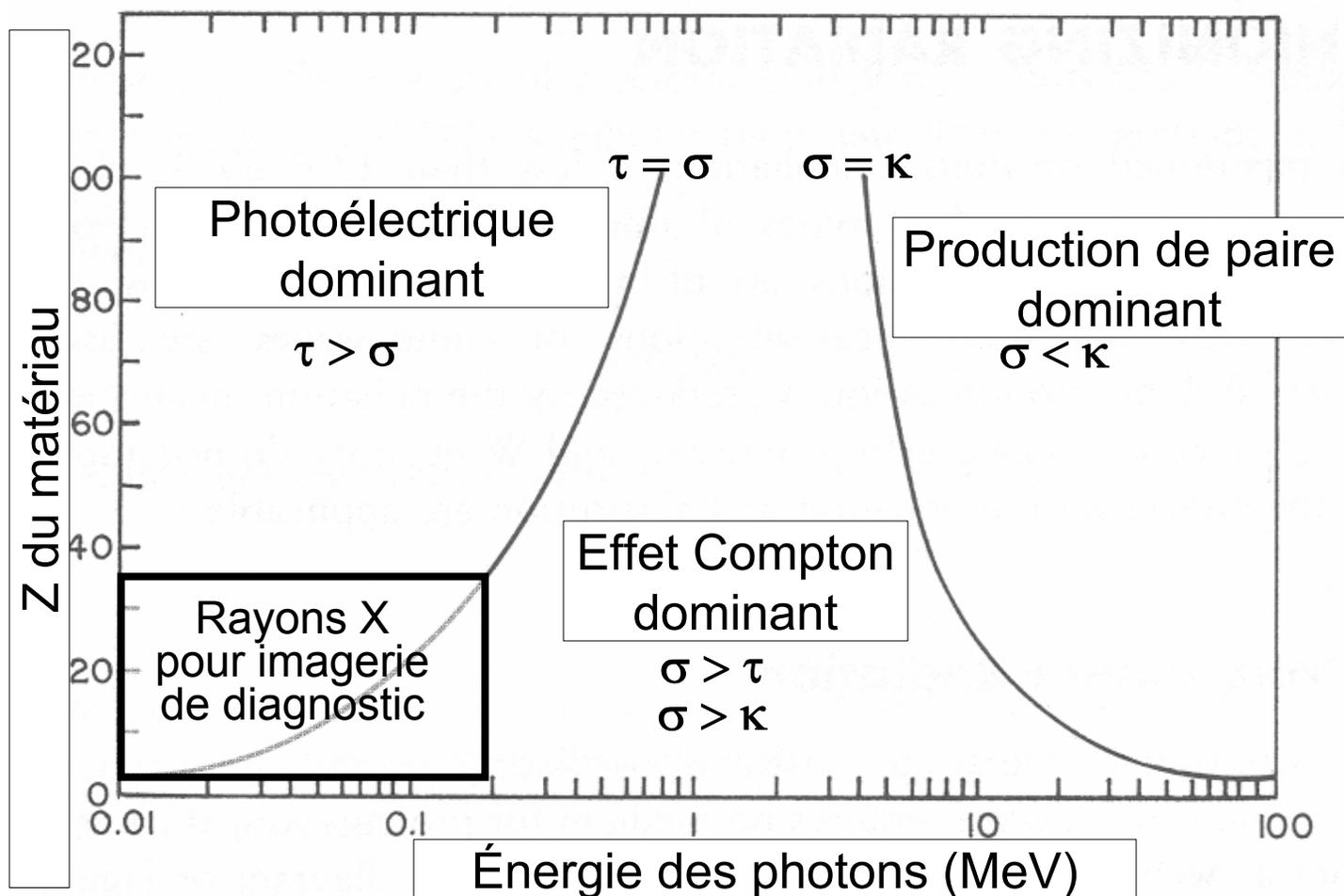
$$\mu_m = \mu / \rho$$

$\mu$  = coefficient linéaire d'atténuation.

= probabilité d'interaction sur une longueur  $dx$ .

[cm<sup>2</sup>/g].

# Interactions Rayons X - Tissus



$\tau$  = probabilité d'absorption photoélectrique.

$\sigma$  = probabilité de diffusion par effet Compton.

$\kappa$  = probabilité de production de paire.

# 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  $\rho$  (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 d'atténuation

Propriétés des  
tissus du corps

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

Contraste des  
tissus

Substance	$\mu(\text{cm}^{-1})$	Atomic number <Z>	Density (gm cc <sup>-1</sup> )
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
<b>Bone</b>	<b>0.48</b>	~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 ( $\mu_{en}$ )<sub>m</sub> (m<sup>2</sup>/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

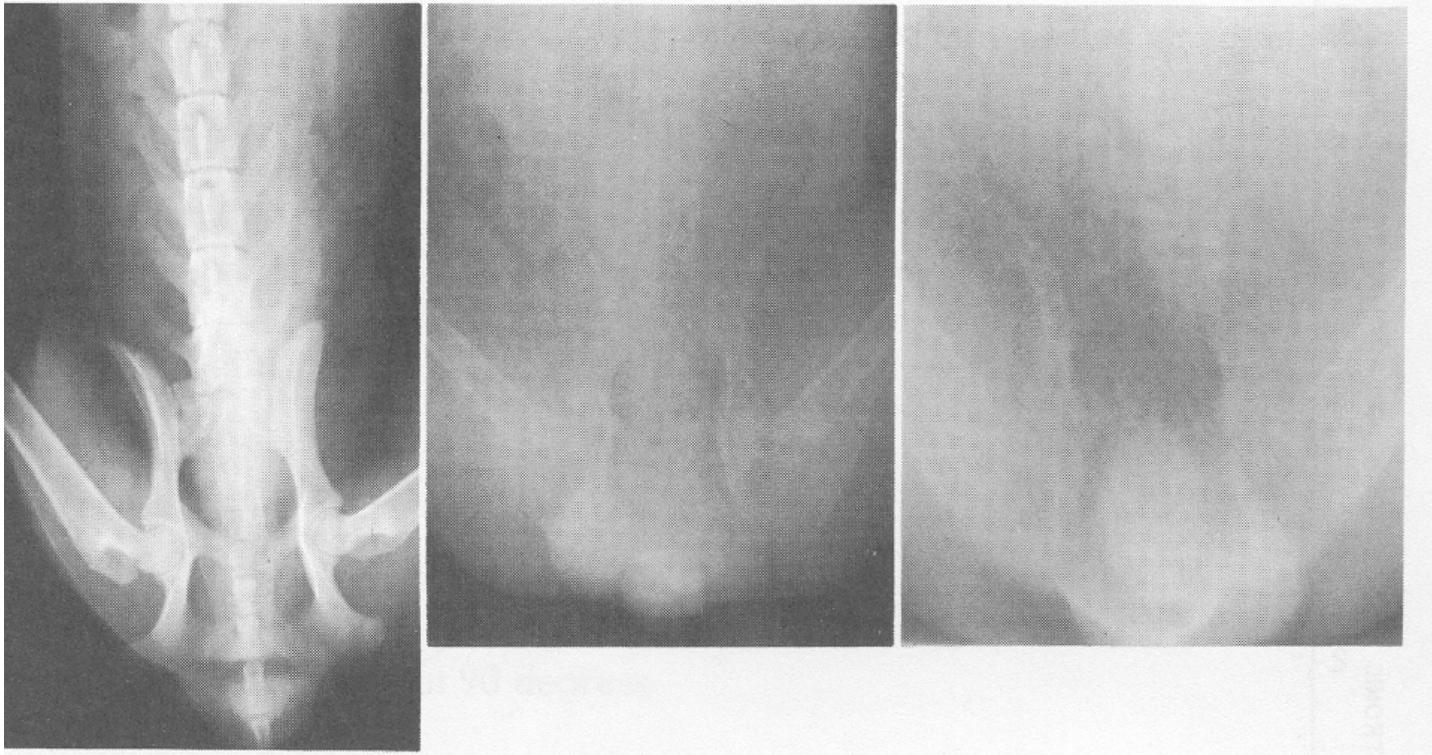
\*From National Bureau of Standards Handbook 85 Washington, DC, US Government Printing Office, 1964.

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

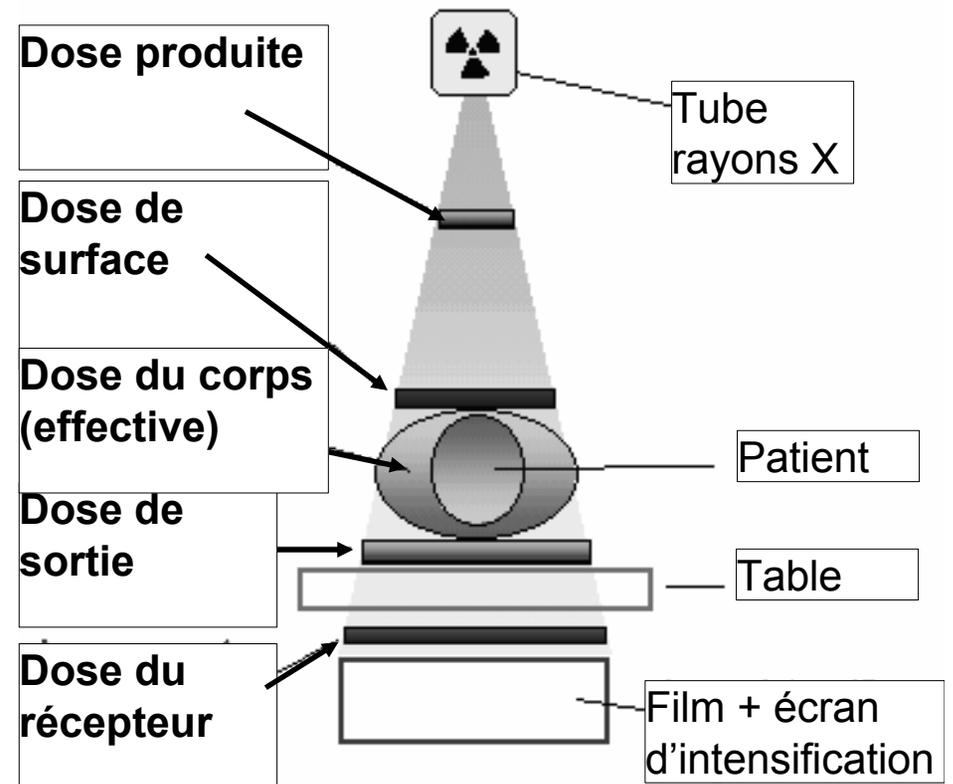
- Contraste important entre les os et les muscles.
- Peu de contraste entre les muscles et les tissus mous.
- Grande différence entre l'air et les tissus mous (différence de densité).

# Interactions Rayons X- Tissus

## 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  $\text{mSv} \times \text{cm}^2$ .



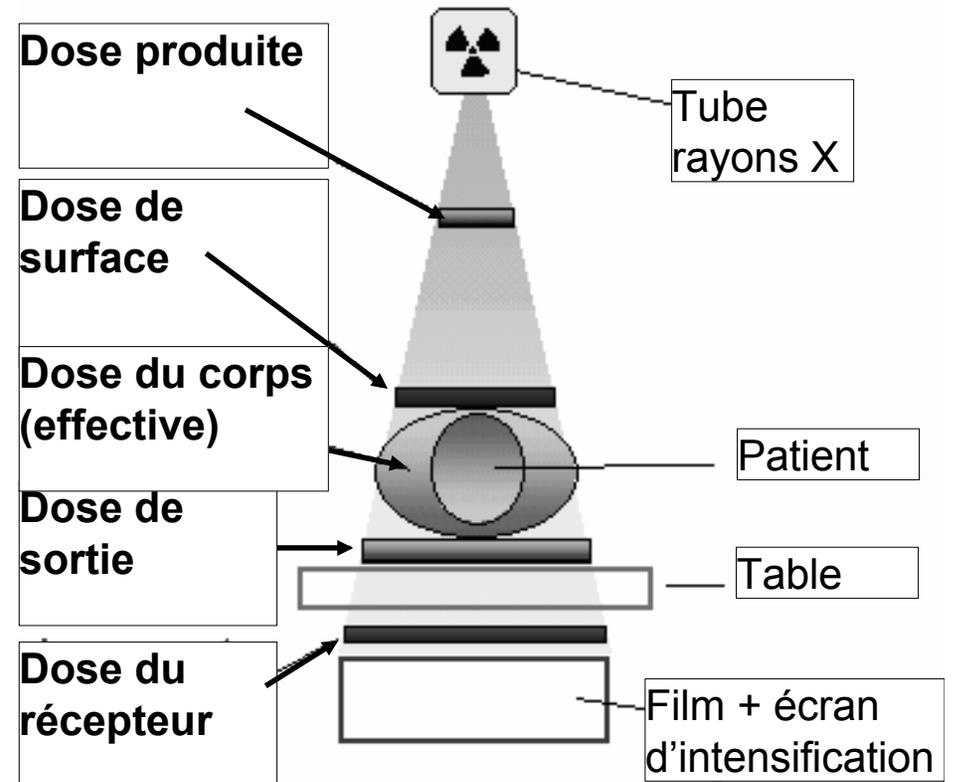
# Interactions Rayons X- Tissus

## 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

---

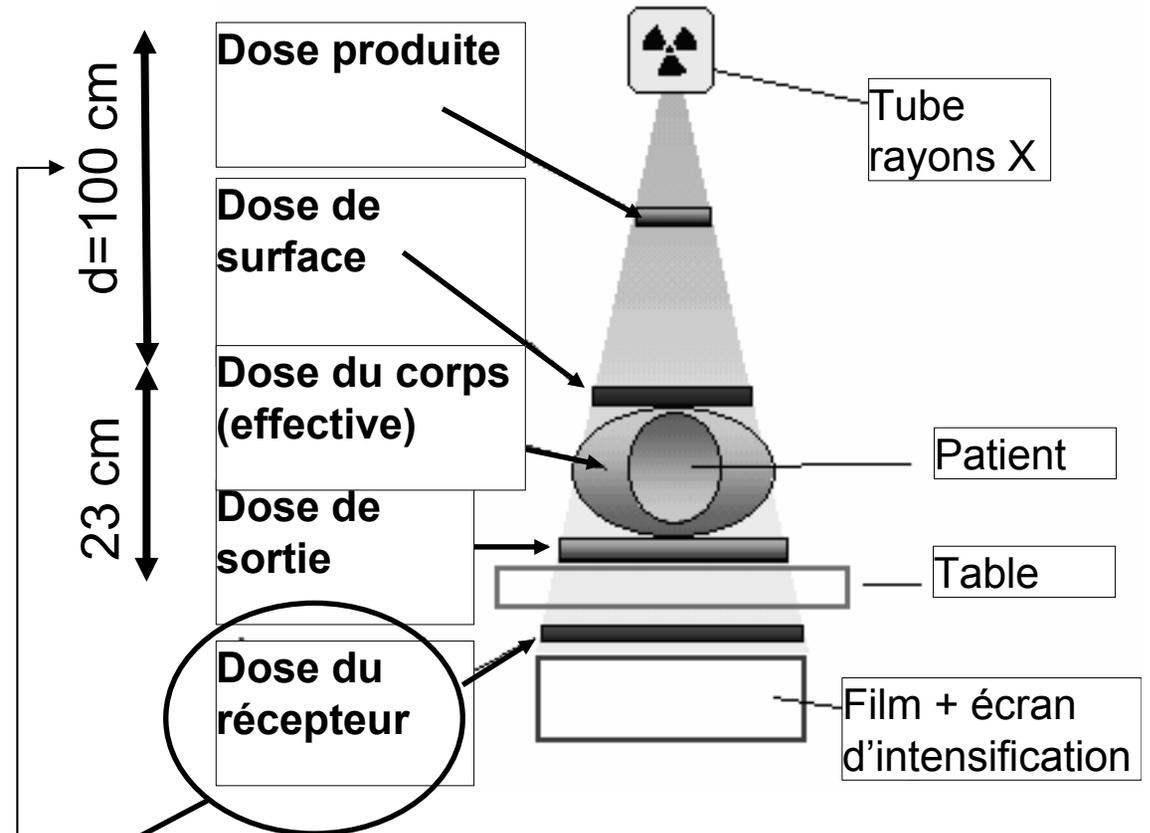
## Paramètres d'examen

- 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



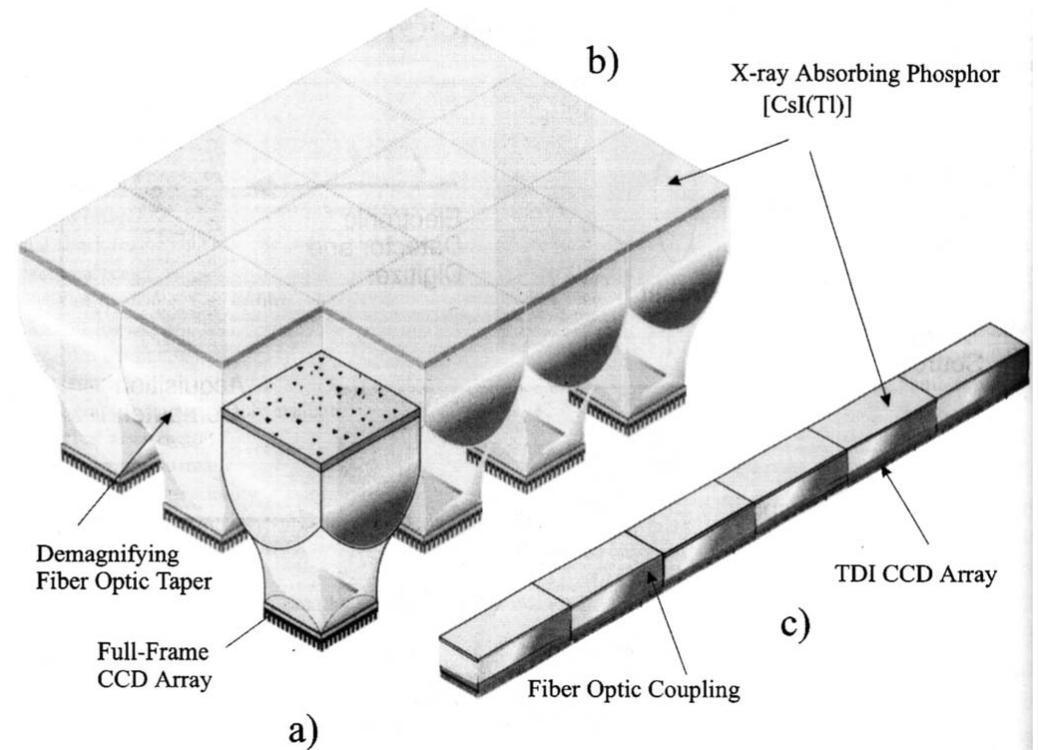
pour une dose du récepteur de 0.6mR (produisant un DO de 1 sur un film de vitesse 400).

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

# Détection des Rayons X

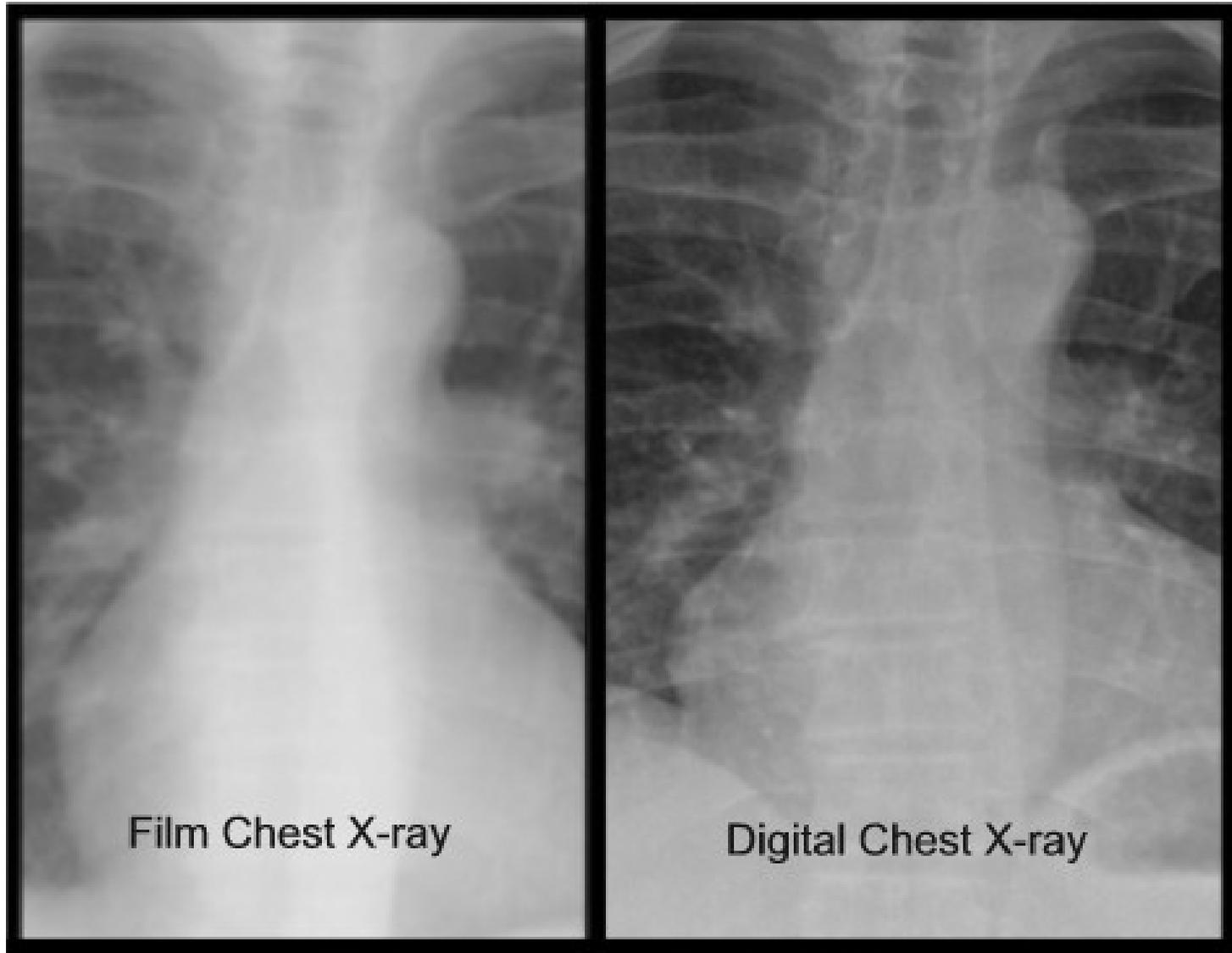
## Systeme de radiographie numerique

- 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

---



Film Chest X-ray

Digital Chest X-ray

# Systemes Rayons X

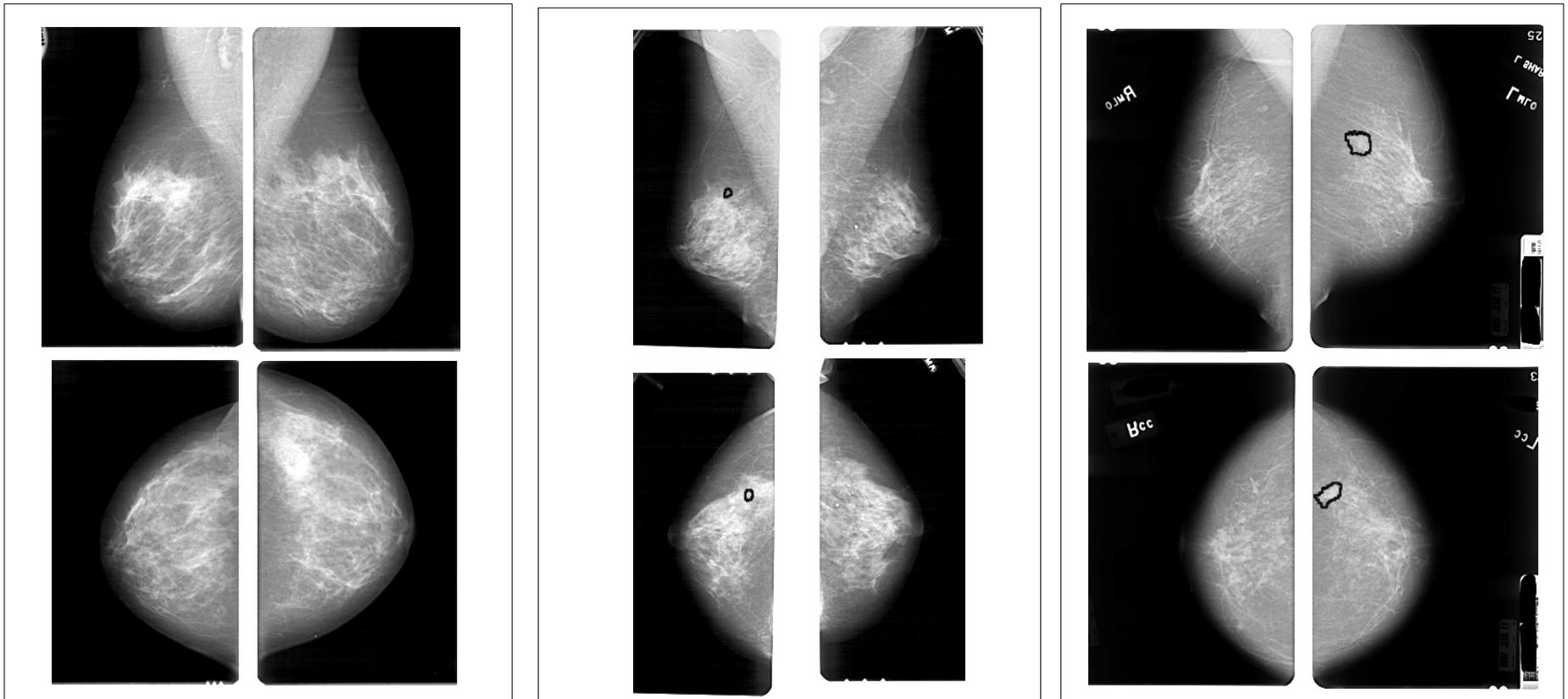
## Radiographie



- Fractures
- Infections pulmonaires

# Systemes Rayons X

## Mammographie



Normal

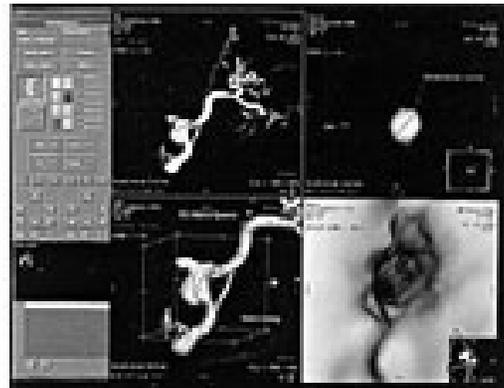
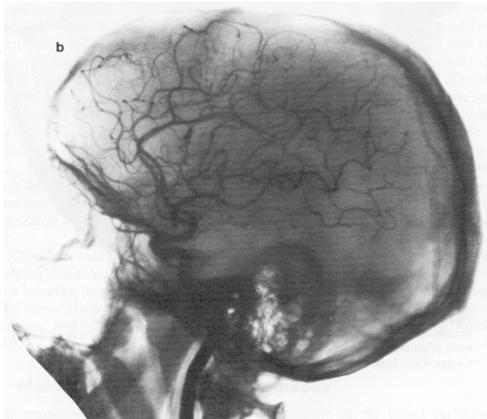
Bénin

Cancer

# Systemes Rayons X

## Angiographie

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

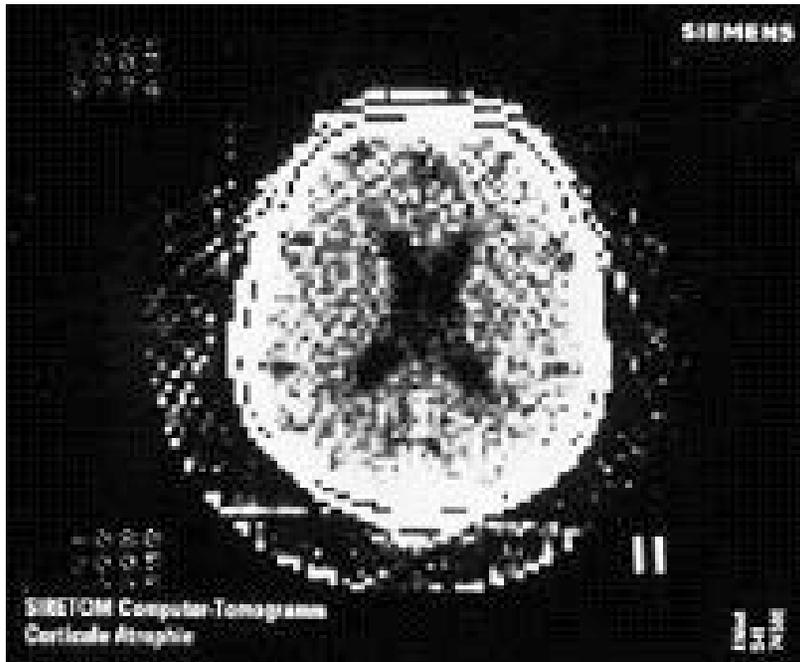


# Systemes Rayons X

---

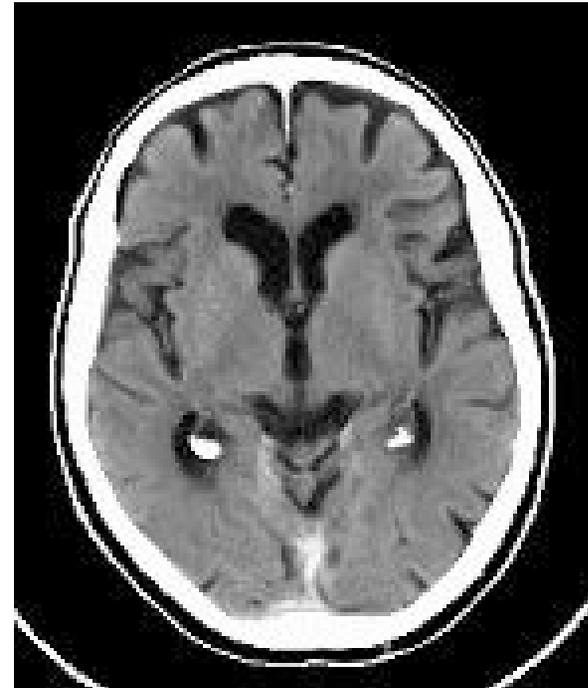
## Radiographie Tomographique (CT)

1975



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

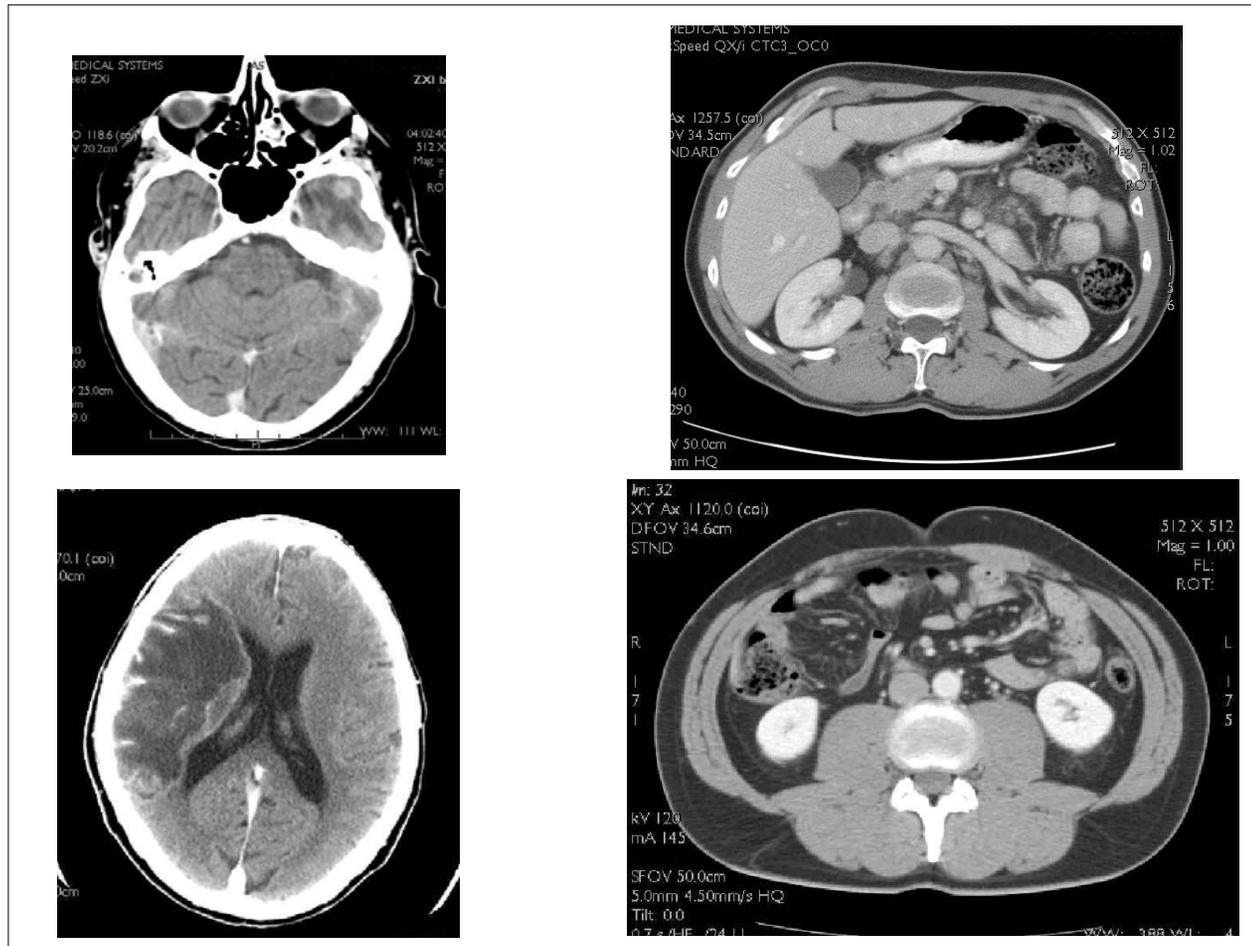
2000



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

# Systemes Rayons X

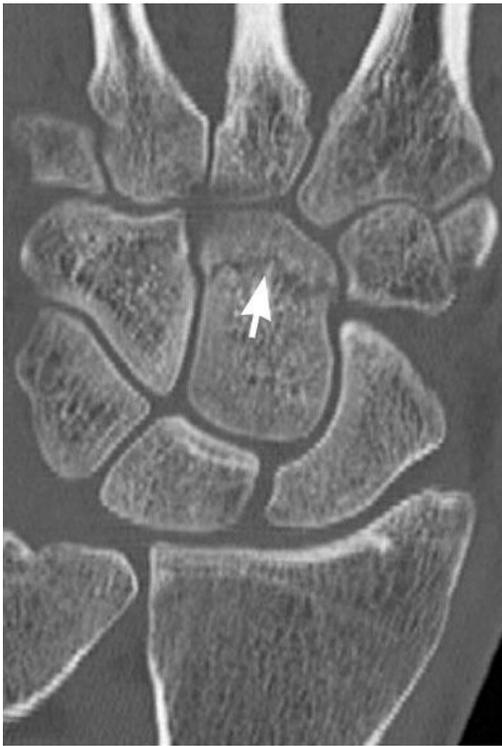
## Radiographie Tomographique (CT)



# Systemes Rayons X

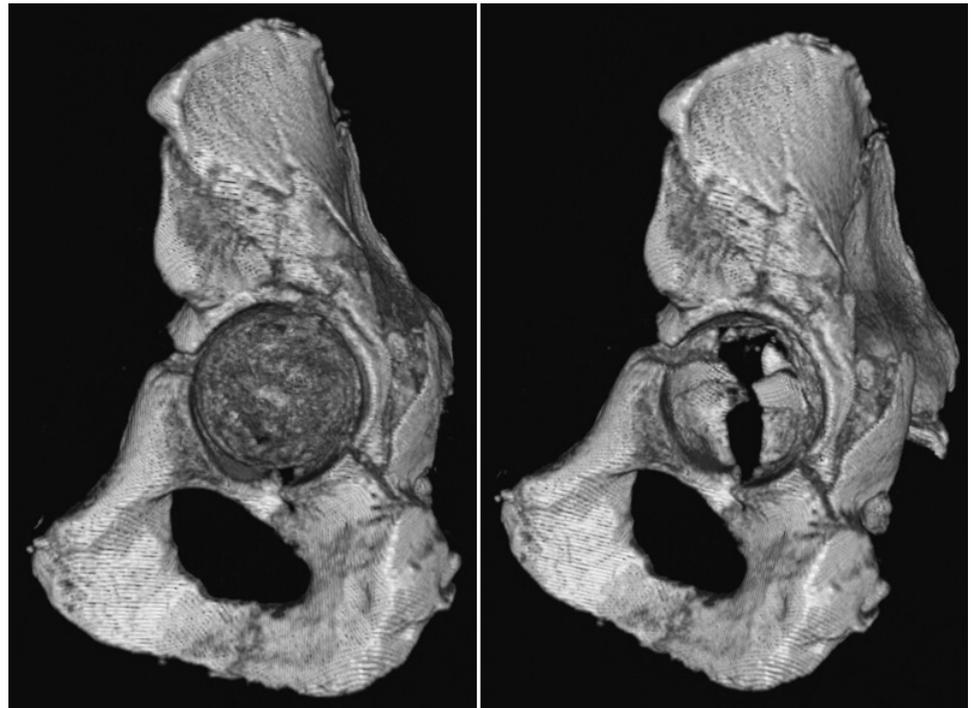
---

## Radiographie Tomographique (CT)



Fracture dans la main

[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]



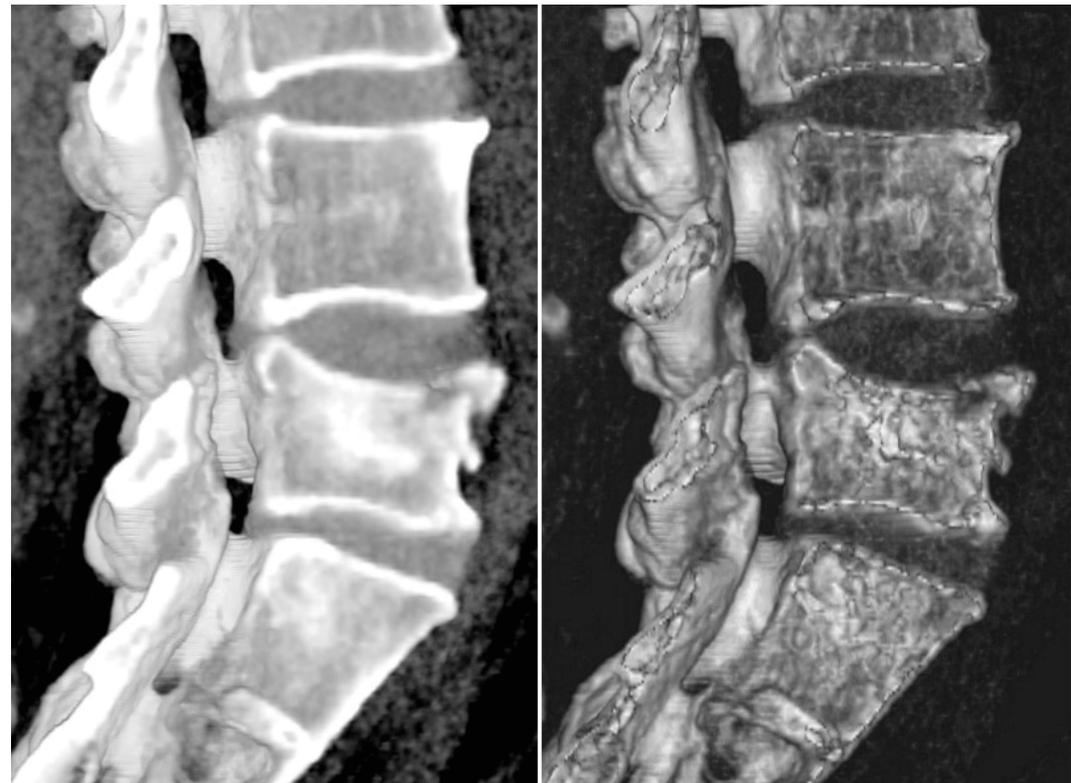
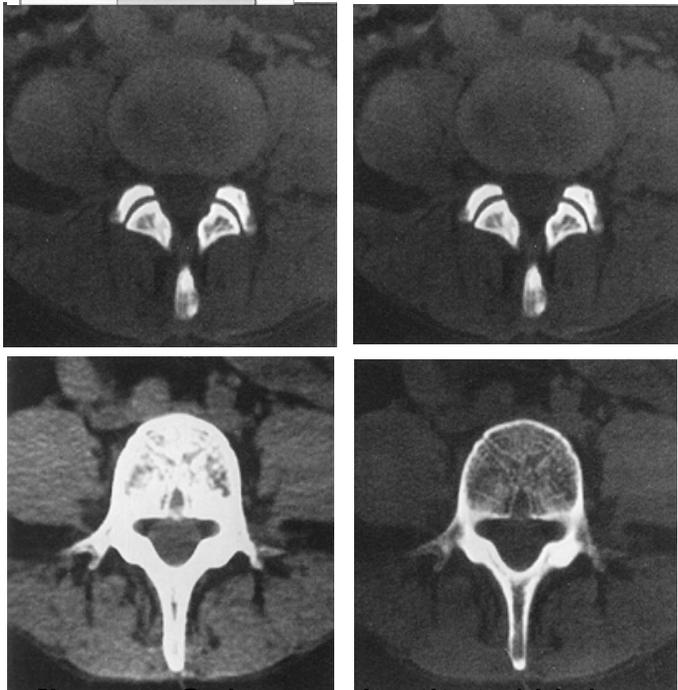
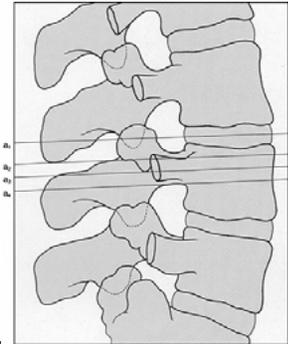
Fracture acétabulaire

# Systemes Rayons X

---

## Radiographie Tomographique (CT)

### Colonne Vertébrale: Vertèbres et Disques



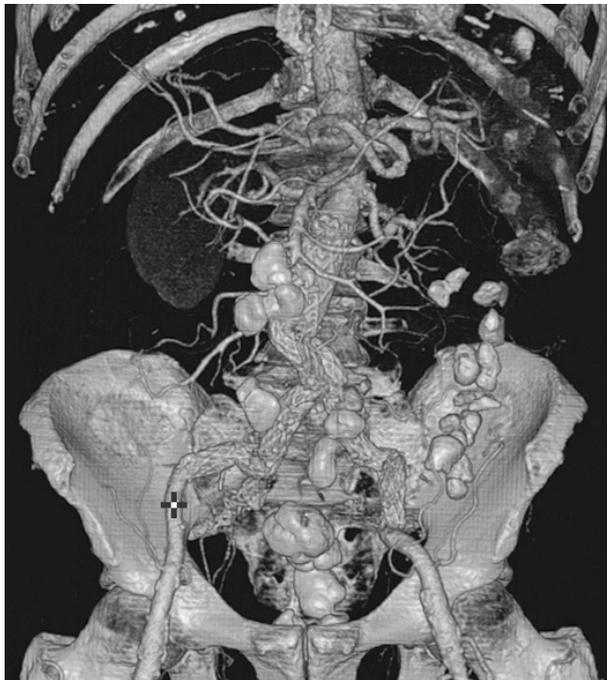
[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

# Systemes Rayons X

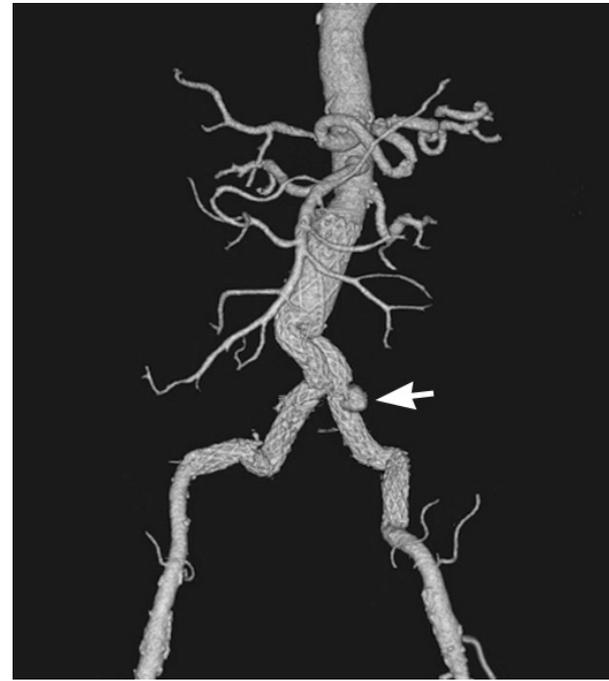
---

## Radiographie Tomographique (CT)

### Angiographie par CT



**Avant soustraction des os**



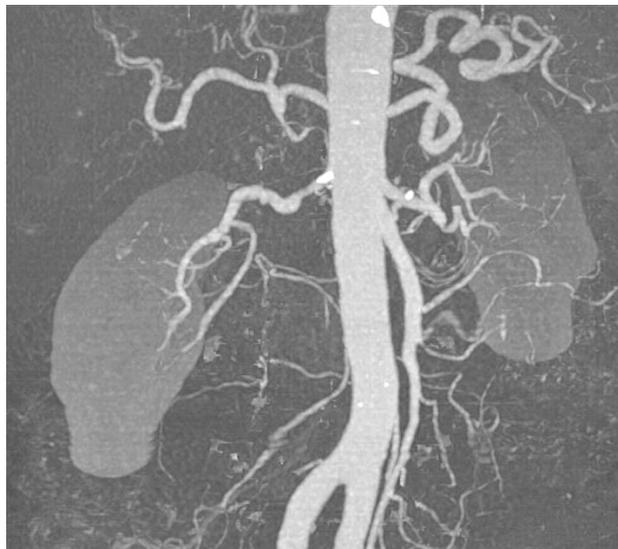
**après**

# Systemes Rayons X

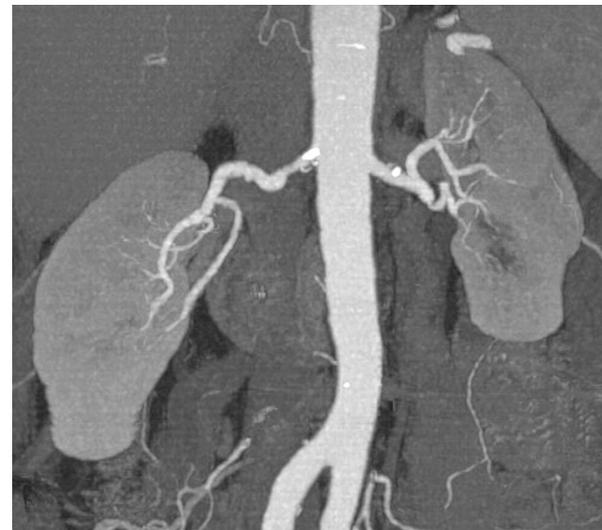
---

## Radiographie Tomographique (CT)

### Angiographie par CT



**MIP**



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

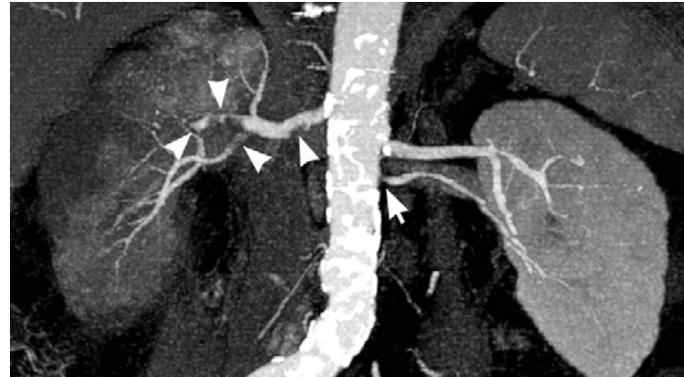
# Systemes Rayons X

## Radiographie Tomographique (CT) Angiographie par CT

sténose et  
anévrisme



embolie  
rénale



sténose



2 plaques de  
sténose

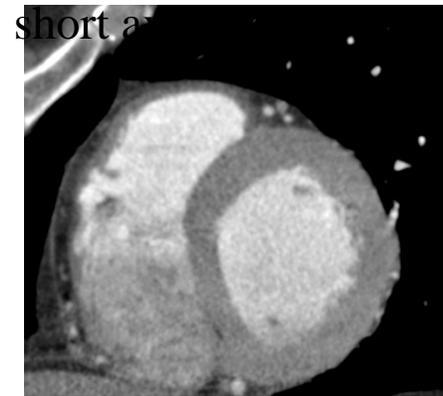
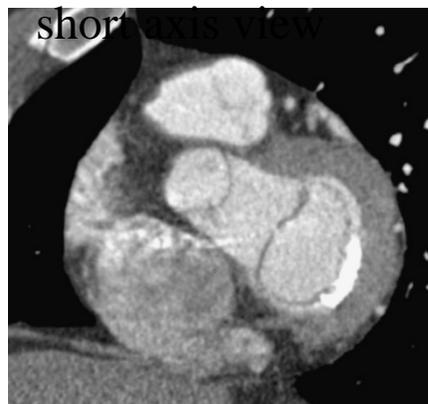
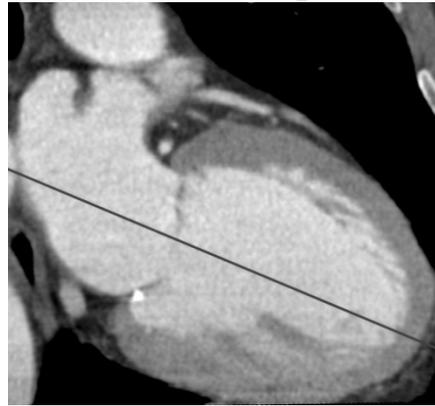
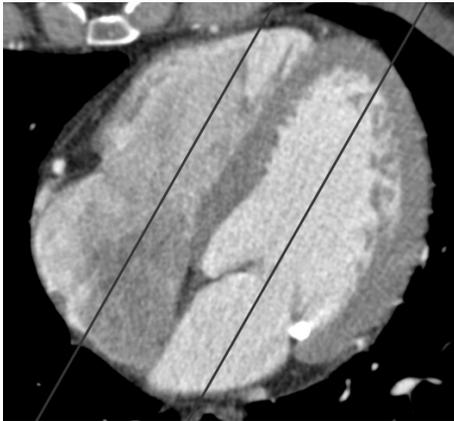


# Systemes Rayons X

---

## Radiographie Tomographique (CT)

### Cardiaque



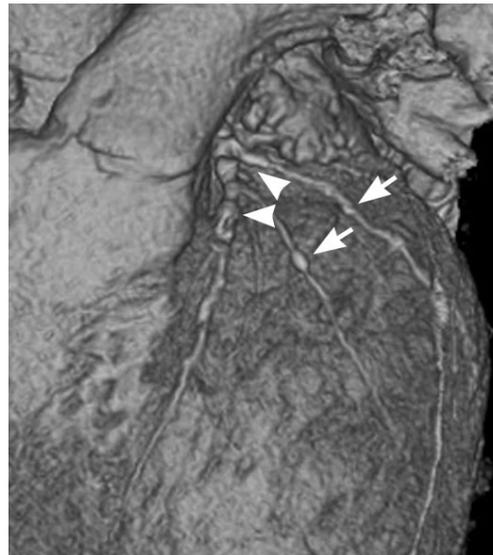
[Image Sciences Institute/ University Medical Center Utrecht]

# 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]

---

## 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

