

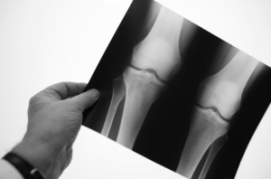
UNIVERSITÉ DE NICE - SOPHIA ANTIPOLIS

FACULTÉ DE MÉDECINE

Année Universitaire 2011-2012

**L'IMAGERIE
PAR TRANSMISSION
DES RAYONS X**

Philippe FRANKEN

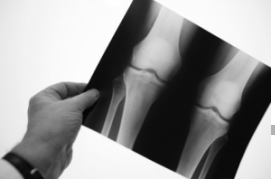


IMAGERIE PAR TRANSMISSION DES RAYONS X

Plan

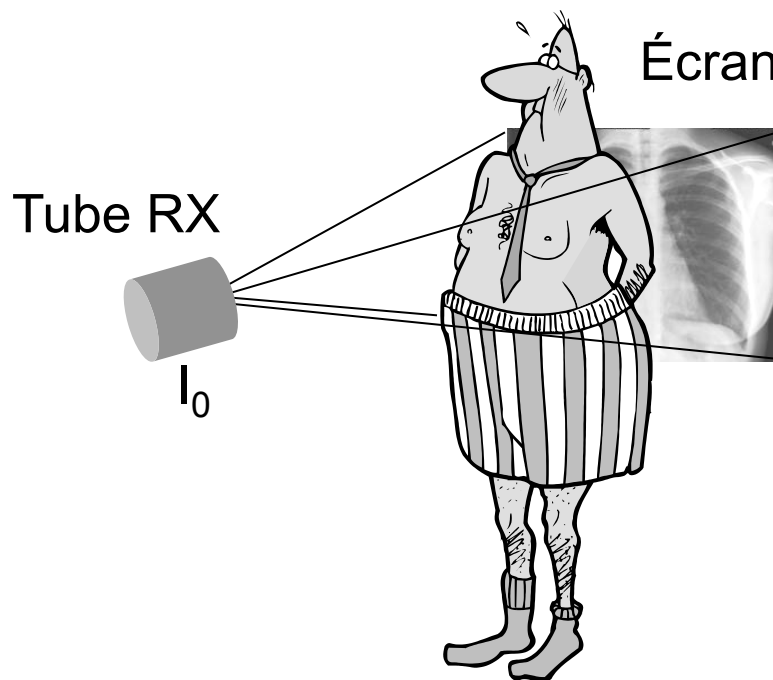
- 1- Principe de base
- 2- La chaîne de l'image radiologique
- 3- Les domaines d'application
- 4- Les particularités de la tomодensitométrie

1- Principe de base de l'imagerie par rayons X



L'examen radiologique consiste à mesurer la distribution spatiale de l'intensité des rayons X qui ont traversé l'objet imagé (le patient).

Imagerie par **transmission** (>< imagerie par **émission** (scintigraphie))

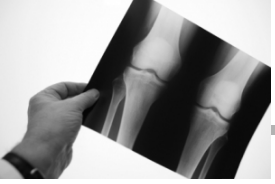


$$I = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} X}$$

$\frac{\mu}{\rho}$ = coefficient massique d'atténuation

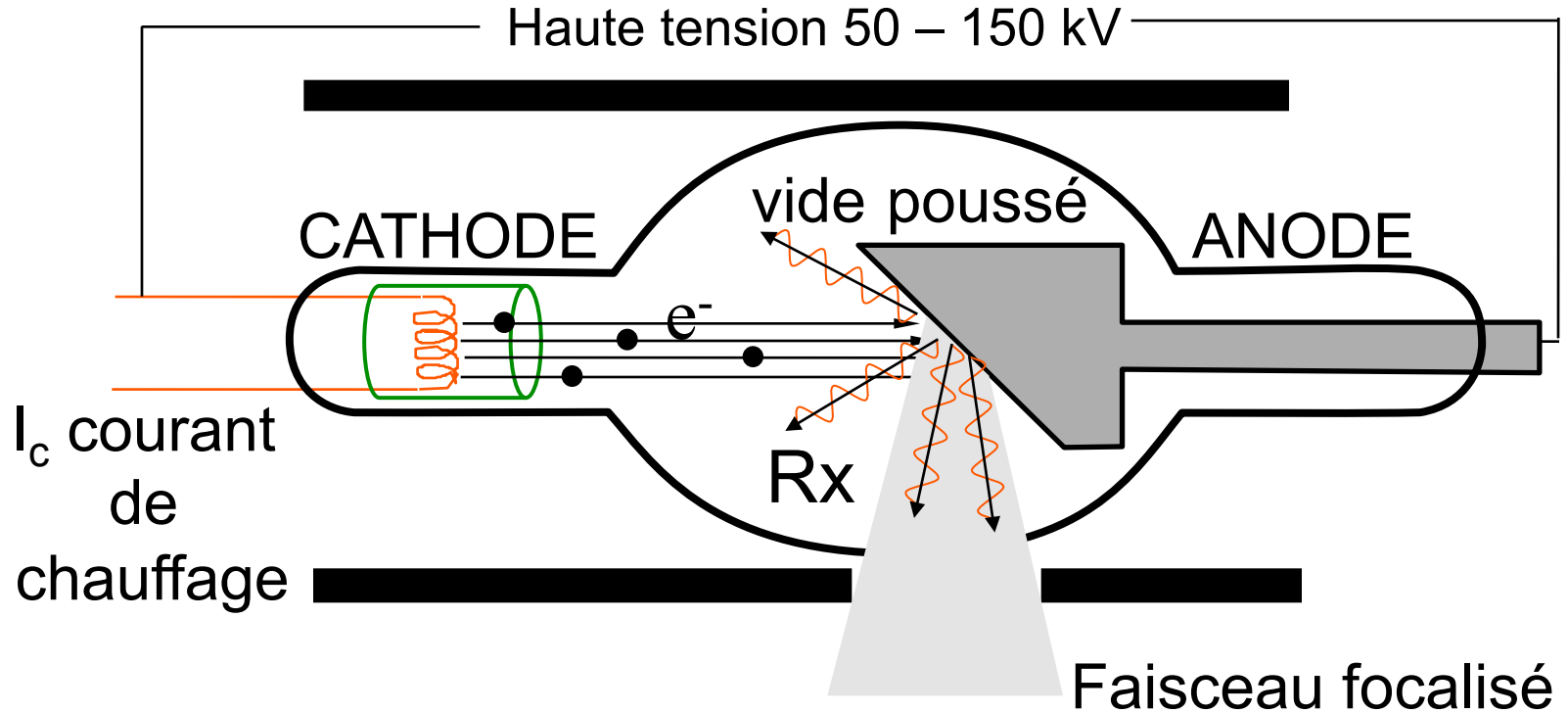
X = épaisseur de la structure

Les structures anatomiques (cœur, poumons, os, ...) qui ont des coefficients d'atténuation et/ou des épaisseurs différents engendrent des **contrastes** qui forment l'image radiologique.



2- La chaîne de l'image radiologique X

2.1- La source de rayons X (Rappels de L1)



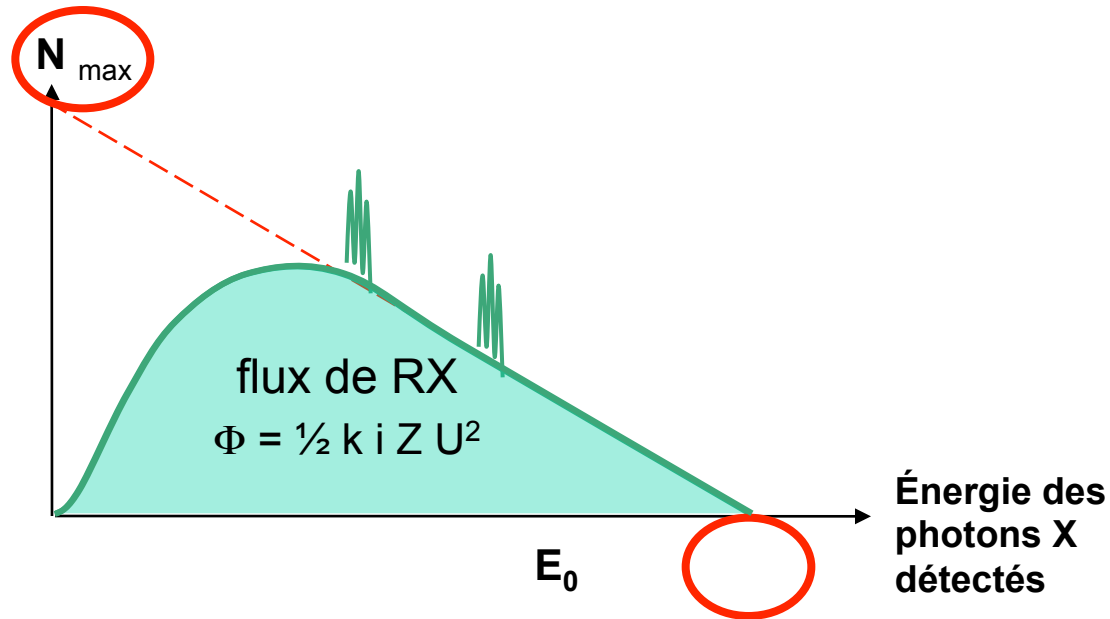
Les e^- sont accélérés entre la cathode et l'anode par U (DDP en V)

Énergie cinétique acquise par les e^- $E_c = q \cdot U$ ($q = cte$)

Interaction avec les atomes de la cible ($^{74} W$) : rayonnement de freinage (noyaux) et rayonnement caractéristique (électrons)

Production des RX

Spectre énergétique global



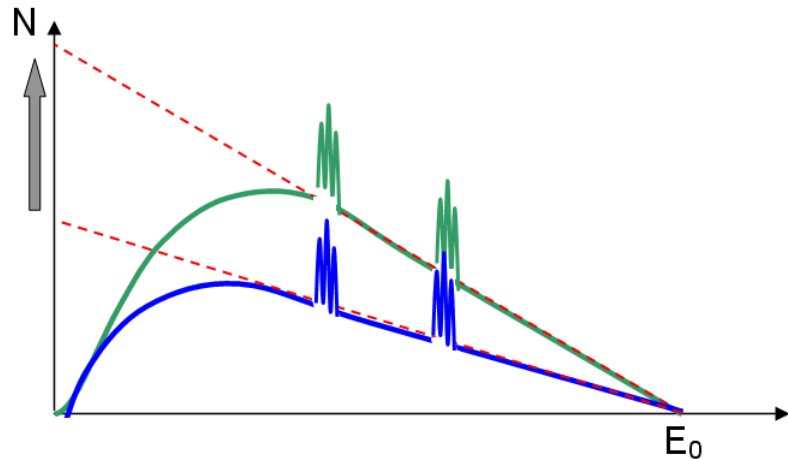
E_0 dépend de la **tension accélératrice** : E_0 (keV) = U (kV)

N_{\max} dépend de Z (cible), E_0 (U) et du nombre d'e⁻ émis lors du chauffage de la cathode (**intensité du courant**)

Production des RX

Contrôle du flux et de l'énergie des rayons X

Intensité du courant (mA)



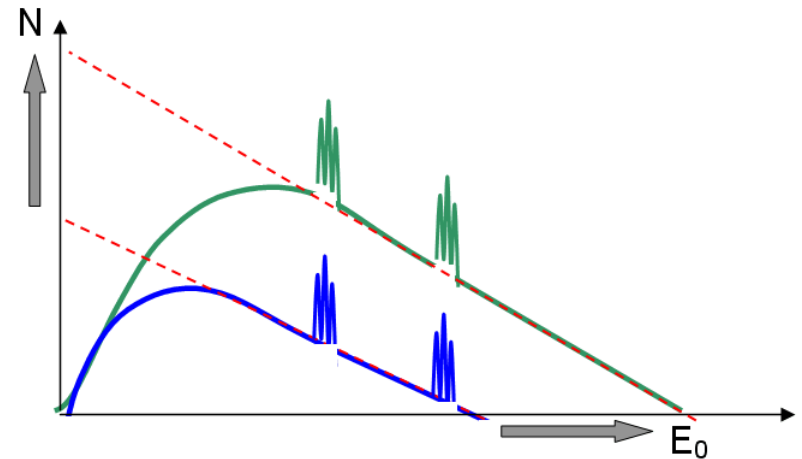
↑ intensité du courant de chauffage

⇒ ↑ T° du filament de la cathode

(↑ flux de RX produits)

⇒ mais pas de modification de E_0 et de l'énergie moyenne du faisceau

Tension du tube (kV)



↑ de la tension du tube

⇒ ↑ de E_0 et de l'énergie moyenne du faisceau

⇒ ↑ flux de RX produits

NB: Énergie moyenne du faisceau $\approx 1/3$ de la tension du tube (kV)

Paramètres d'utilisation du tube à RX

Selon le type d'examen et le morphotype du patient

1. La tension d'accélération du générateur (kV) « le kilovoltage »

En radiologie 25 - 30 kV : basse tension (ex. mammographie)

110 - 130 kV : haute tension (ex. scanner)

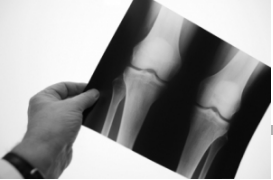
2. L'intensité du courant dans la cathode (mA) « le milliampérage »

En radiologie standard 5 - 50 mA

3. Le temps de pose (s)

Le nombre total de photons émis peut être augmenté en allongeant le temps de pose. En pratique, intensité et temps de pose sont combinés pour donner « le nombre de mAs »

4. Le filtre (souvent en aluminium) pour réduire les rayons de faible énergie.



2- La chaîne de l'image radiologique X

2.2- La formation de l' image radiante

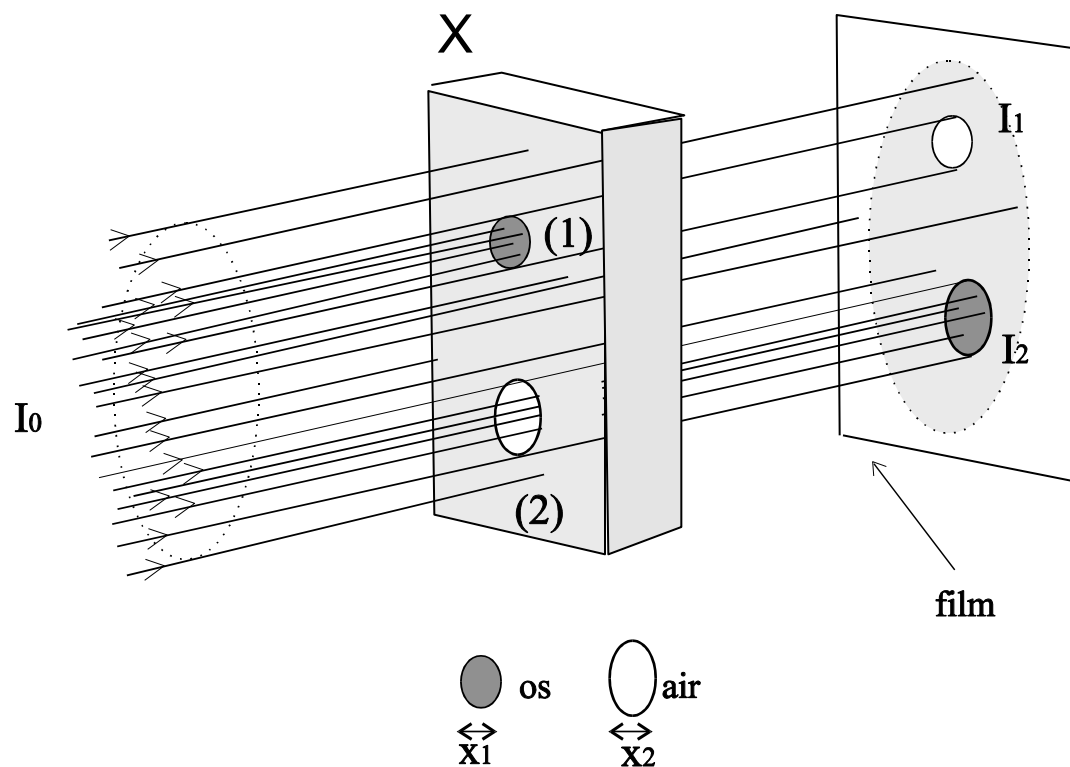


Image virtuelle « en négatif » des **variations spatiales** de l'**intensité** du faisceau de Rx qui a traversé un milieu inhomogène.

Conséquence directe des interactions des photons X avec le milieu traversé (**lois d'atténuations**).

A l'origine des **contrastes (C)** en radiologie.

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 X_1}$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu_2 X_2}$$

$$C = \left| \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \right|$$

Interactions des rayons X avec les tissus de l'organisme

= interactions des photons X avec les électrons du milieu

Effet photoélectrique (τ)

presque toute l'E est absorbée
(photons de fluorescence, e- Auger)

→ **facteur de qualité de l'image**

*Probabilité pour un photon et par unité de
longueur traversée :*

$$\tau = k \cdot \rho \cdot \frac{Z^3}{E^3}$$

Coefficient linéaire d'atténuation

Coefficient massique d'atténuation

Effet Compton (σ)

seule une partie de l'énergie est absorbée
+ diffusion dans toutes les directions

→ **facteur de dégradation de l'image**

*Probabilité pour un photon et par unité de
longueur traversée :*

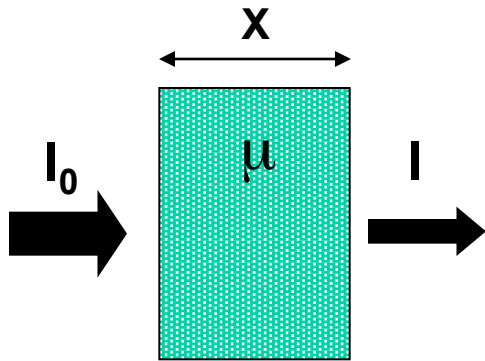
$$\sigma = k' \cdot \rho \cdot \frac{1}{E}$$

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

$$\mu/\rho = \tau/\rho + \sigma/\rho$$

k et k' = constante ; ρ = masse volumique ; Z = numéro atomique ; $E = h\nu$, énergie du photon

Interactions des rayons X avec les tissus de l'organisme



$$I = I_0 e^{-\mu X}$$

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

$$\left\{ \begin{array}{l} \tau = k \cdot \rho \cdot \frac{Z^3}{E^3} \\ \sigma = k' \cdot \rho \cdot \frac{1}{E} \end{array} \right.$$

L'**atténuation** du faisceau de Rx dépend :

1. Épaisseur traversée (X)

2. Énergie des photons X incidents :

E élevée $\rightarrow \mu \downarrow$ mais $\tau < \sigma$

\rightarrow moins d'atténuation, plus de diffusé

3. Nature du tissu biologique : ρ et Z

donc de la **densité électronique** des tissus

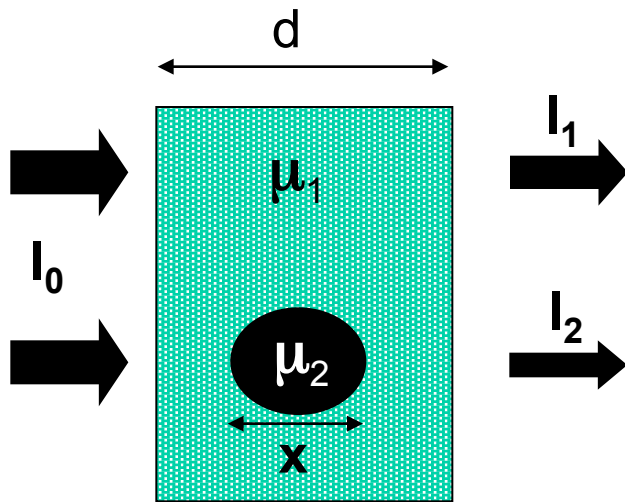
Z élevé $\rightarrow \tau > \sigma \rightarrow$ plus d'atténuation

($H = 1$; $C = 6$; $O = 8$; $N = 7$; **$Ca = 20$**)

Le contraste radiologique

C'est la base informative de l'image radiologique

Faisceau de photons X qui pénètre dans un milieu inhomogène :



$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 d}$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_2 x - \mu_1 (d-x))}$$

Par définition, le contraste :

$$C = \left| \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \right|$$

$$C \approx \frac{1}{2} (\mu_2 - \mu_1) X$$

Le contraste dépend essentiellement de **l'épaisseur de la structure** que l'on veut observer et de la **différence d'atténuation** entre la structure et le milieu environnant.

Le contraste radiologique

Coefficients d'atténuation des principaux viscères

coefficients massiques
d'atténuation
 μ/ρ (100 KeV)

Os cortical	0,1855
Sang	0,1707
Cerveau	0,1701
Eau	0,1695
Graisse	0,1688

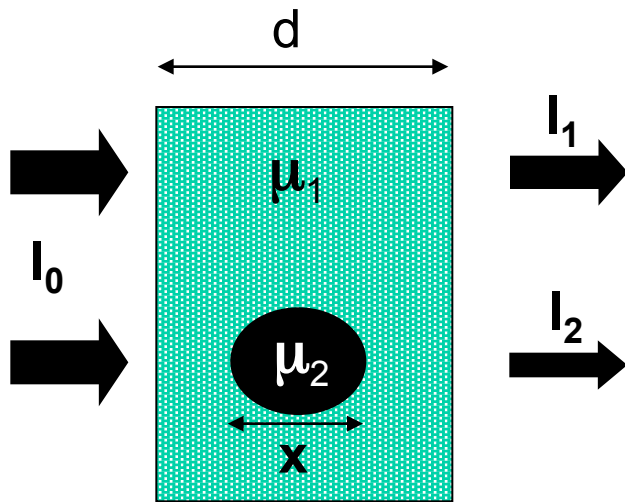


Pas de contraste entre les viscères car valeurs de μ très proches (à l'exception du poumon car ρ très faible)

Le contraste radiologique

C'est la base informative de l'image radiologique

Faisceau de photons X qui pénètre dans un milieu inhomogène :



$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 d}$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_2 x - \mu_1 (d-x))}$$

Par définition, le contraste :

$$C = \left| \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \right|$$

$$C \approx \frac{1}{2} (\mu_2 - \mu_1) X$$

Le contraste dépend essentiellement de **l'épaisseur de la structure** que l'on veut observer et de la **différence d'atténuation** entre la structure et le milieu environnant.

$$\mu_2 - \mu_1 \approx k \frac{(\rho_2 Z_2^3 - \rho_1 Z_1^3)}{E^3}$$

Le contraste radiologique

Augmentation de la différence d'atténuation $\Delta\mu \approx k \frac{(\rho_2 Z_2^3 - \rho_1 Z_1^3)}{E^3}$

1. Diminution de la tension d'accélération

mais l'amélioration du contraste se fait au prix d'une irradiation supplémentaire

Le contraste radiologique

Augmentation de la différence d'atténuation

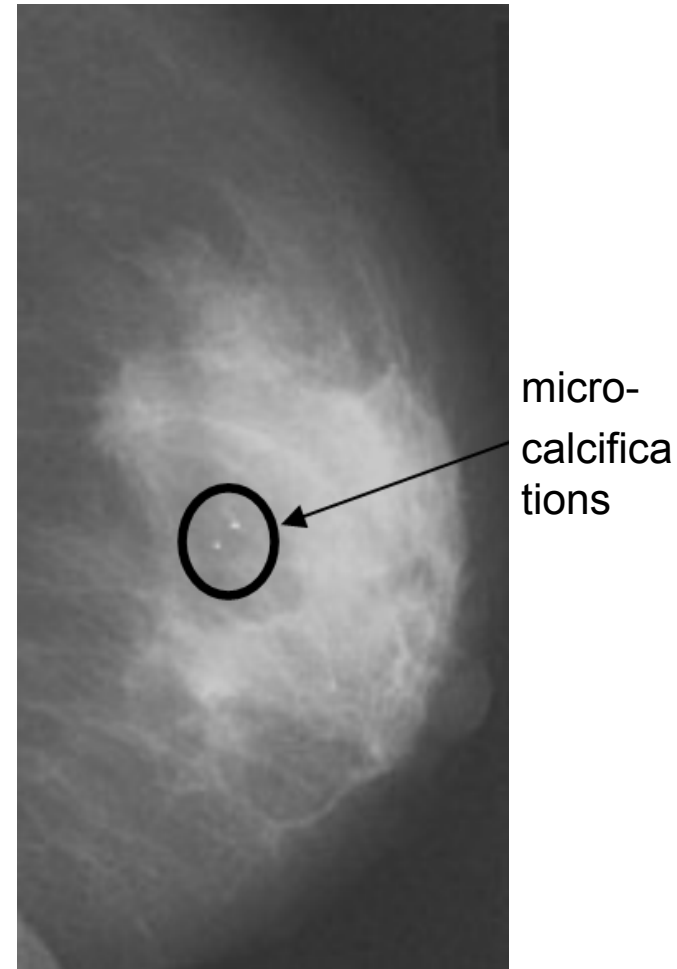
$$\Delta\mu \approx k \frac{(\rho_2 Z_2^3 - \rho_1 Z_1^3)}{E^3}$$

1. Diminution de la tension d'accélération
mais l'amélioration du contraste se fait au
prix d'une irradiation supplémentaire

% de rayonnement transmis et contraste
en fonction de la tension d'accélération

	42 kV	25 kV
Muscle	75 %	60 %
Os	25 %	1 %
Contraste	0,5	0,98

Application : **la mammographie.**
Recherche de micro-calcifications (100 μm)
suspectes de lésions cancéreuses.



Le contraste radiologique

2. Produits de contraste

$$\Delta\mu \approx k \frac{(\rho_2 Z_2^3 - \rho_1 Z_1^3)}{E^3}$$

Augmentent le contraste des compartiments dans lesquels ces produits sont distribués ou éliminés.

Leur action est liée à leur Z (produits iodés Z=53) ou leur poids moléculaire élevé (sulfate de baryum PM=233).



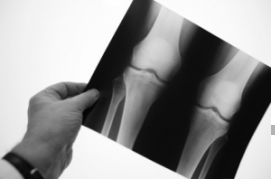
Urographie
intraveineuse



Phlébographie



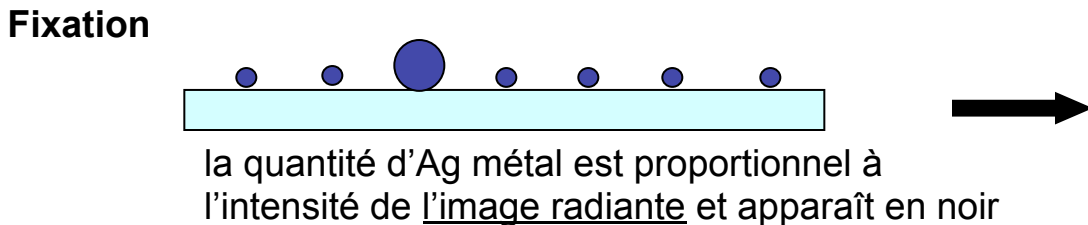
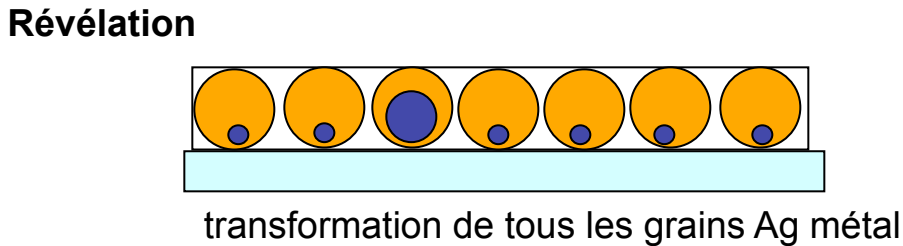
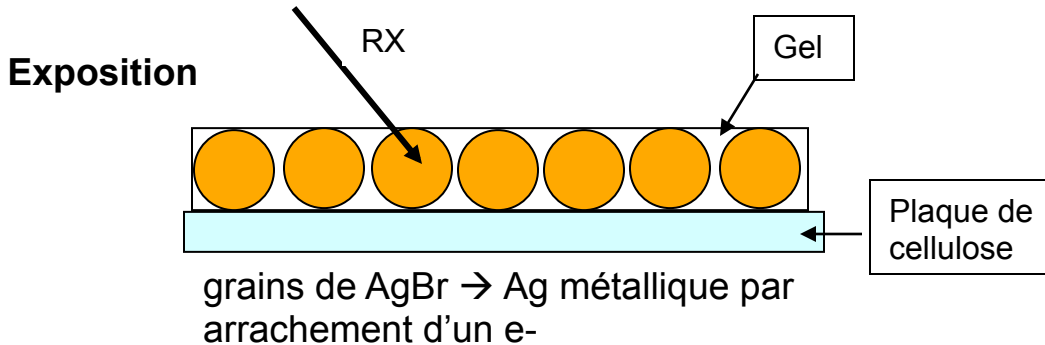
Cholangiographie
rétrograde



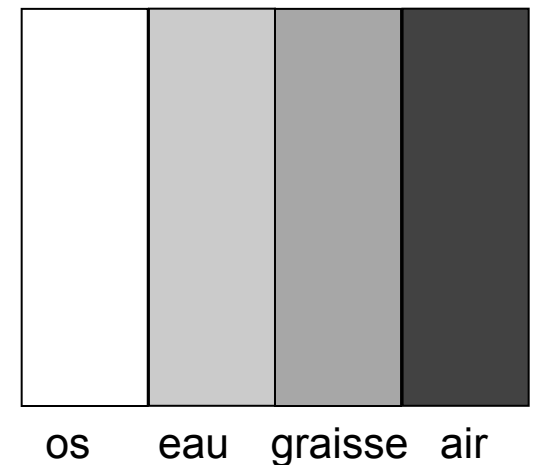
2- La chaîne de l'image radiologique X

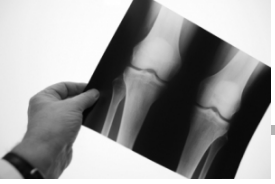
2.3- Les détecteurs de rayons X

Radiographie conventionnelle : le film radiographique



L'échelle de gris est le reflet de la densité des milieux traversés





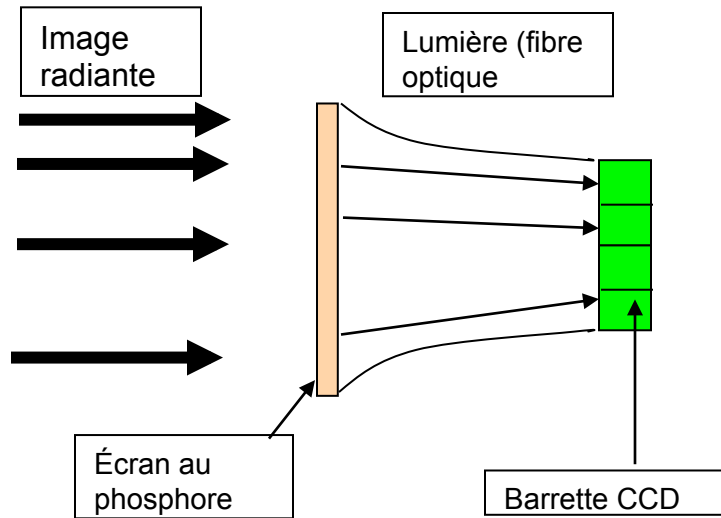
2- La chaîne de l'image radiologique X

2.3- Les détecteurs de rayons X

Radiographie conventionnelle : la numération radiographique

Détection numérique des photons X à l'aide de capteurs spécifiques.

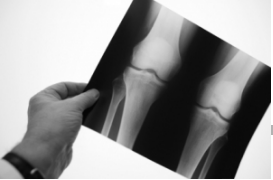
Remplace le film d'Ag interdit par la législation pour des raisons d'environnement.



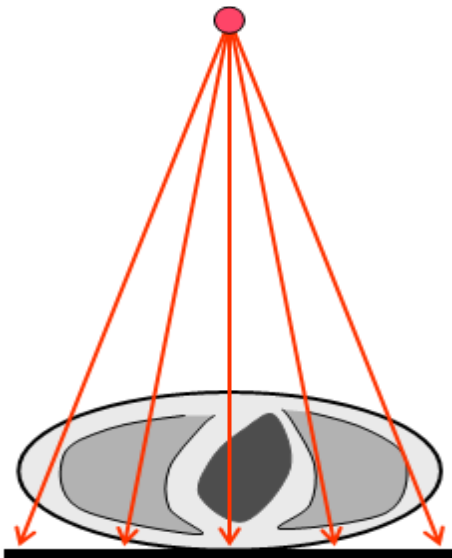
CCD : charge coupled device



3- Les domaines d'application



3.1- La radiologie conventionnelle



Source : émet un faisceau uniforme pendant un court instant

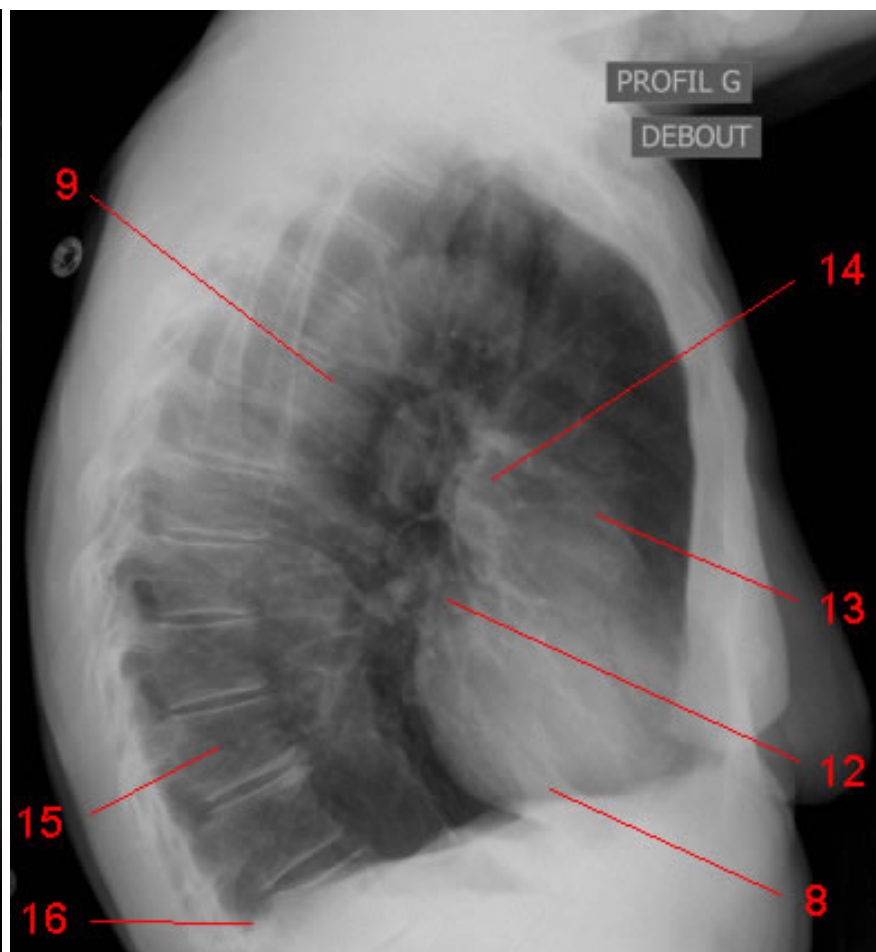
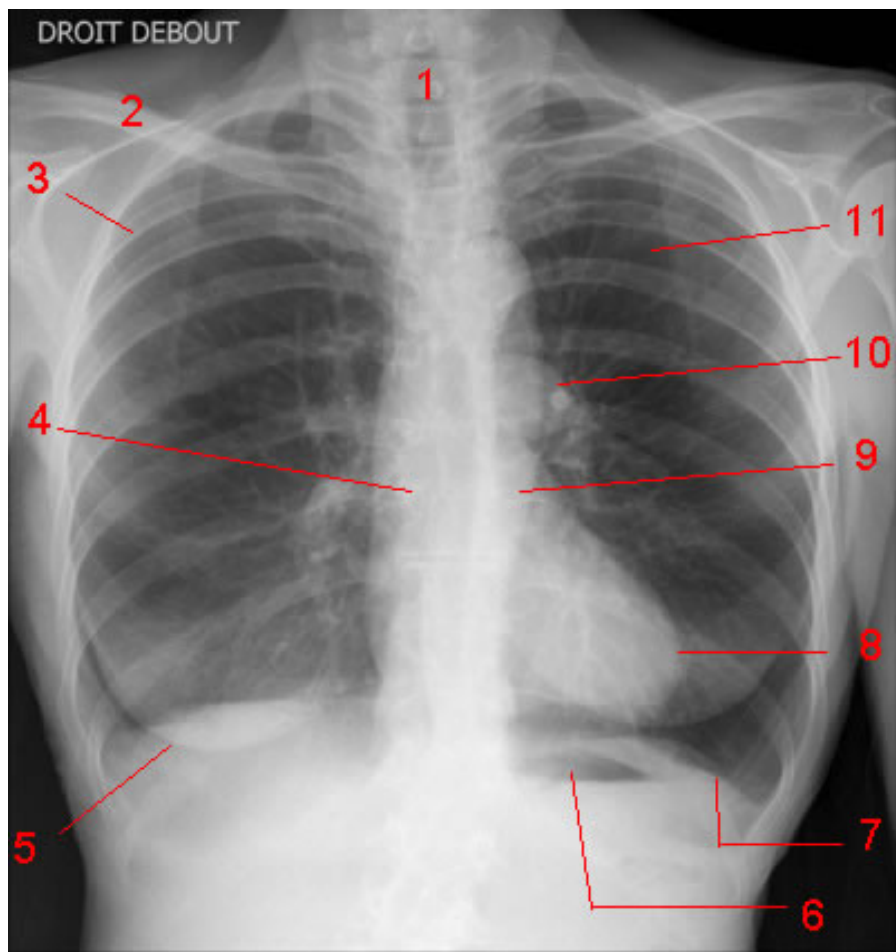
Atténuation : fonction de la composition et de l'épaisseur des tissus

Film ou écran sensible aux rayons X

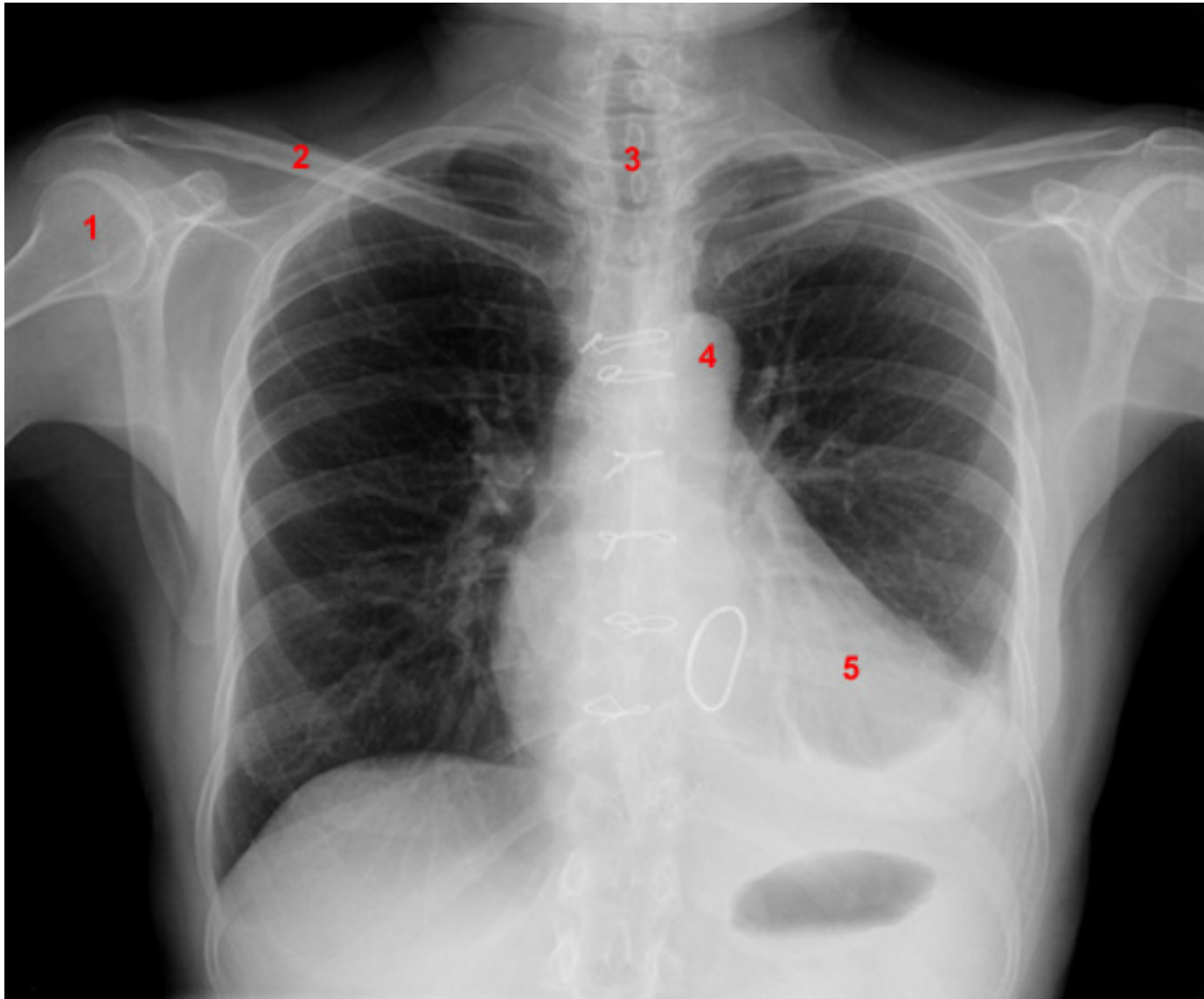
Caractéristiques de l'image radiologique :

1. Projection conique déformée (superpositions anatomiques)
2. Contraste dépend de l'image radiante ($\Delta\mu$) et des caractéristiques du film
3. Résolution spatiale : de l'ordre de $\frac{1}{2}$ mm en radiologie standard;

Facteurs limitants : flou cinétique (mouvements du patient ou des organes)
diffusion des photons X (grilles anti-diffusantes)
source non parfaitement ponctuelle



1, Trachée. 2, Clavicule. 3, 4ème arc costal postérieur droit. 4, Bronche souche droite. 5, Bord inférieur du sein droit. 6, Bulle à air gastrique. 7, Hémidiaphragme gauche. 8, Ventricule gauche. 9, Aorte descendante. 10, Artère pulmonaire gauche. 11 Lobe pulmonaire supérieur gauche. 12, Oreillette gauche. 13, Ventricule droit. 14, Artère pulmonaire droite et veines pulmonaires droites. 15, Corps vertébral (Rachis thoracique). 16, Sinus costophrenique postérieur.

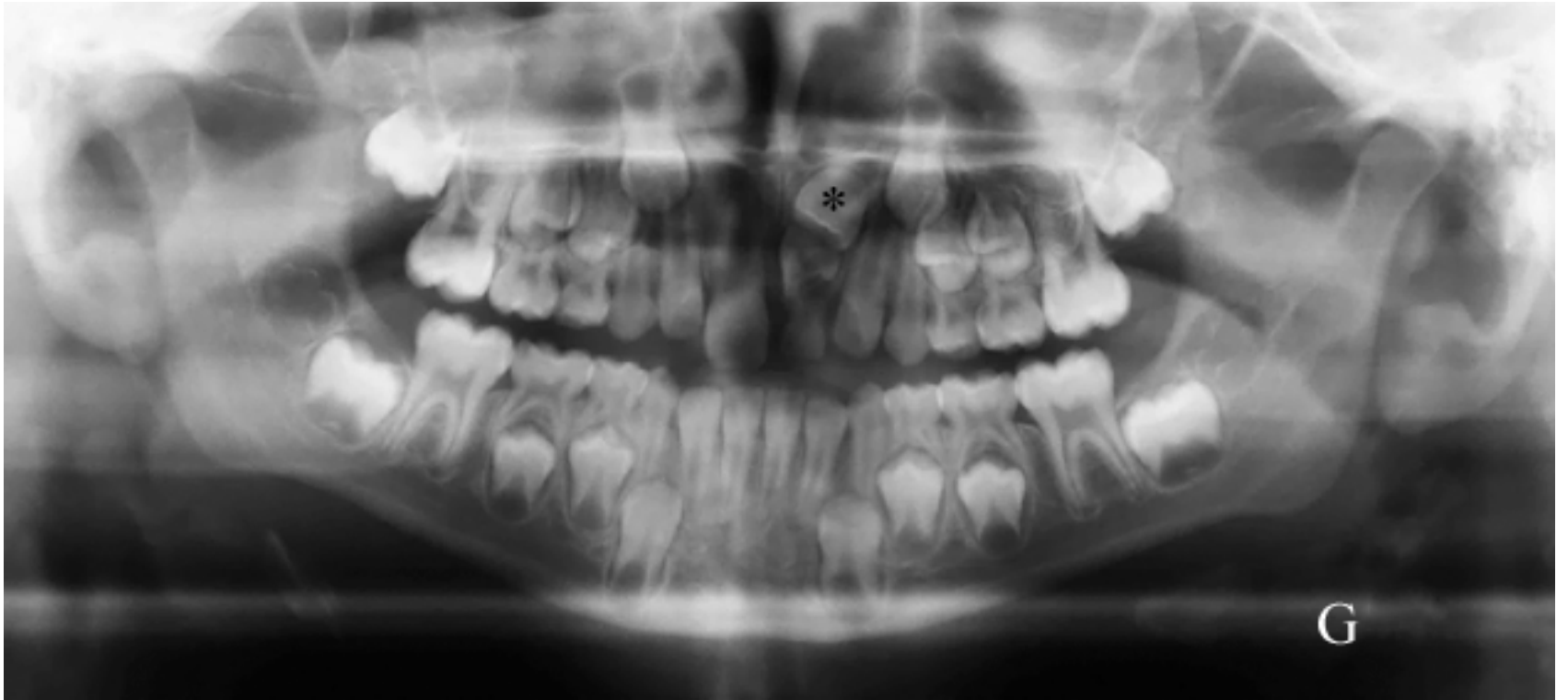


1: tête humérale droite; 2: clavicule droite; 3: trachée; 4: aorte; 5: coeur







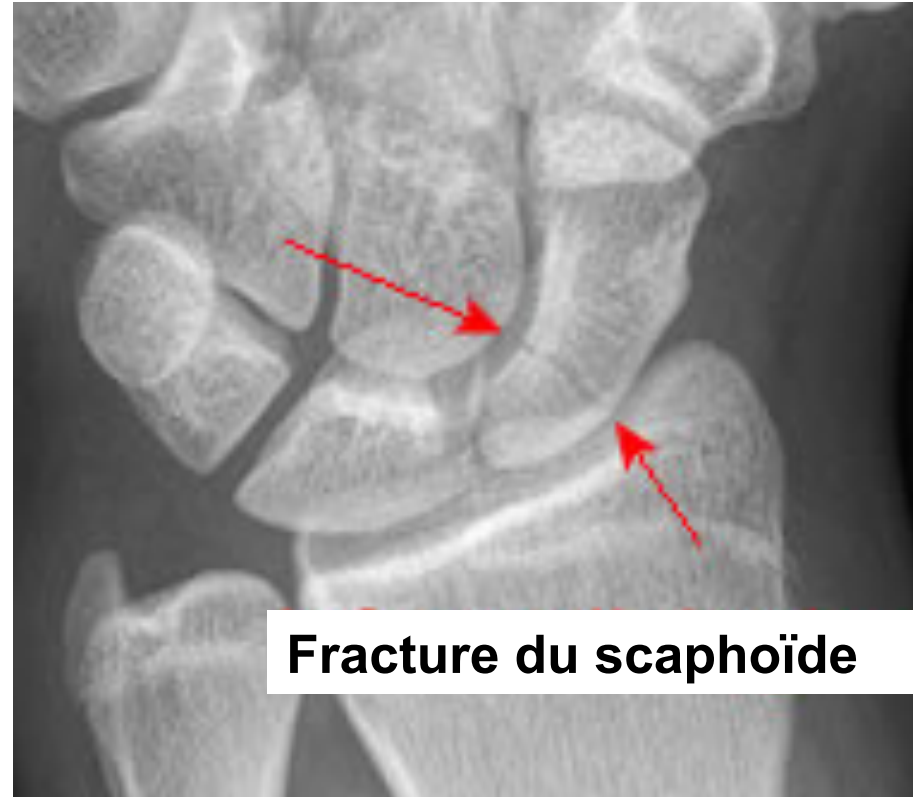




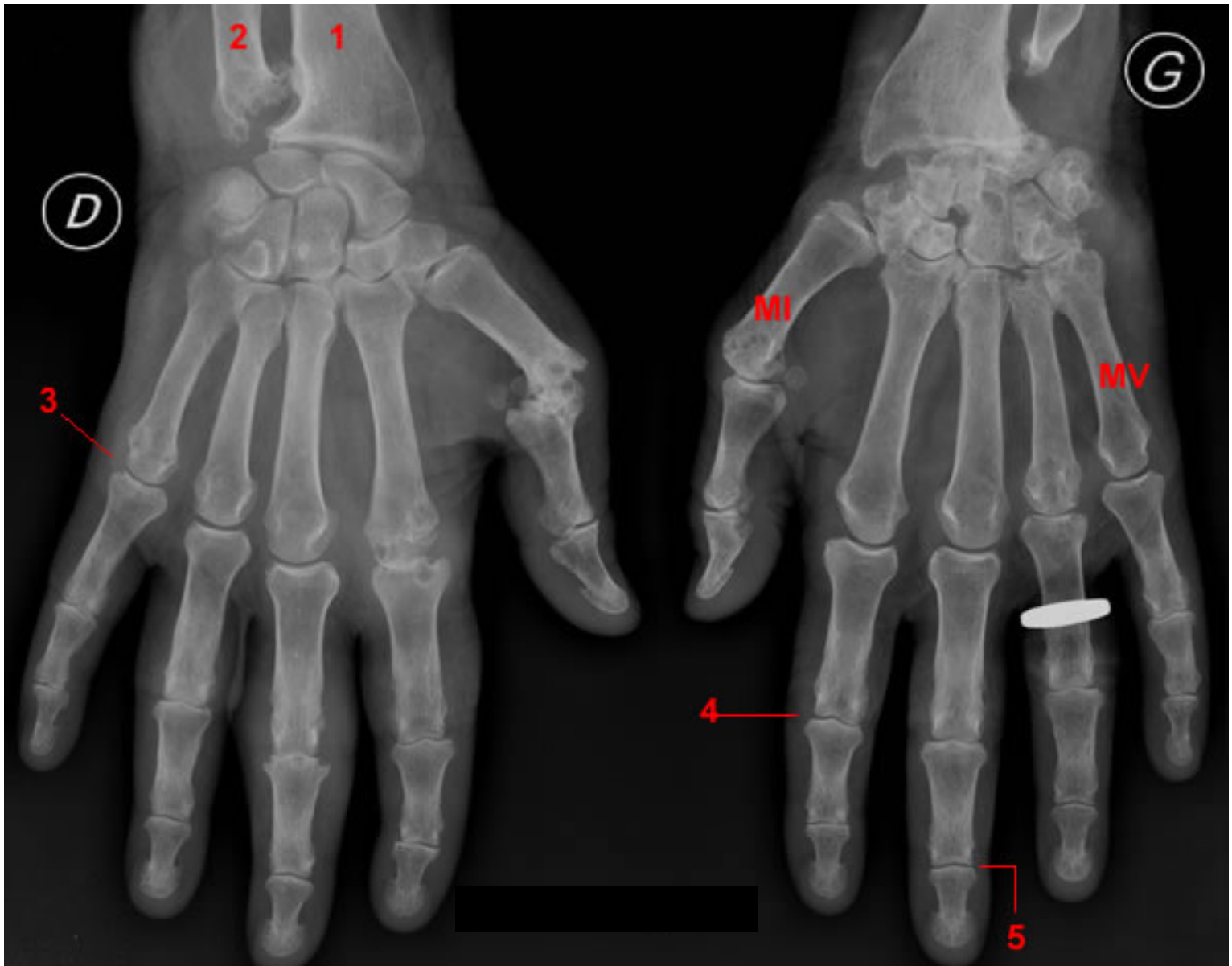
Fille, 2 ans



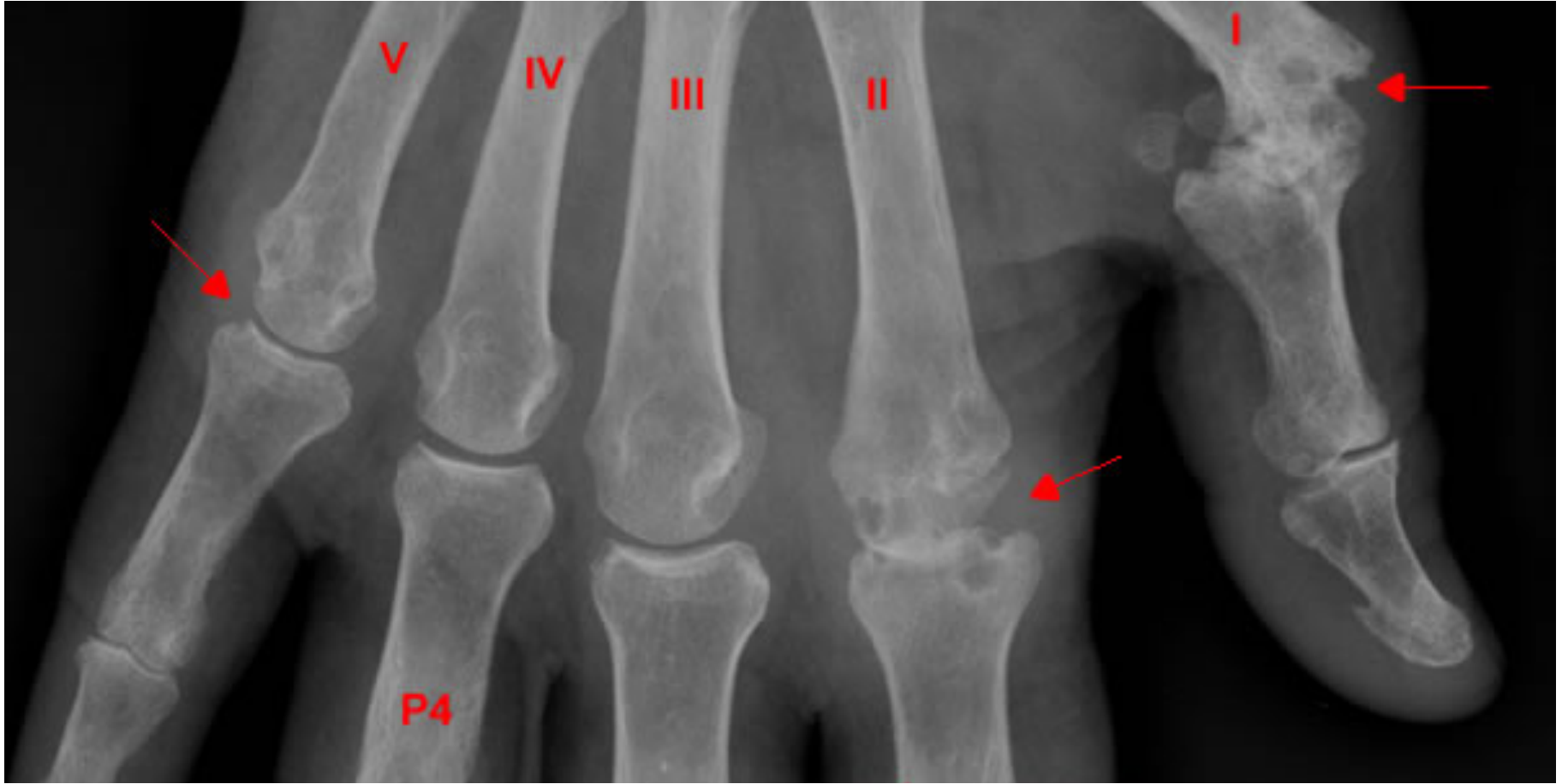
Fille, 5 ans



Fracture du scaphoïde

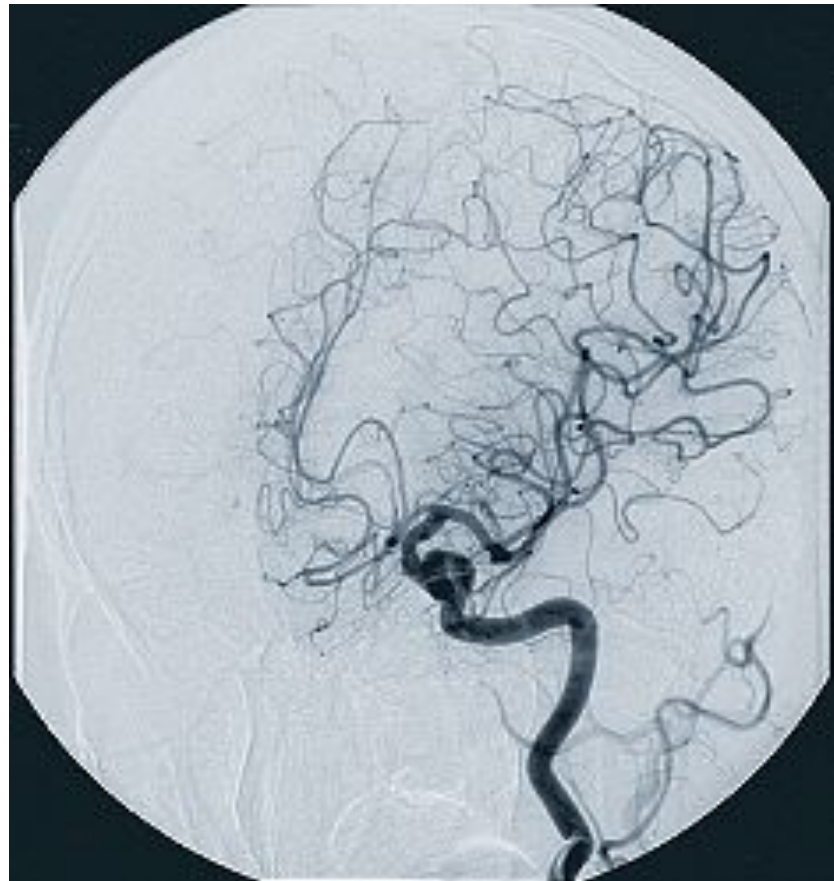


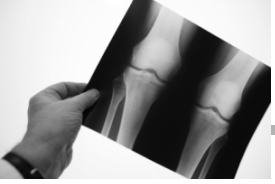
Polyarthrite rhumatoide



Polyarthrite rhumatoïde





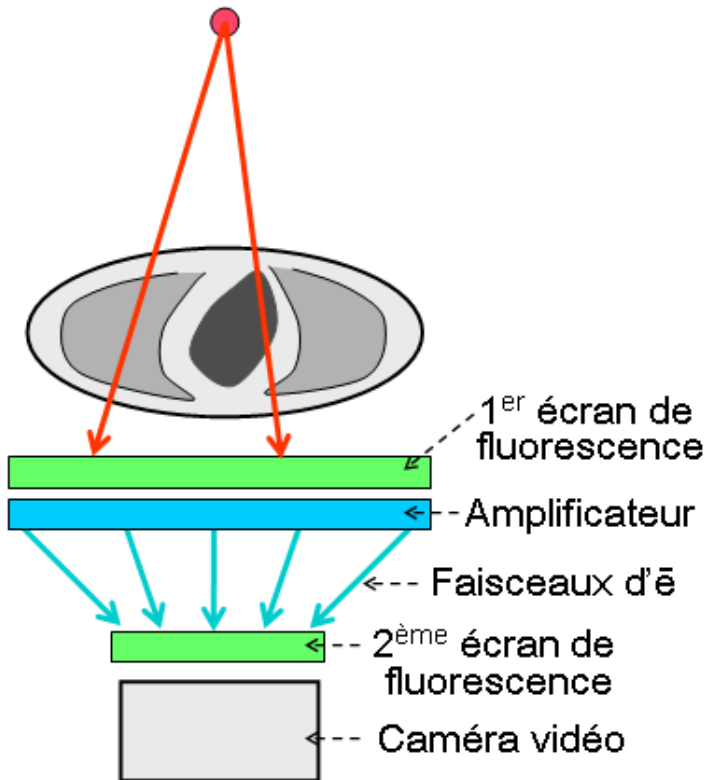


3- Les domaines d'application

3.2- La radioscopie : imagerie en continu et en temps réel

Permet d'analyser :

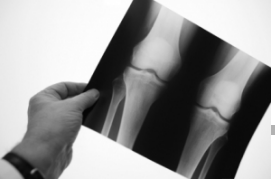
- cinétique de certains organes (cœur, ...)
- le passage d'un produit de contraste (ciné-angiographie)
- la progression de cathéters



Principe : l'image se forme sur un écran fluorescent qui s'éclaire sous l'action des rayons X.

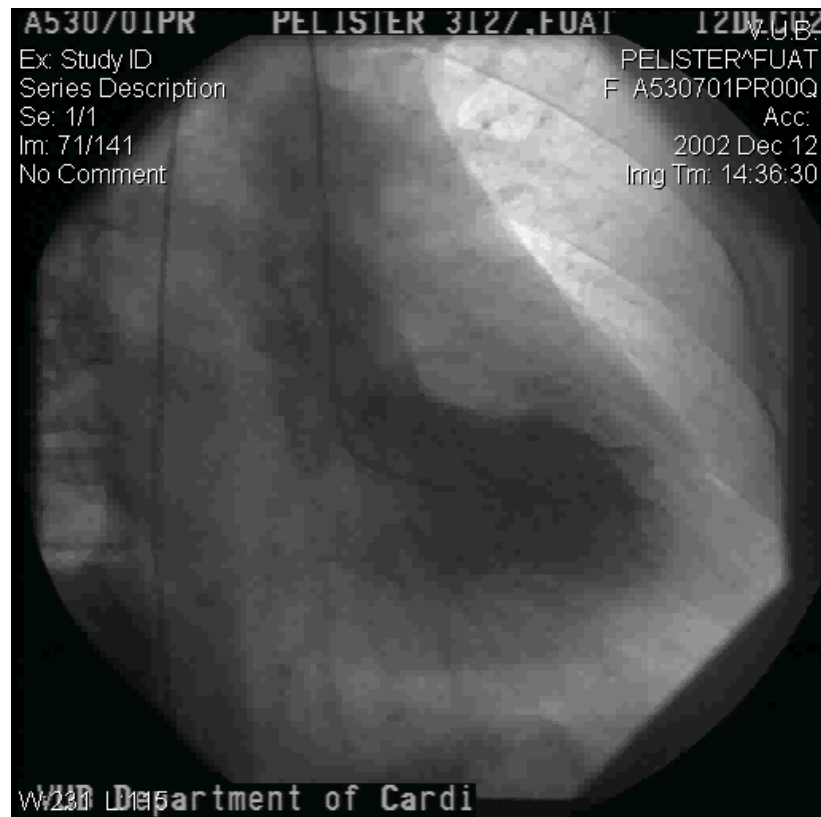
Amplificateur électronique :

- fournit une image plus lumineuse à un 2^{ème} écran de fluorescence (x 2000) ;
- importante diminution de l'irradiation ;
- légère diminution de la résolution spatiale.



3- Les domaines d'application

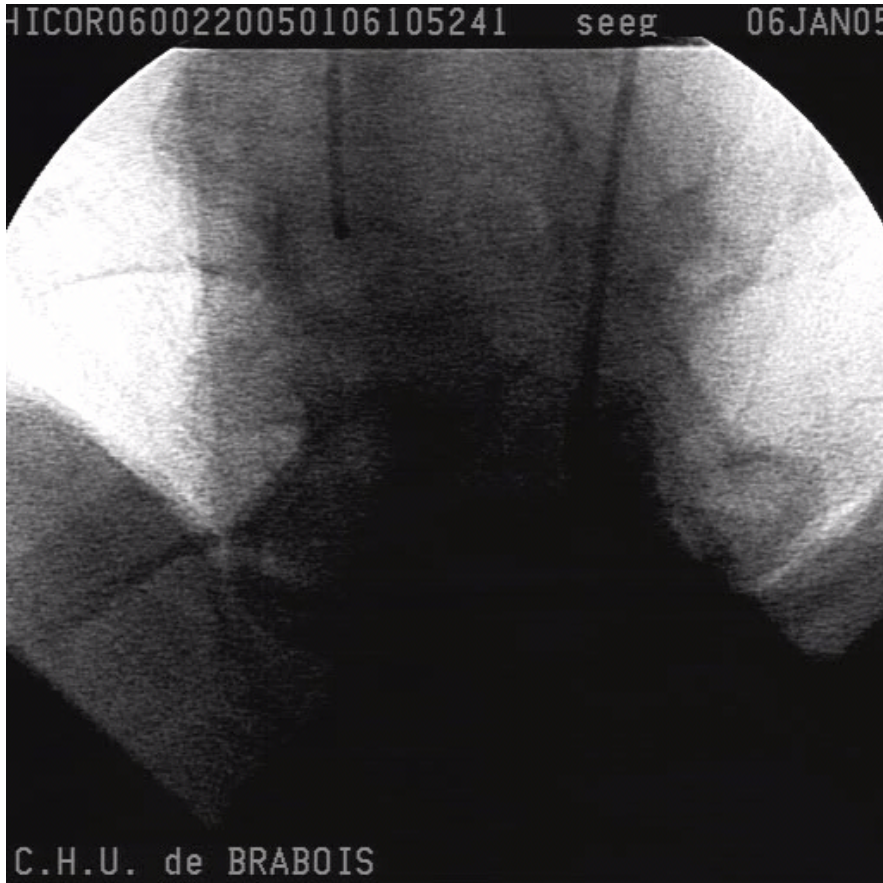
3.2- La radioscopie : cathétérisme cardiaque



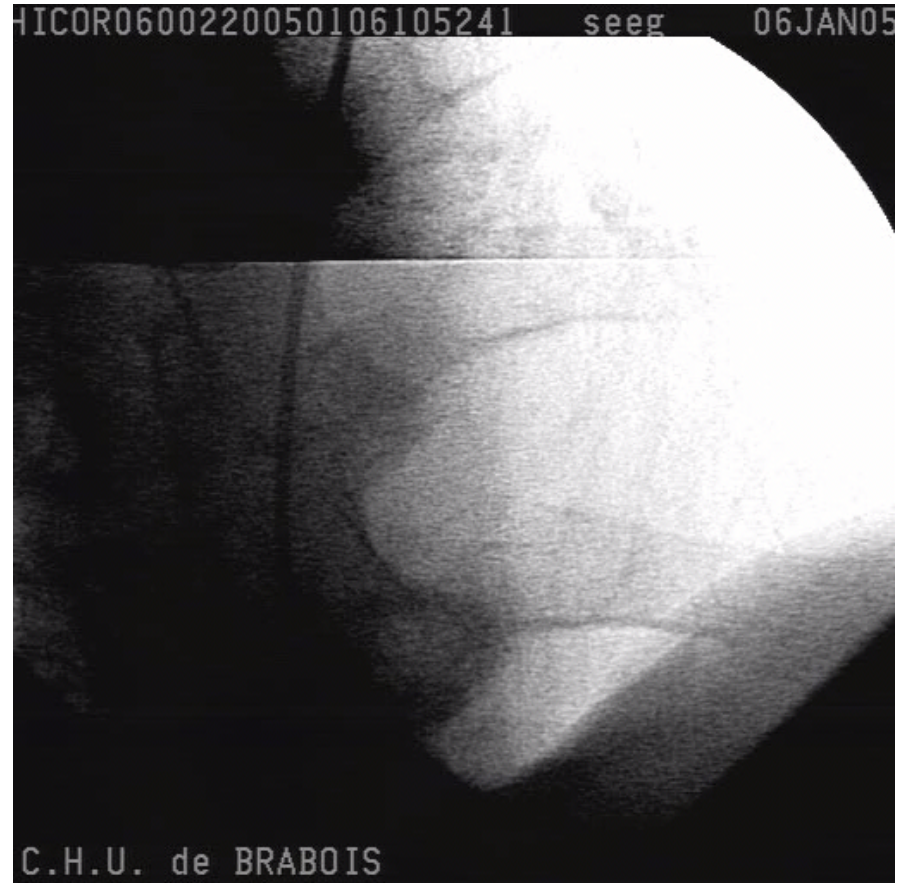
Ventriculographie de contraste

3- Les domaines d'application

3.2- La radioscopie : la coronarographie

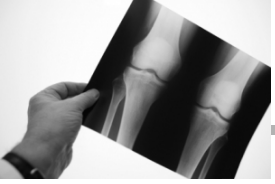


artère coronaire droite

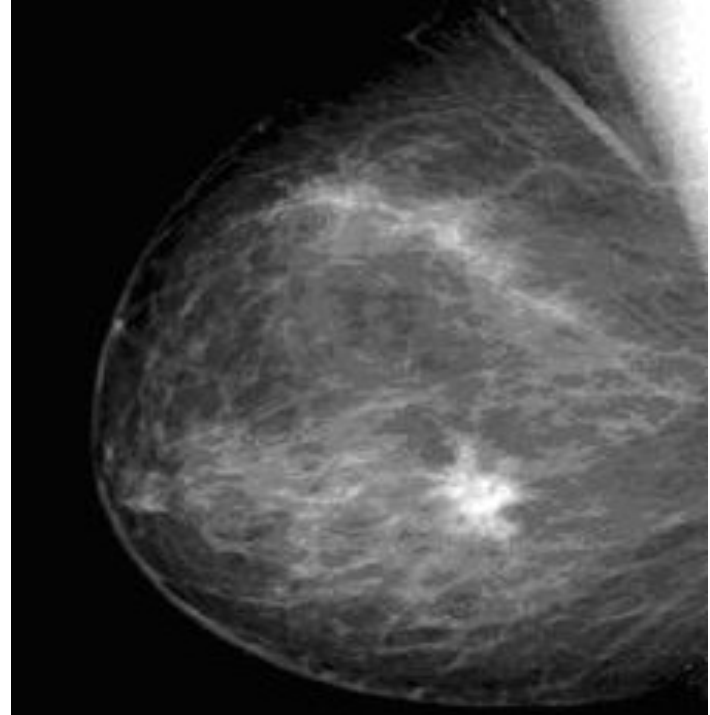


artère coronaire gauche

3- Les domaines d'application



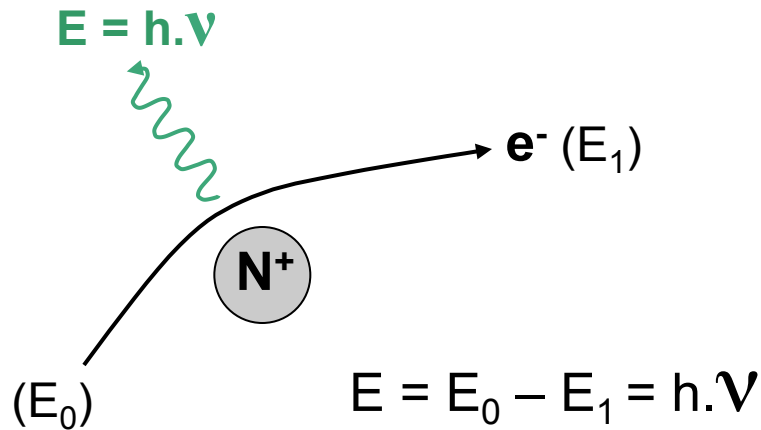
3.3- La mammographie



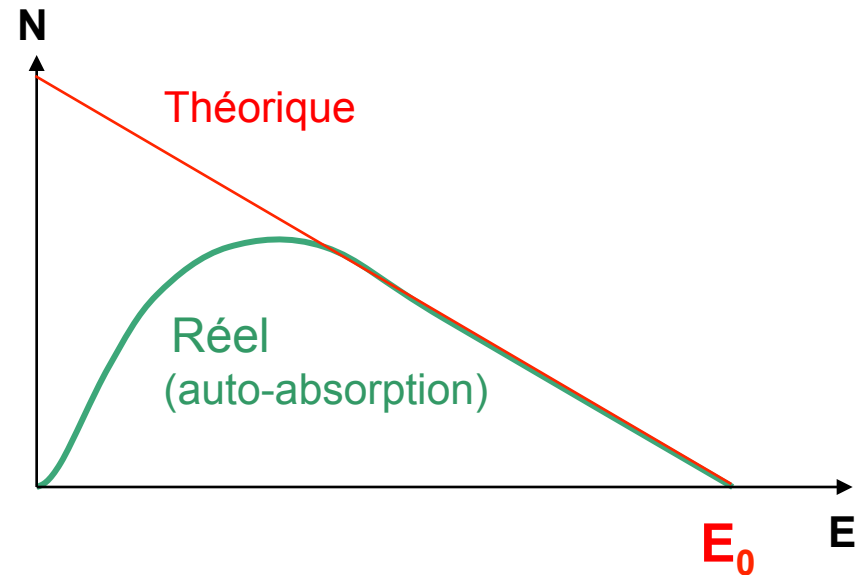
Production des RX

Interactions de e- avec les atomes de la cible

1. Rayonnement de freinage



Spectre énergétique



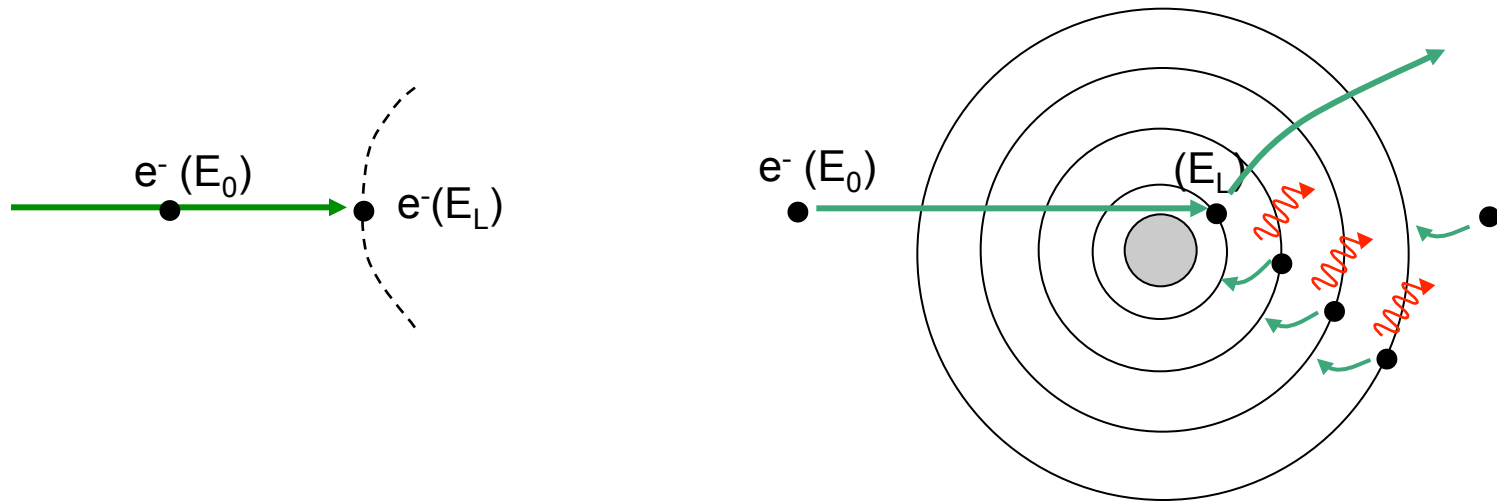
L'énergie du photon émis ($h\nu$) augmente :

- avec l'énergie cinétique des e^- (donc U)
- avec le numéro atomique des atomes de la cible (Z) : tungstène ^{74}W
- d'autant plus que l' e^- passe près du noyau \rightarrow probabilité

Production des RX

Interactions de e⁻ avec les atomes de la cible

2. Rayonnement caractéristique



Si $E_0 < E_L \Rightarrow$ **excitation** de l' e^- de la cible (\uparrow niveau d'énergie)

Si $E_0 > E_L \Rightarrow$ **ionisation** (expulsion de l' e^- de la cible)

Retour à l'état initial par émission de photons caractéristiques de la nature chimique de la cible : **photons de fluorescence** ($E_K \approx 70$ KeV pour une cible en tungstène)