



# Radiologie Conventionnelle



# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
4. Paramètres influençant l'image
5. Film et écran renforçateur
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# Radiologie Conventiennelle

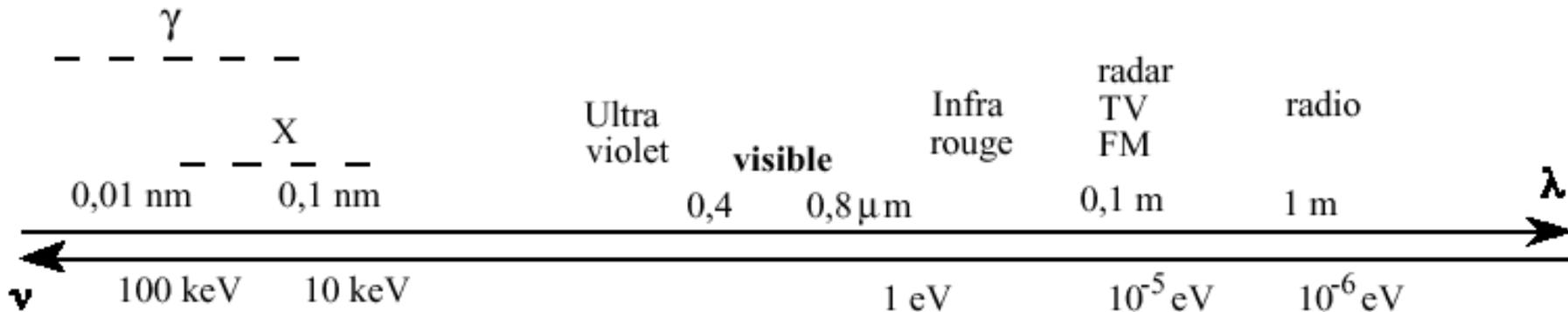
1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
4. Paramètres influençant l'image
5. Film et écran renforçateur
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# Découverte des Rayons X

**1895:** Roentgen fait passer un courant dans un tube à vide entouré de papier noir => émission de rayonnement inconnu (d'où le nom de X) qui pénètre les substances.



# Rayons X



- Onde électromagnétique du même type que la lumière visible mais de longueur d'onde plus courte (comprise entre  $10^{-10}$  et  $10^{-12}$  m = de 0,1 à 0,001 nm)
- $E=hc/\lambda$  avec  $c=3.10^8$  m.s<sup>-1</sup> et  $h=6,62.10^{-34}$ J.s  
( $E(\text{J})/1,602.10^{-19}\text{C}=E(\text{eV})$ )

# Rayons X (=RX)

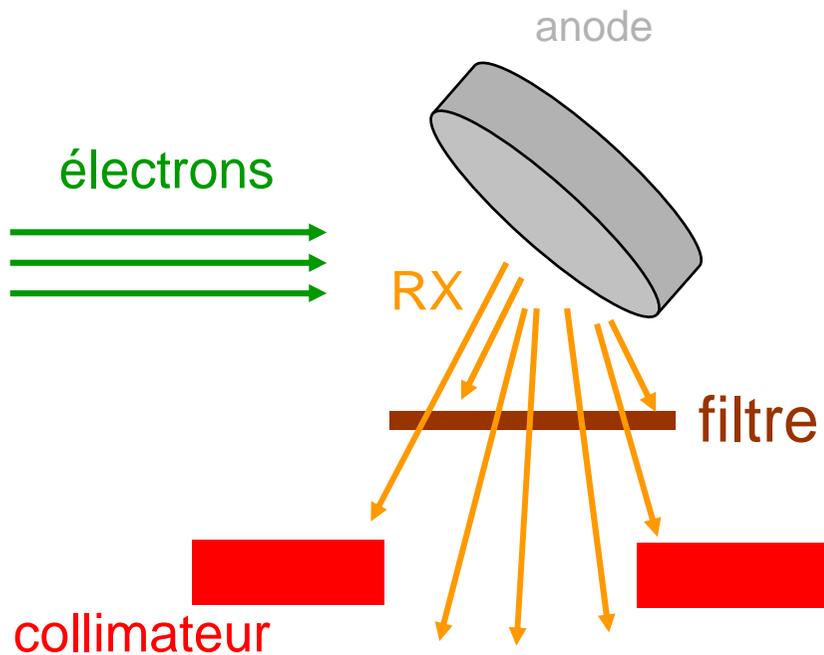
- Rappel : l'interaction de la lumière est forte avec les objets de taille de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde.
- Les RX ont une longueur d'onde plus petite que les plus petits objets du corps, donc une meilleure pénétrabilité dans la matière que - par exemple - la lumière visible.
- Ils sont invisibles à l'œil humain mais peuvent être mis en évidence par leurs diverses actions:
  - Impression des films photographiques
  - Effet de fluorescence de certains matériaux irradiés par RX
  - Effet biologique = mort ou mutation cellulaire

# Production de RX

Le rayonnement X est obtenu par la collision avec une cible d'un faisceau d'électrons fortement accélérés par une différence de potentiel entre filament et cible.



# Emission RX

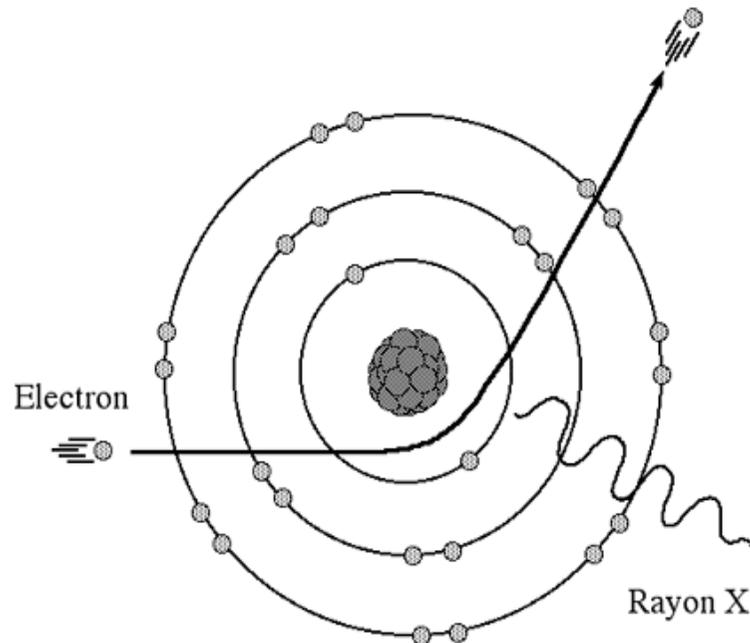


1. flux d'électrons accélérés par une ddp (entre 35 et 140 kV)
2. les électrons sont brutalement arrêtés par l'anode
3. l'énergie cinétique est dissipée sous forme de photons X
4. le filtre arrête les RX de basse énergie qui ne participent pas à l'image et augmentent inutilement la dose au patient
5. le collimateur limite l'irradiation au champ de vue

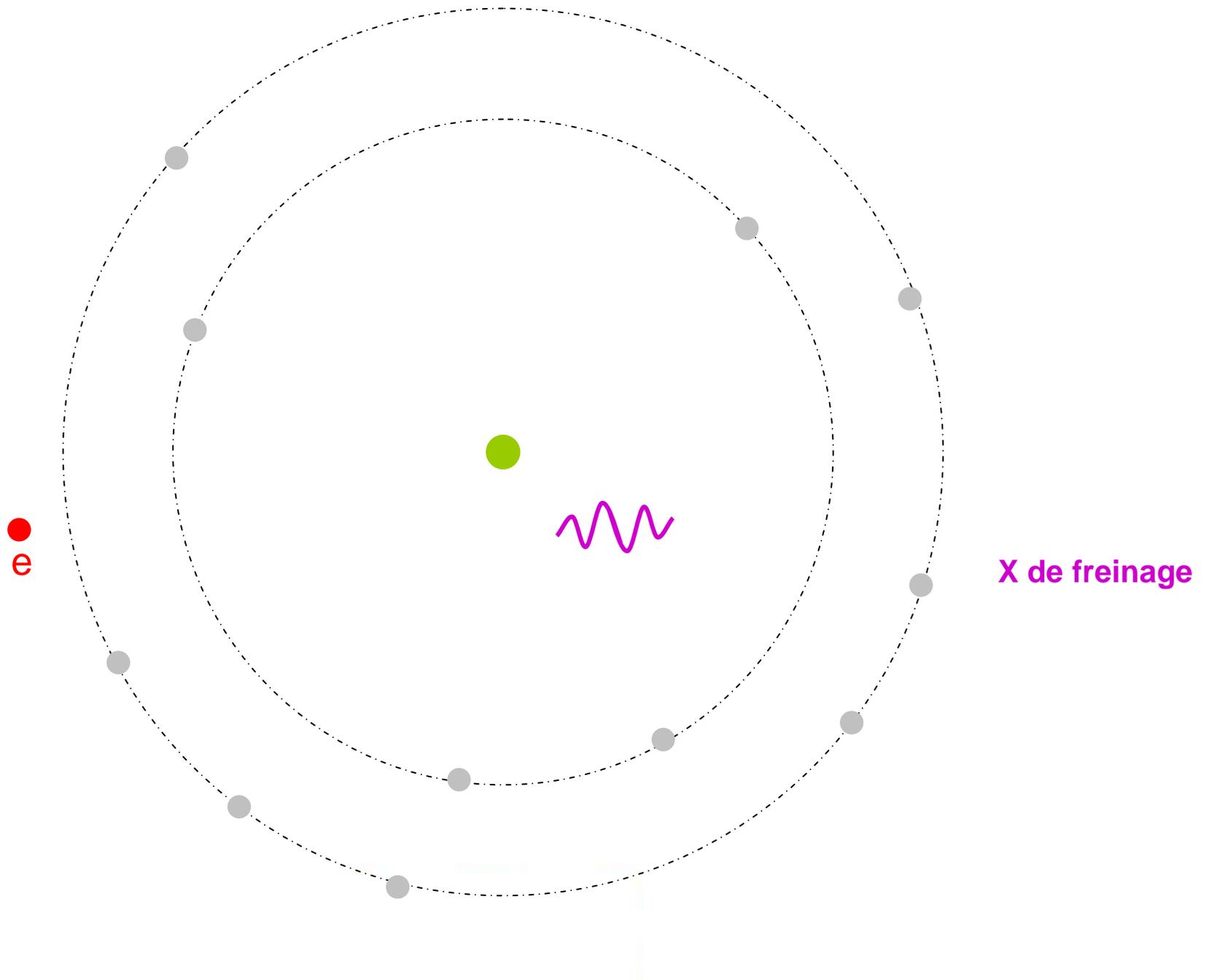
# Production des RX

## Rayonnement de freinage :

- L'électron incident est dévié et perd de l'énergie sous forme de RX



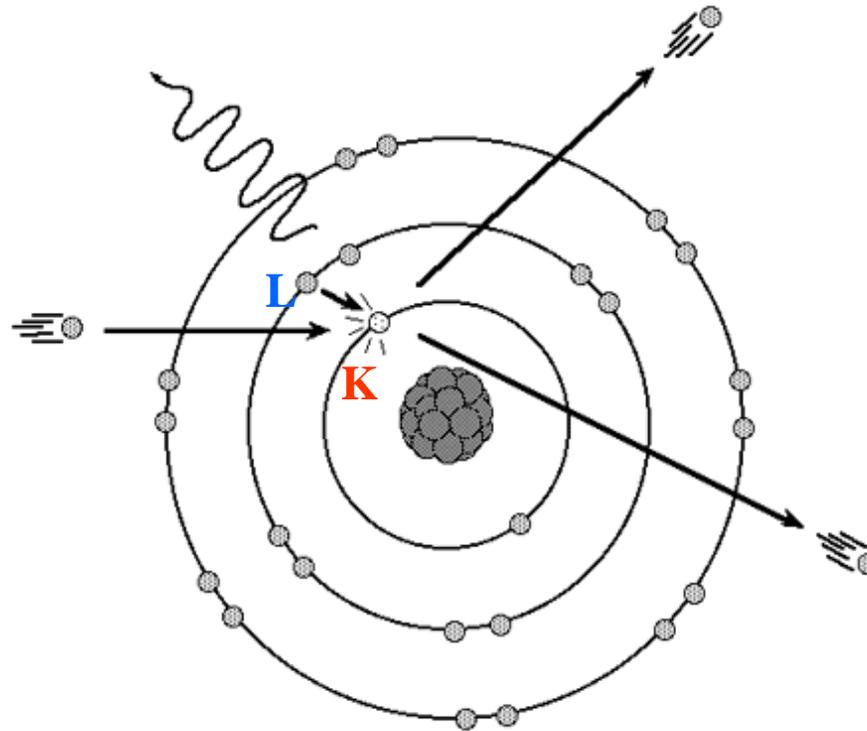
- L'énergie produite dépend de l'énergie incidente, de la charge  $Z$  du noyau, de la distance noyau-électron
- Moins de 1% de rendement

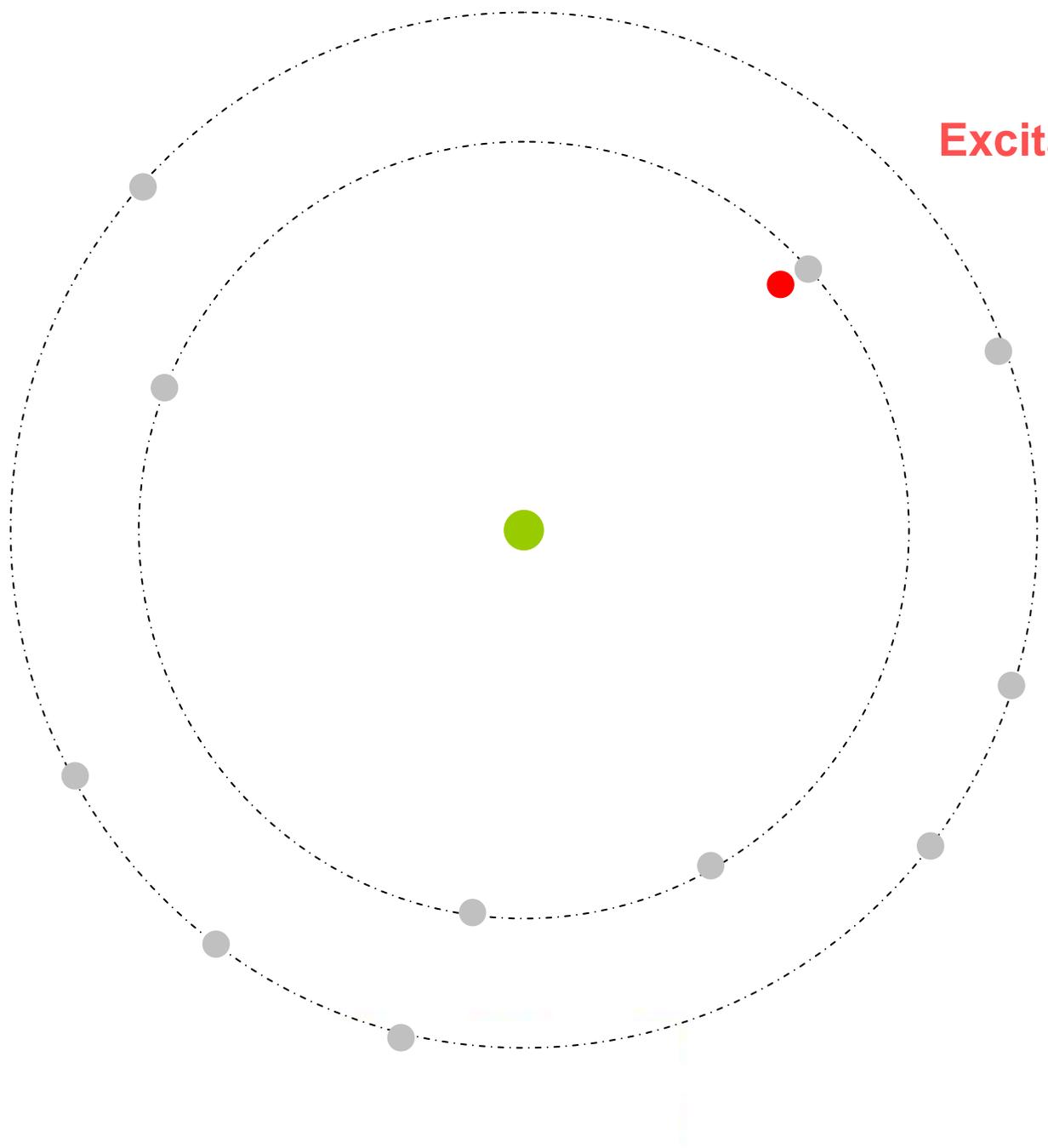


# Production des RX

## Rayonnement caractéristique :

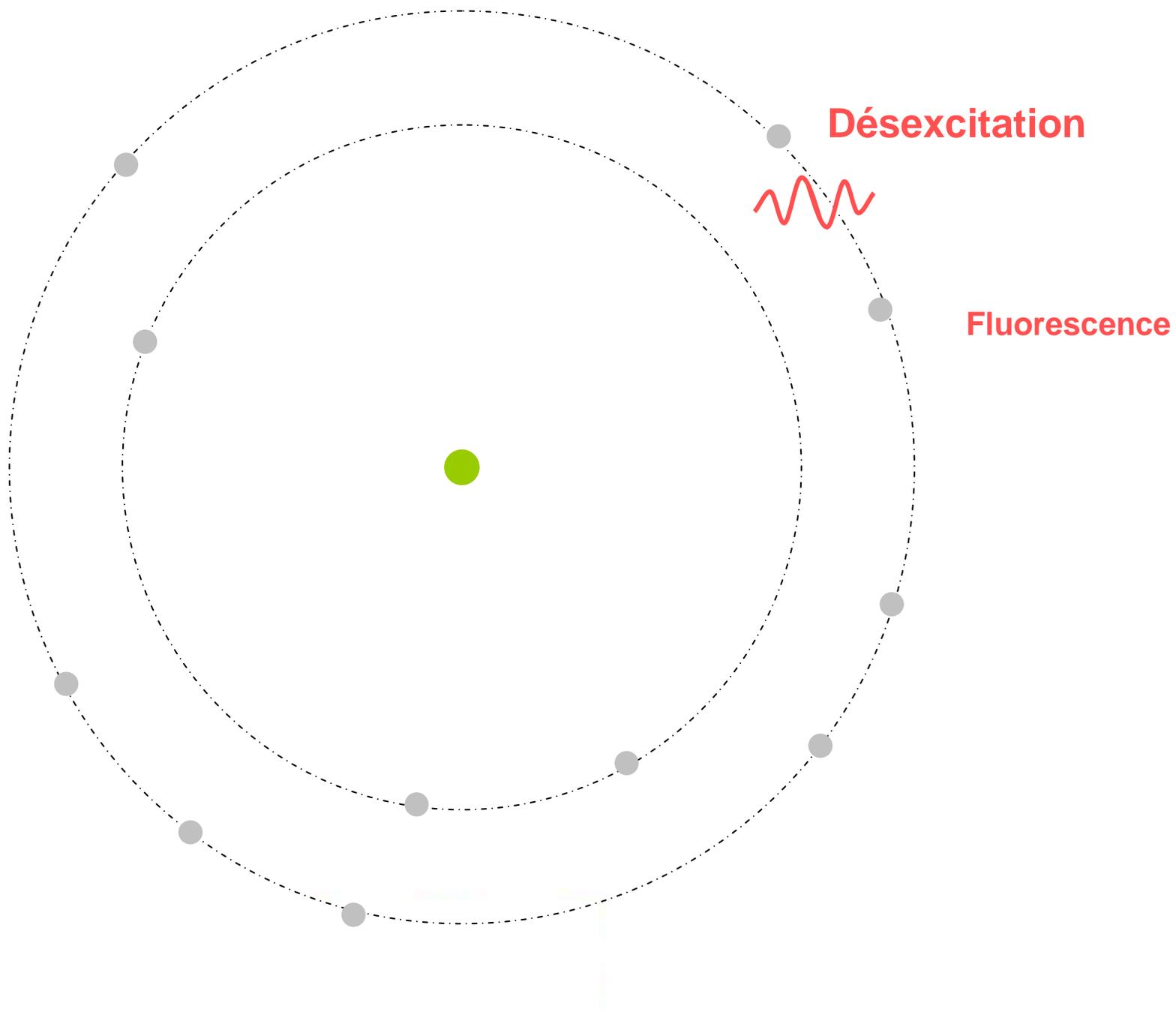
- Si électron incident arrache un électron d'une couche (K,L, ...) => réorganisation électronique interne => Raies caractéristiques





**Excitation**

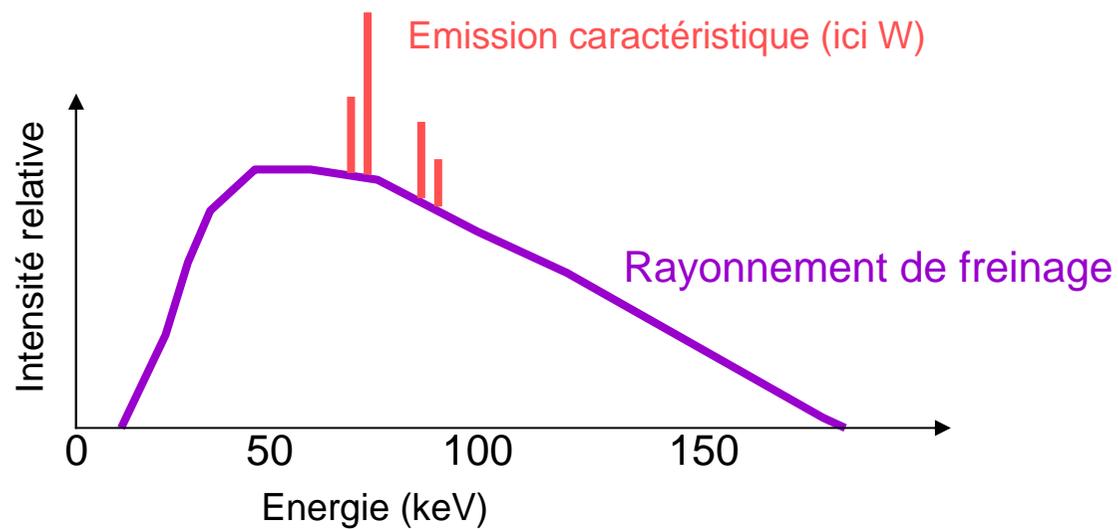
**E**



# Spectre RX

Rayonnement de freinage

+ **raies caractéristiques** du matériau composant la cible  
(tungstène en radiologie )



# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
4. Paramètres influençant l'image
5. Film et écran renforçateur
6. ERLM

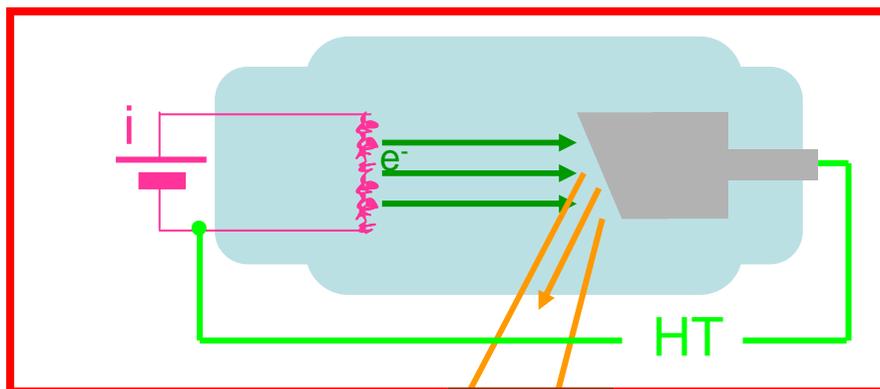


# Tube radiogène (= tube RX)

Le tube radiogène c'est :

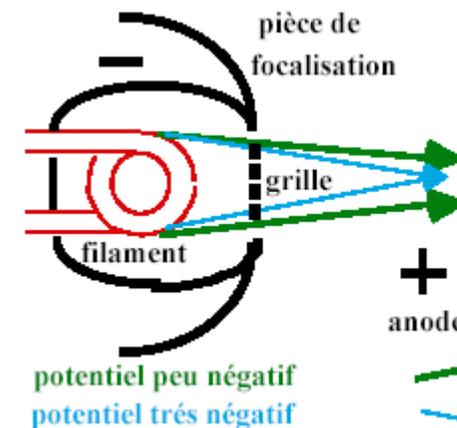
- une **cathode**, responsable de l'émission des **électrons**,
- un **champ électrique**, accélérant les électrons,
- une anode, source de production des **RX**.
- le **tube** est fermé d'une enveloppe protectrice assurant le vide et une isolation électrique,
- enfin le tube est doublé d'une gaine **limitant l'irradiation** au champ de vue, et d'un **filtre** pour couper les RX de basse énergie dans le champ de vue.

(non représentés sur la photo)



# Cathode

- partie **négative** du tube
- filament spiralé (tungstène)
- Les électrons, émis par thermo-émission, sont soumis à une **tension** et sont précipités sur l'anode
- Le filament est monté dans une pièce creuse (pièce de concentration) permettant de focaliser les électrons sur l'anode.



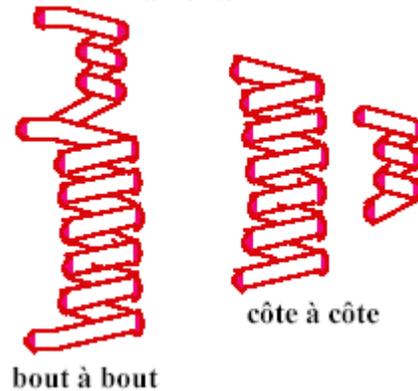
# Cathode

La cathode peut être composée de 2 filaments :

- le **grand filament** permet d'augmenter le flux d'électrons et donc la production de rayons X.
- le **petit filament** permet de concentrer un faisceau d'électrons plus faible sur une plus petite surface de l'anode, améliorant ainsi la finesse de l'image.



Disposition des filaments



# Anode

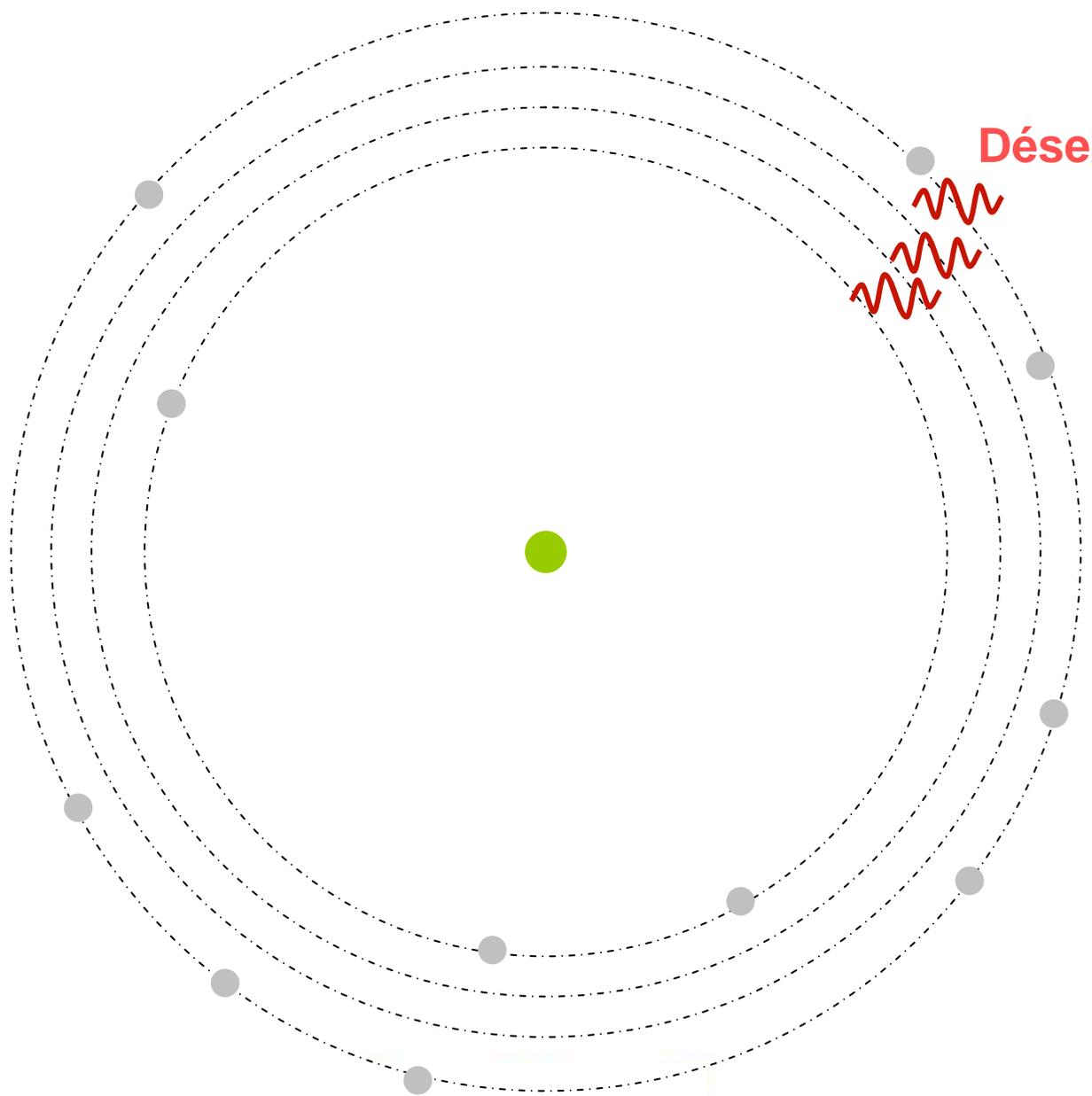
- C'est la partie positive du tube = la cible.
- Le foyer est la surface de bombardement des électrons sur l'anode. Sa taille est déterminante pour la finesse de l'image, d'où les deux **cathodes**.
- Les **RX** sont émis dans toutes les directions et partiellement arrêtés par l'anode. La plus grande concentration de rayons X se retrouve donc dans une direction perpendiculaire à la surface de l'anode : on parle d'anode réfléchive.

# Anode

- La surface de l'anode est oblique par rapport à la direction du faisceau d'électrons de manière à permettre à davantage de rayons X de pouvoir sortir du tube.
- Le flux de rayons X dépend de la taille du foyer (qui dépend de la taille du faisceau d'électrons et donc de la taille de la cathode), du flux d'électrons (mesuré en mA), et de l'énergie des électrons (mesuré en kV).

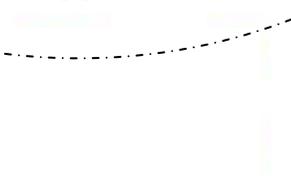
# Anode

- L'anode est composée de tungstène (numéro atomique élevé  $Z=74$ ), qui favorise le rendement.
- Cet élément résiste assez bien à l'énorme dégagement de chaleur (température de fusion  $3410\text{ °C}$ ).
- La production des rayons X est très inefficace (environ 1%). Une grande quantité de chaleur est produite en même temps que les rayons X.
- D'où une possible surchauffe, qui peut même entraîner une fonte du foyer.

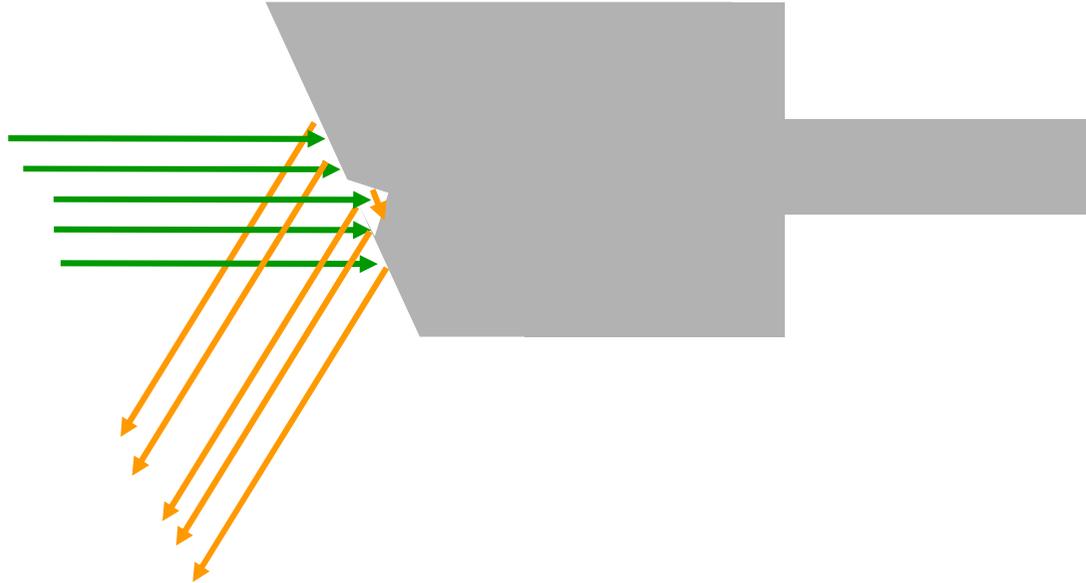


**Désexcitation**

**Infrarouge**



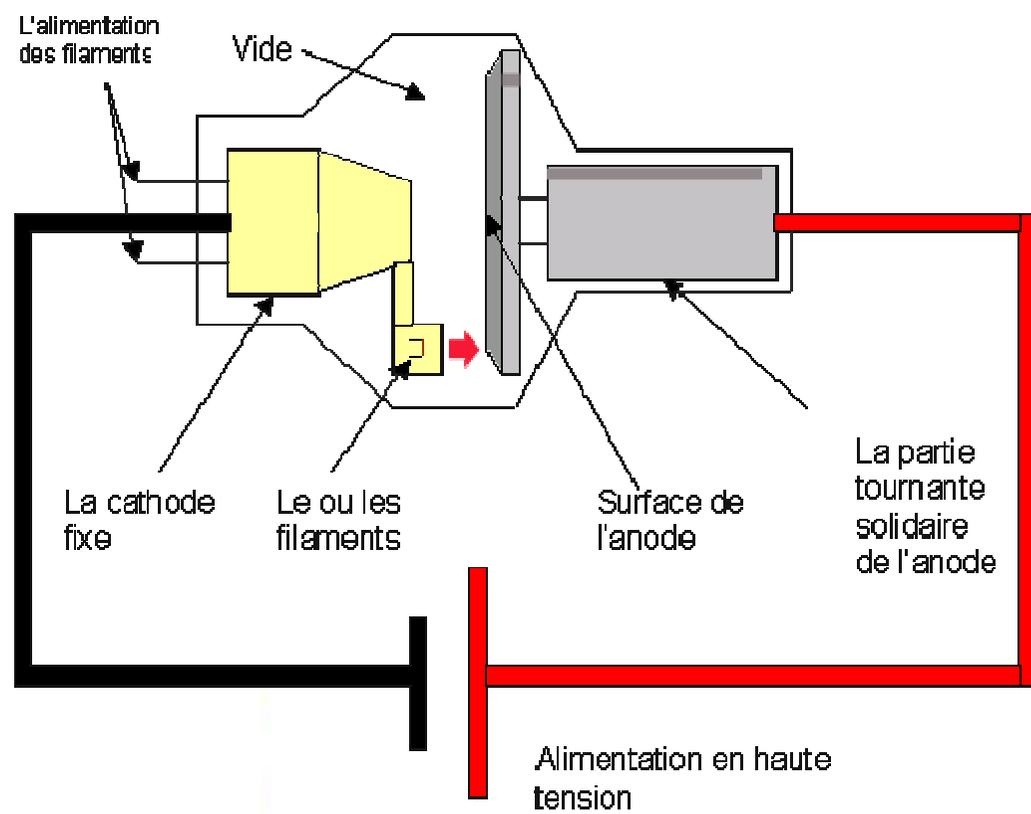
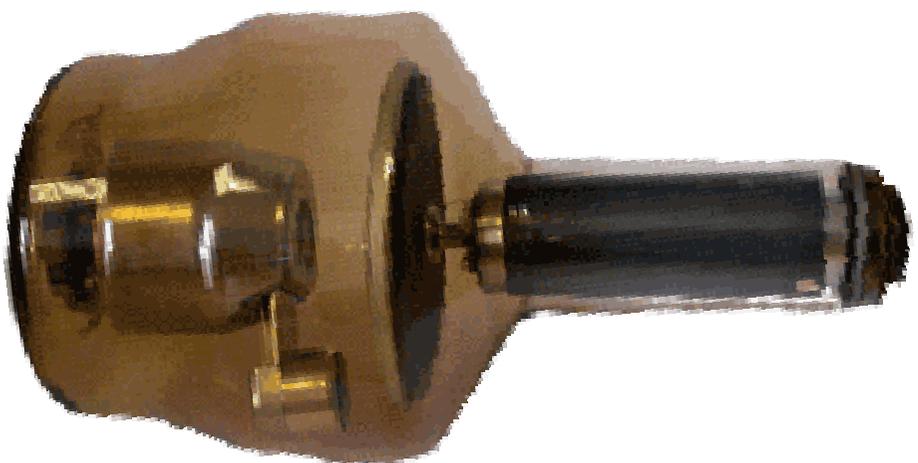
# Cratérisation de l'anode

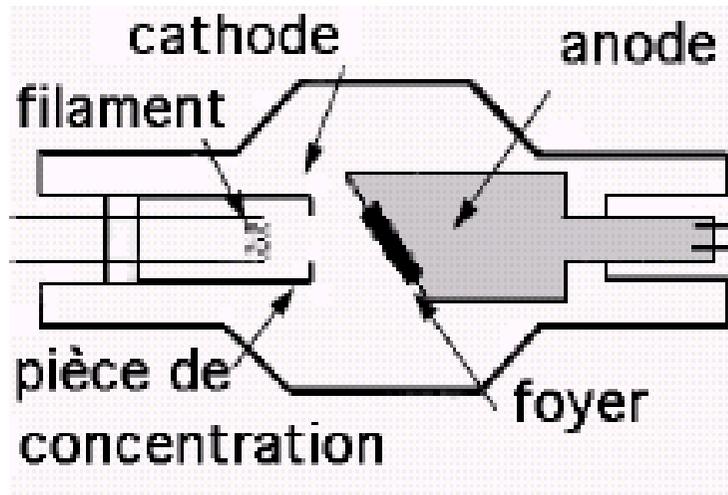


# Anode

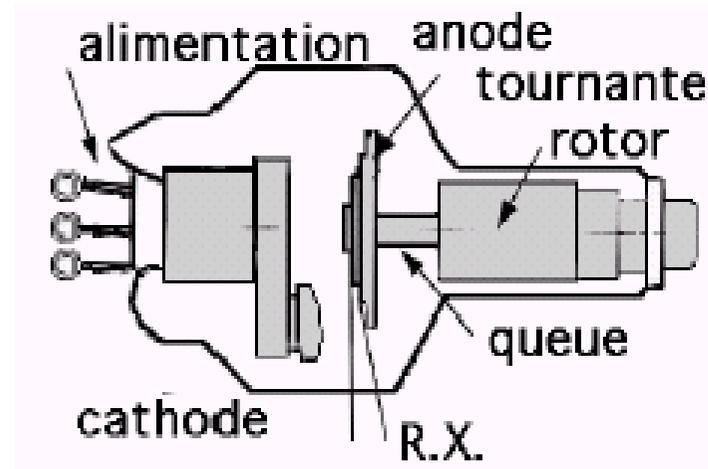
La technologie de l'anode tournante permet de répartir la chaleur sur une plus grande surface tout en maintenant le foyer de même taille. L'anode est alors composée d'un disque monté sur un axe de rotation (vitesse de rotation = 3 à 9 000 tours /mn).



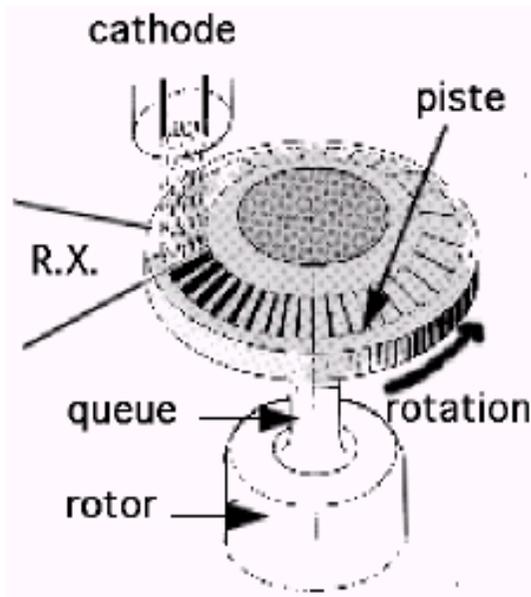




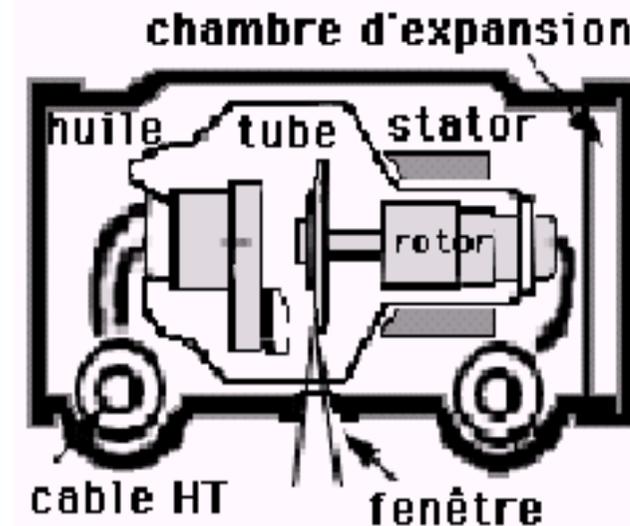
*Tube à anode fixe*



*Tube à anode tournante*



*Piste d'anode*



*Schéma d'un tube dans sa gaine*

# Enveloppes de protection

- **Ampoule de verre** : assurer une isolation électrique, évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. En l'absence de vide, des phénomènes électriques parasites se produisent.
- L'ampoule baigne dans de **l'huile**, qui participe au système de refroidissement.
- Le tout est enfermé dans une **gaine métallique**, assurant l'évacuation de la chaleur produite, une protection mécanique du tube, et une absorption des rayons X indésirables.

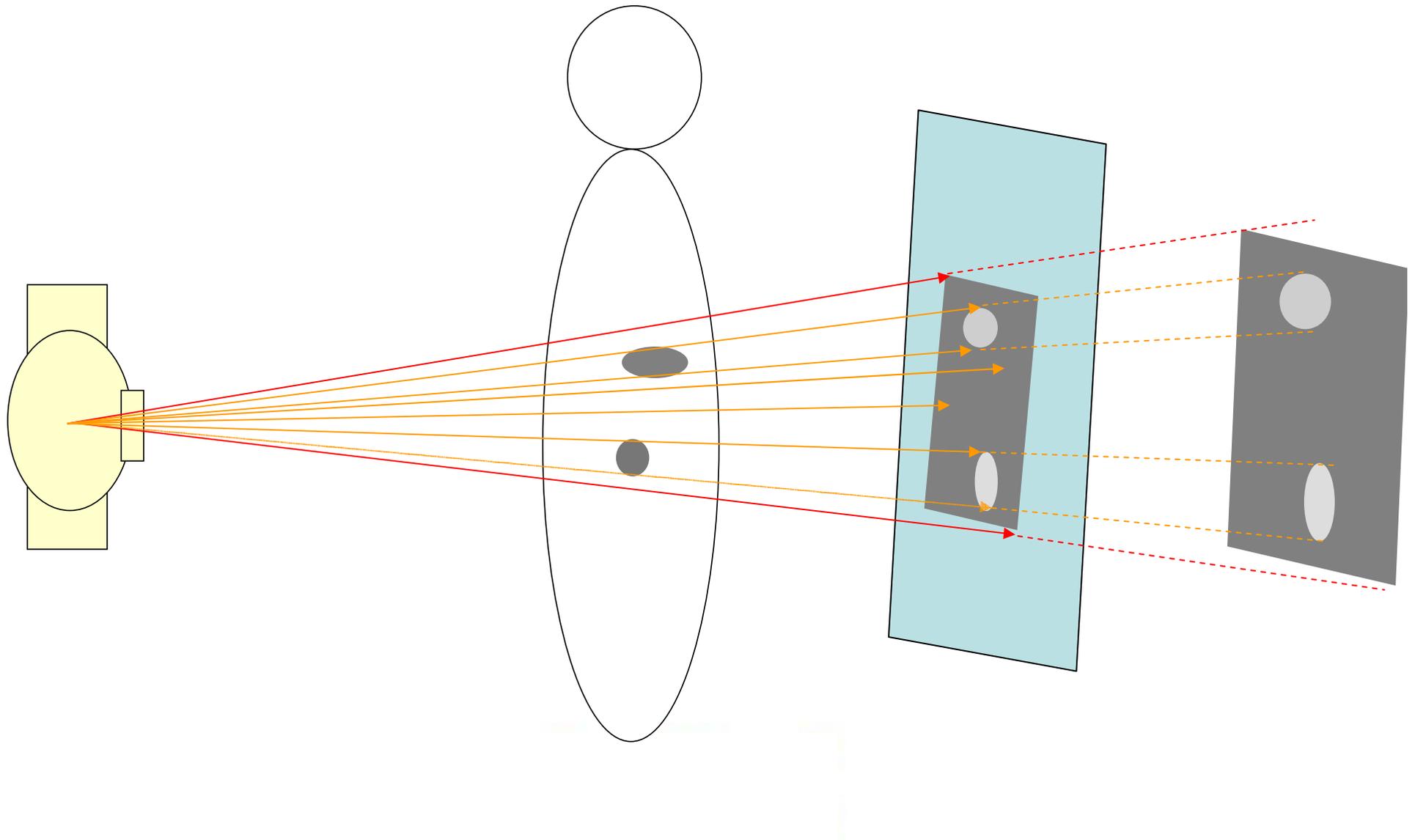
# Tube

- L'enveloppe protectrice laisse échapper les rayons x par une **fenêtre de sortie**.
- Les rayons x les moins énergétiques, qui ne contribueront pas à la formation de l'image, mais qui pourront avoir des effets biologiques, sont éliminés par un **filtre** d'aluminium : durcissement du faisceau, l'énergie moyenne du faisceau de RX augmentant après filtration.
- La taille du faisceau RX est ensuite ajusté par l'utilisation de collimateurs.
- Un faisceau lumineux permet de simuler la position du faisceau de rayons x avant la prise du cliché radiographique.

# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
- 3. Image radiante**
4. Paramètres influençant l'image
5. Film et écran renforçateur
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# Image radiante



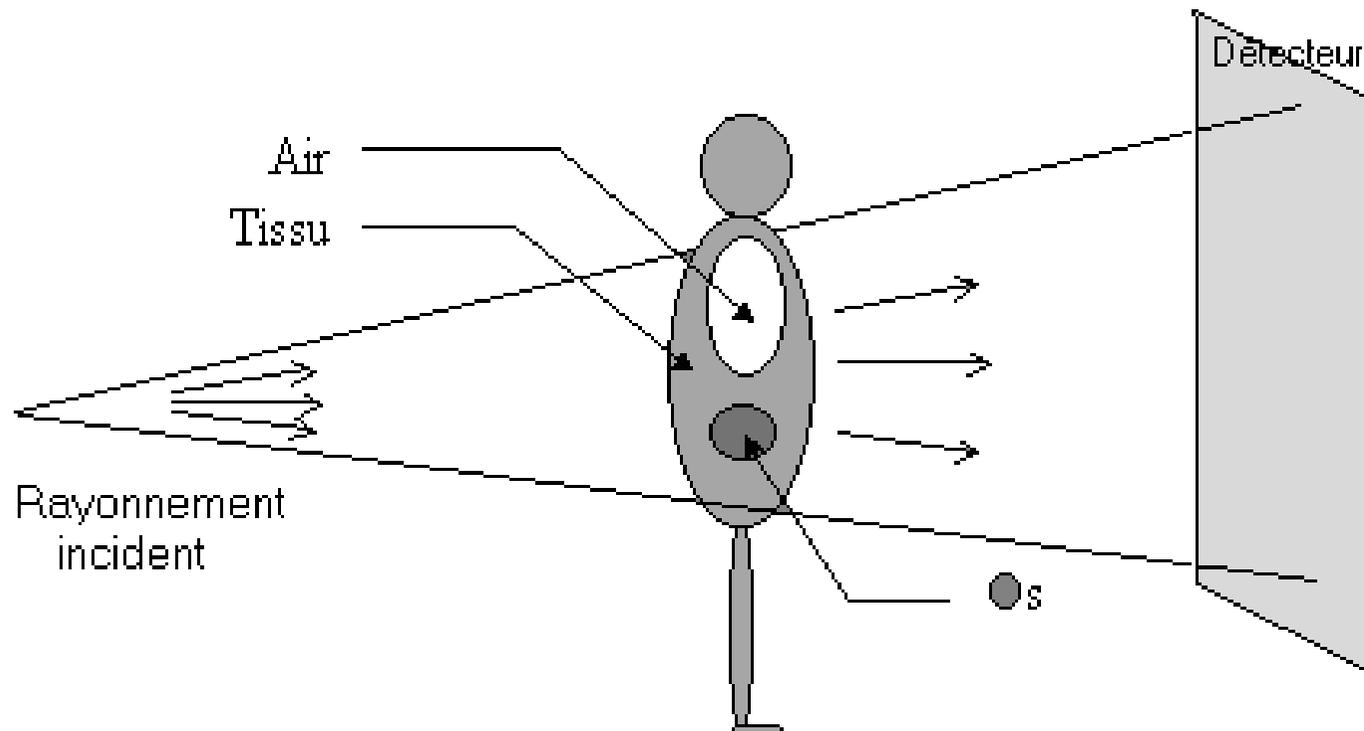
# Formation de l'image

Le faisceau de rayons X est progressivement atténué lors de son passage à travers la matière. Trois évènements peuvent se produire :

- les rayons X traversent sans être affectés : ces rayons forment les parties les plus noires de l'image radiographique
- les rayons X sont arrêtés : la proportion de rayons x arrêtés conditionne le niveau de gris visibles sur l'image radiographique
- les rayons X sont déviés : formation du rayonnement diffusé qui forme un voile uniforme sur l'image radiographique et a des conséquences sur la radioprotection.

# Formation de l'image

L'image radiographique résulte de la différence d'atténuation des rayons X dans les milieux traversés.

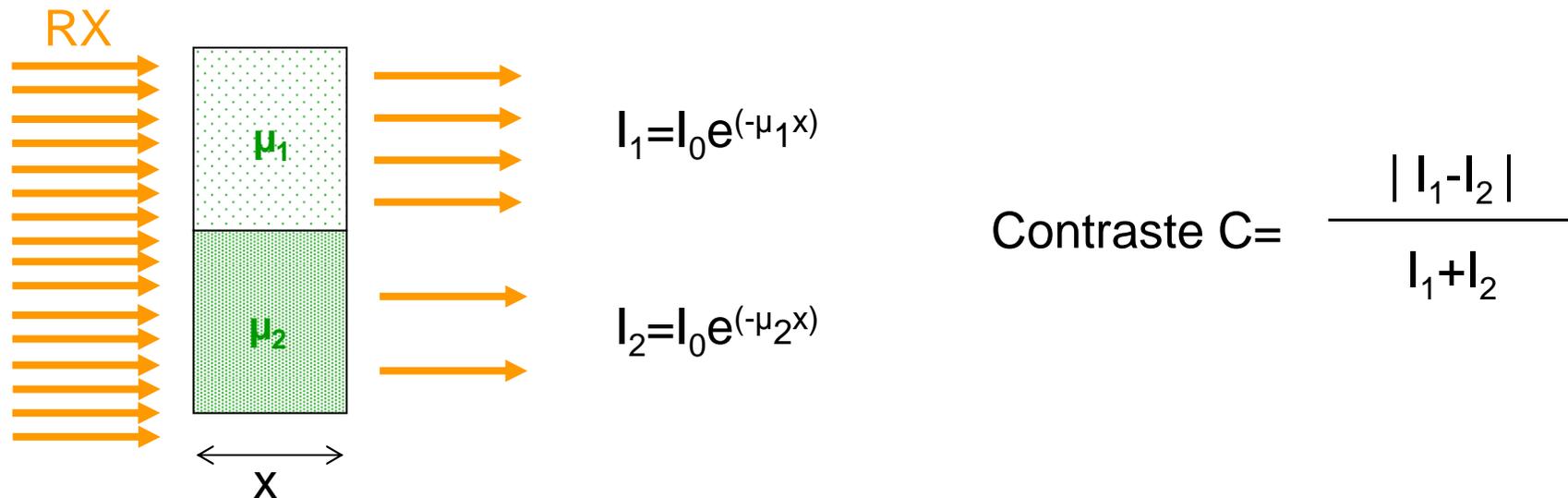


# Formation image

- L'atténuation des rayons X dépend de:
  - l'épaisseur à radiographier,
  - de la composition des structures à radiographier, en particulier la densité (masse volumique) et du numéro atomique des atomes constituants.
  - de l'énergie des rayons X impliqués. Plus les rayons sont énergétiques, plus l'atténuation est réduite. On parle de rayons plus "pénétrants".

# Contraste de l'image

C'est la différence d'intensité relative mesurable entre 2 points.

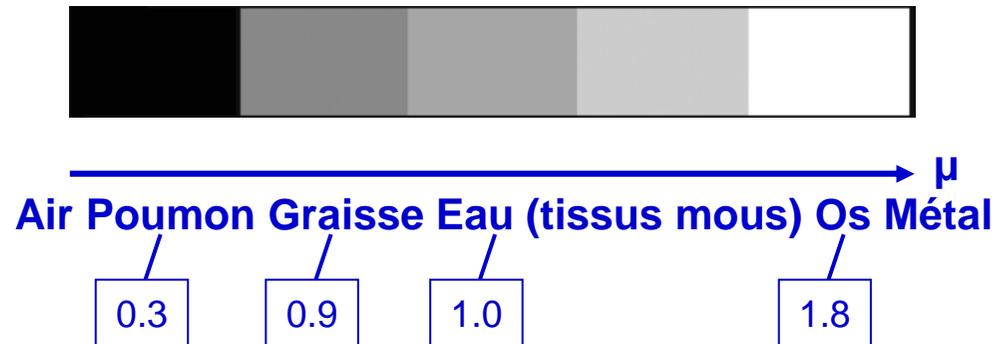


Si  $x$  petit :  $I_1 \sim I_0(1 - \mu_1 x)$   $I_2 \sim I_0(1 - \mu_2 x)$   $C \approx \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\mu_1 + \mu_2}$   $C \propto |\mu_1 - \mu_2|$

Pour des faibles épaisseurs, le contraste est dû à la différence des coefficients d'atténuation.

# Contraste de l'image

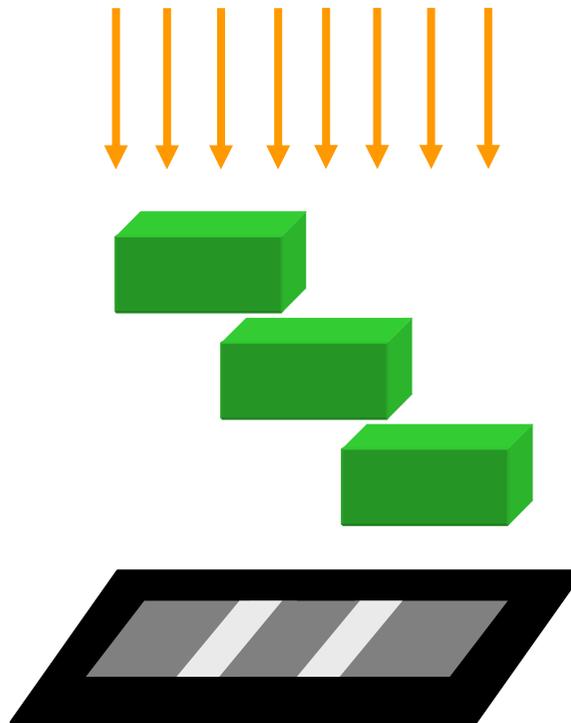
- Par ordre d'opacité aux rayons x croissante,



- Manque de résolution en contraste, principal inconvénient de la radiologie conventionnelle.
- L'introduction de **produits de contraste radiographiques** permet d'améliorer la résolution en contraste.

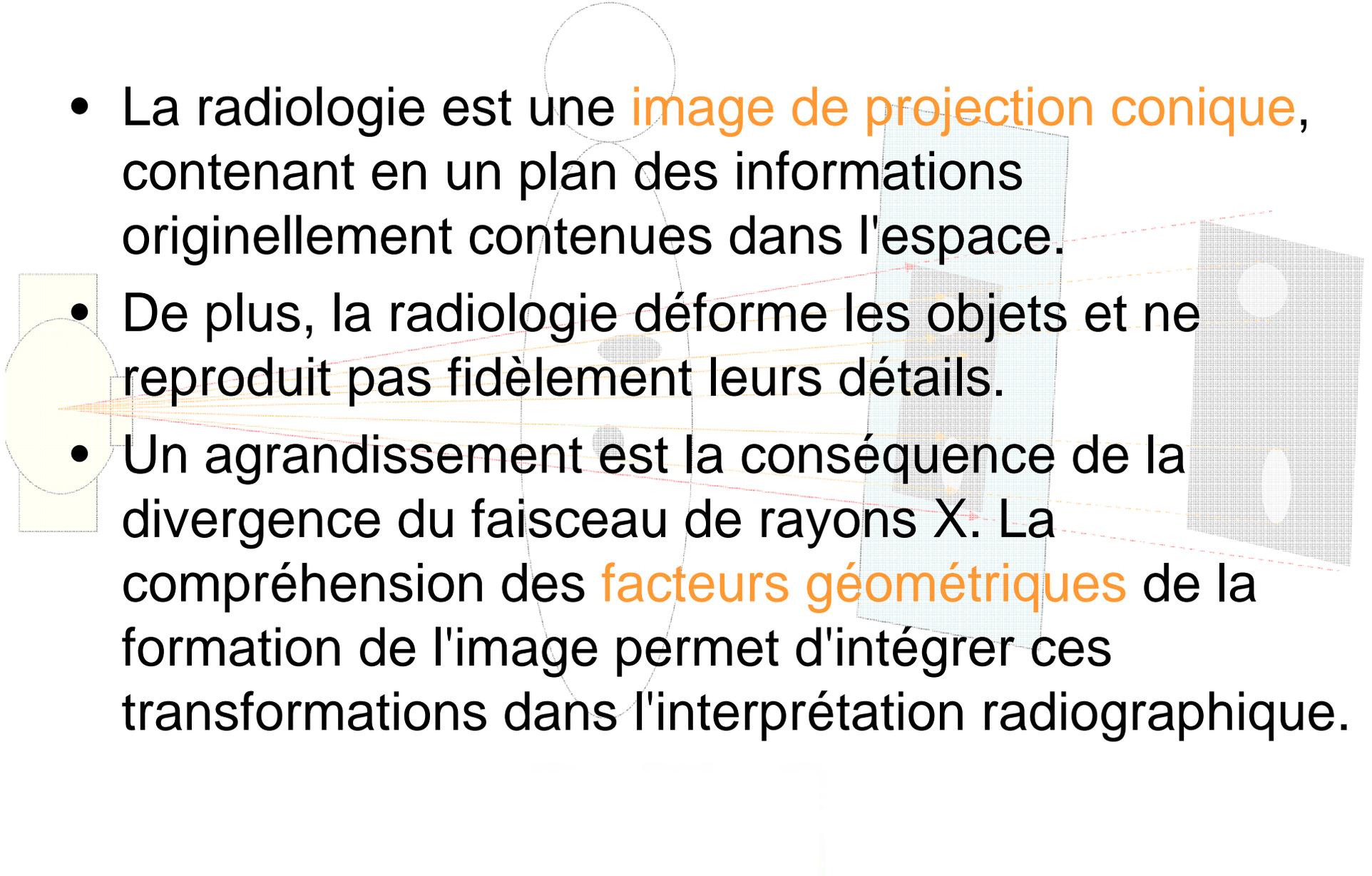
# Formation de l'image

- Le niveau de gris visible dans une zone du film correspond à la somme des atténuations élémentaires engendrée par les corps successivement traversés.
- Les objets apparaissent ainsi superposés les uns sur les autres.



# Géométrie de l'image

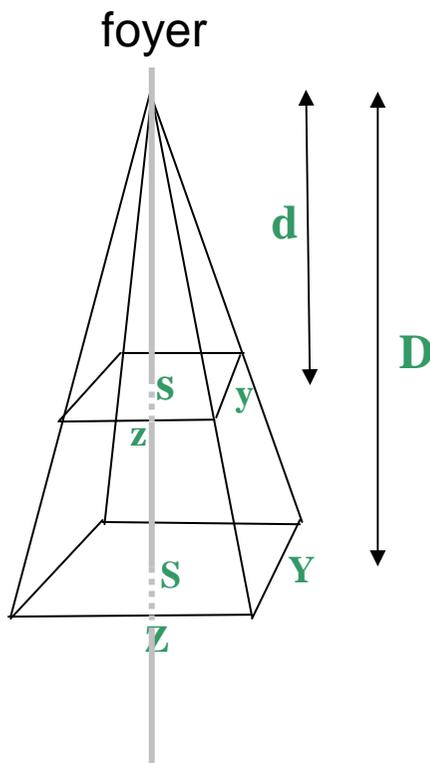
- La radiologie est une **image de projection conique**, contenant en un plan des informations originellement contenues dans l'espace.
- De plus, la radiologie déforme les objets et ne reproduit pas fidèlement leurs détails.
- Un agrandissement est la conséquence de la divergence du faisceau de rayons X. La compréhension des **facteurs géométriques** de la formation de l'image permet d'intégrer ces transformations dans l'interprétation radiographique.



# Projection radiographique

- Il en résulte une perte d'information quant à la position (profondeur) et la forme exacte des objets. La radiographie conventionnelle ne permet pas de visualiser le relief.
- Une deuxième vue, prise la plupart du temps avec une incidence perpendiculaire à la première, est nécessaire pour évaluer la position et la forme des objets dans l'espace.

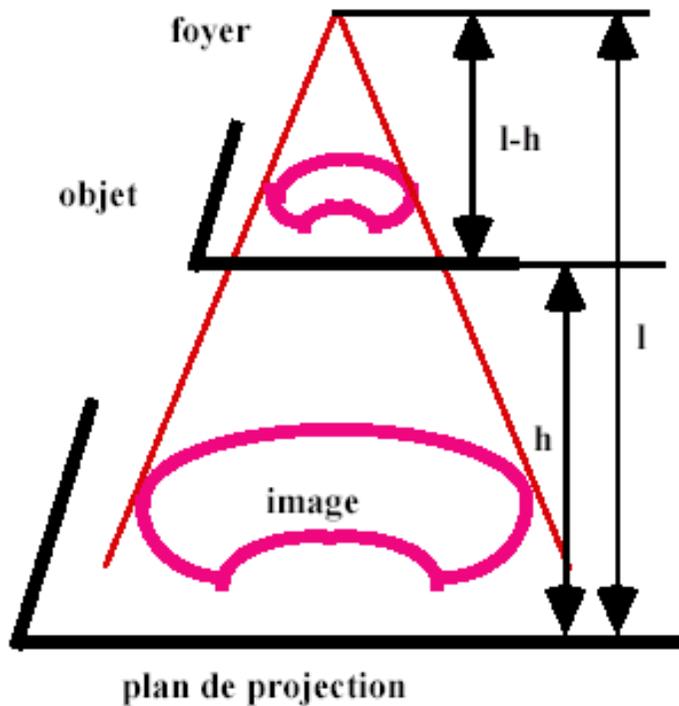
# Agrandissement



- L'agrandissement de l'image dépend de la distance entre la **source et l'objet** et entre **l'objet et le film**.
- Il est défini par le **rapport de la taille de la projection à la taille de l'objet réel** => il est aussi égal au rapport de la distance source-film à la distance source-objet.
- Il **augmente le flou** géométrique dû à la taille du foyer. La distance objet-film doit être réduite au minimum pour augmenter la netteté de l'image.
- => L'objet à radiographier doit donc être placé le plus près possible du détecteur.

# Agrandissement

## Loi des projections coniques



Rapport d'agrandissement ou de magnification:

$$M = \frac{l}{l - h}$$

Exemple ordre de grandeur standard:

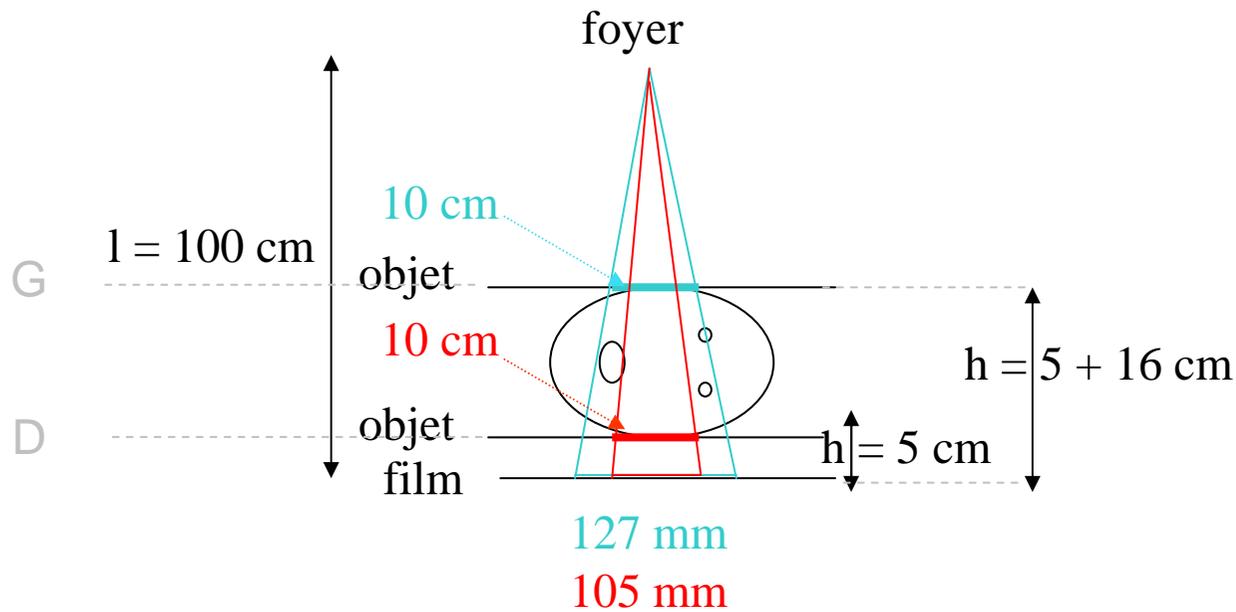
Distance foyer-film =  $l = 100$  cm

Distance objet-film =  $h = 25$  cm

$$M = 100 / (100 - 25) = 1,33$$

# Agrandissement

agrandissement différentiel

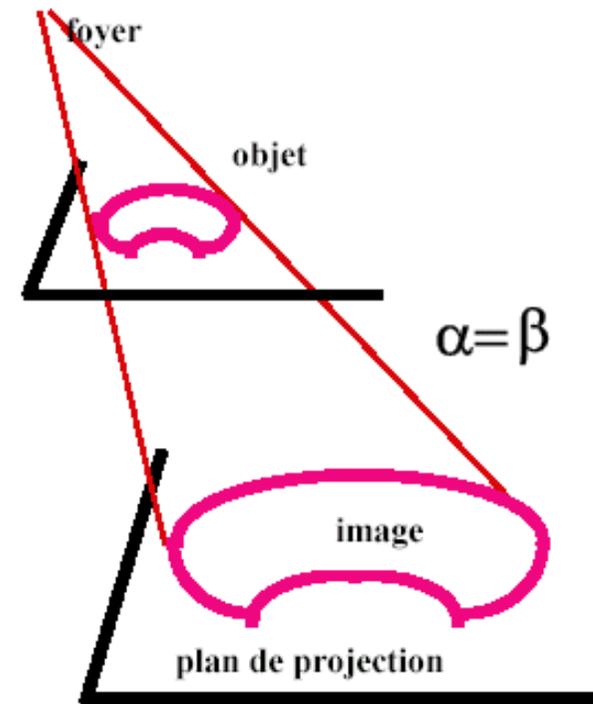
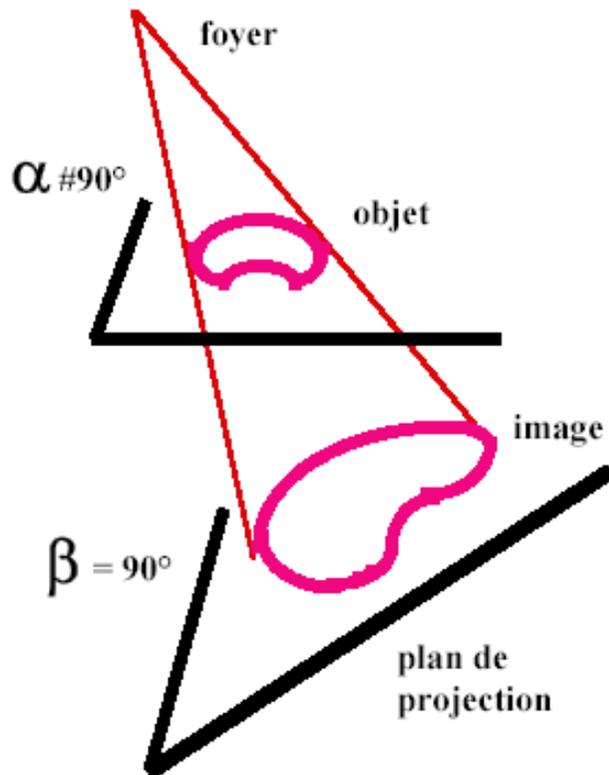


$$M_G = 100 / (100 - 21) = 1,05$$

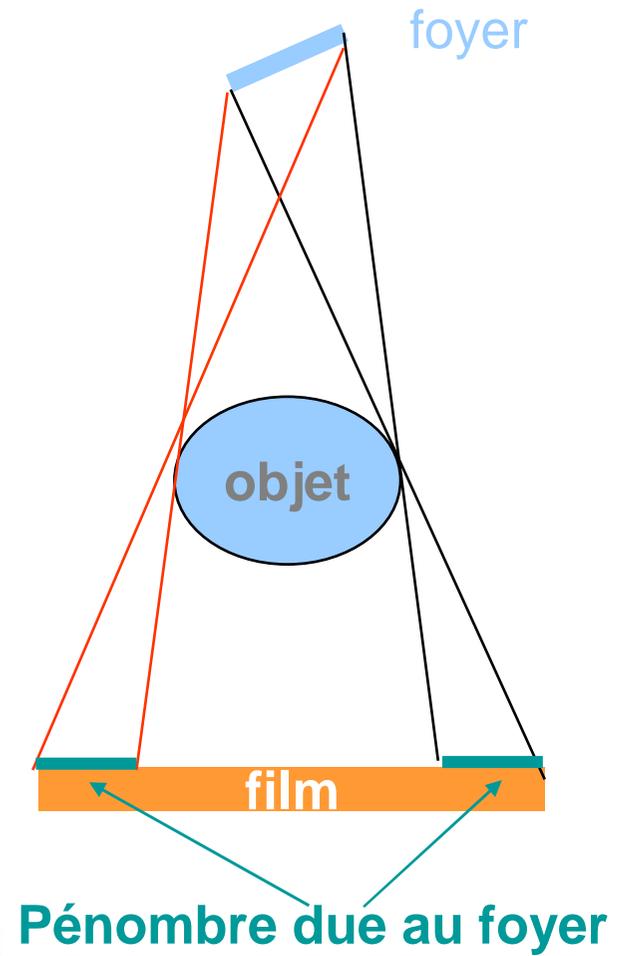
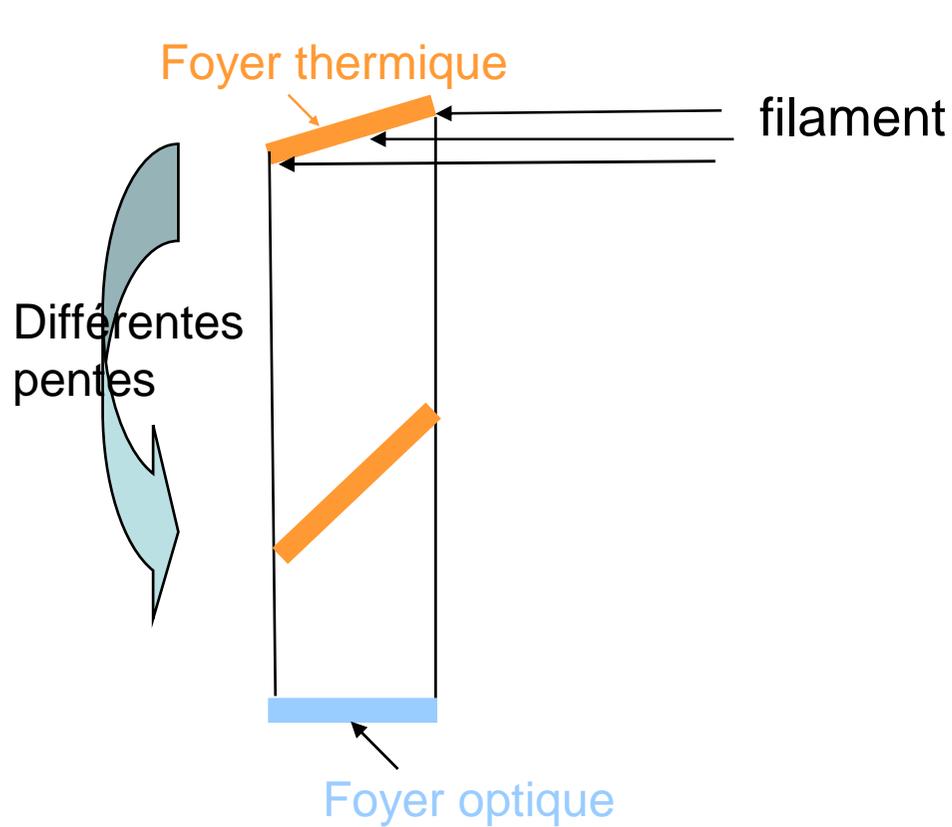
$$M_D = 100 / (100 - 5) = 1,27$$

# Agrandissement

Loi des projections coniques : déformation



# Flou géométrique



# Flou géométrique

- Dû aux **dimensions non ponctuelles** du foyer: plus il est grand, plus la pénombre (flou) est grande
- Le **petit foyer** est idéal mais sa charge thermique est faible
- Afin d'augmenter la surface réelle subissant l'échauffement sans agrandir la surface apparente, la **pente** du foyer peut être plus ou moins inclinée
- Afin de diminuer cet effet, on peut éloigner l'objet => augmenter la quantité de rayonnement => surchauffe
- Le film doit être le plus proche possible de l'objet

# Flou cinétique

- Le sujet est rarement immobile => image correspondra à l'ensemble des déplacements de l'objet pendant le temps de pose
- Les bords de l'objet sont plus clairs  
=> raccourcir le temps de pose



# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
- 4. Paramètres influençant l'image**
5. Film et écran renforçateur
6. ERLM
7. Capteur plan numérique



# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
- 4. Paramètres influençant l'image**
5. Film et écran renforçateur
  - A. Constantes radiologiques
  - B. Exposeur Automatique
  - C. Grille antidiffusante
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
- 4. Paramètres influençant l'image**
5. Film et écran renforçateur
  - A. Constantes radiologiques
  - B. Exposeur Automatique
  - C. Grille antidiffusante
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# Console de contrôle

La console de contrôle permet à l'opérateur d'ajuster les 3 paramètres d'exposition radiographie:

- La **tension** (kV) permet de contrôler la quantité et l'énergie des rayons x produits (contraste)
- l'**intensité** (mA) et le **temps de pose** (ms) permettent de contrôler la quantité de rayons x seulement et sont souvent regroupées sous le terme mAs (milliampèreseconde).
- un **déclencheur** permet à l'opérateur de prendre le cliché radiographique quand les conditions de prise de vue et de sécurité sont remplies. Le déclenchement se fait en 2 temps sur les appareils à anode tournante pour permettre à l'anode de se mettre en route.

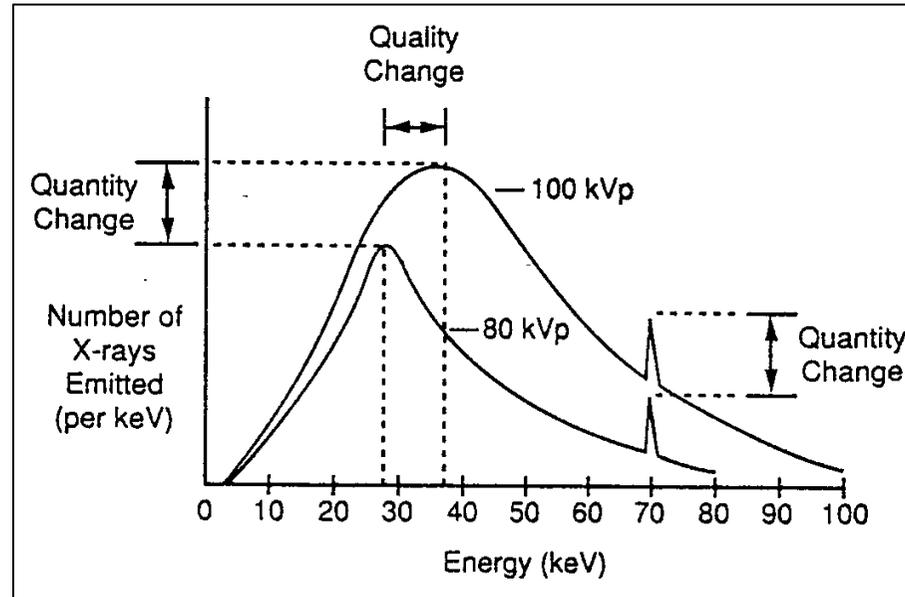


# Constantes radiologiques: tension

## Pouvoir de pénétration du rayonnement:

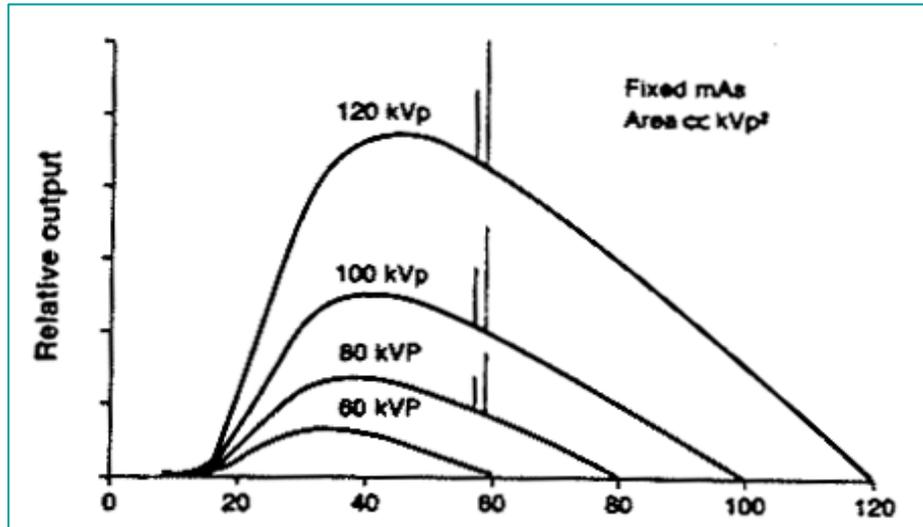
- Tension trop **basse** = rayonnement peu pénétrant = facilement absorbé par un organe dense.
- Tension trop **forte** = image trop uniforme manquant de contraste.

# Effets de la variation des kV sur le spectre RX

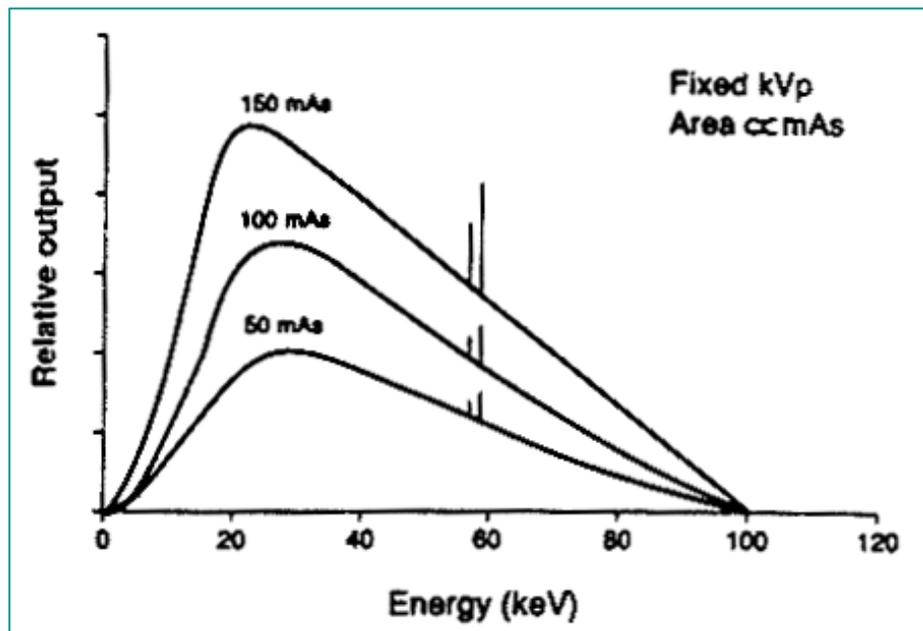


HT (kV)	E moy. (keV)	Kerma air à 75 cm ( $\mu\text{Gy.mA}^{-1}.\text{s}^{-1}$ )
50	28,6	65,0
70	33,6	126,4
100	42,0	234,3
140	53,9	399,9

Caractéristiques du faisceau pour une cible de W et 2,5 mm d'Al

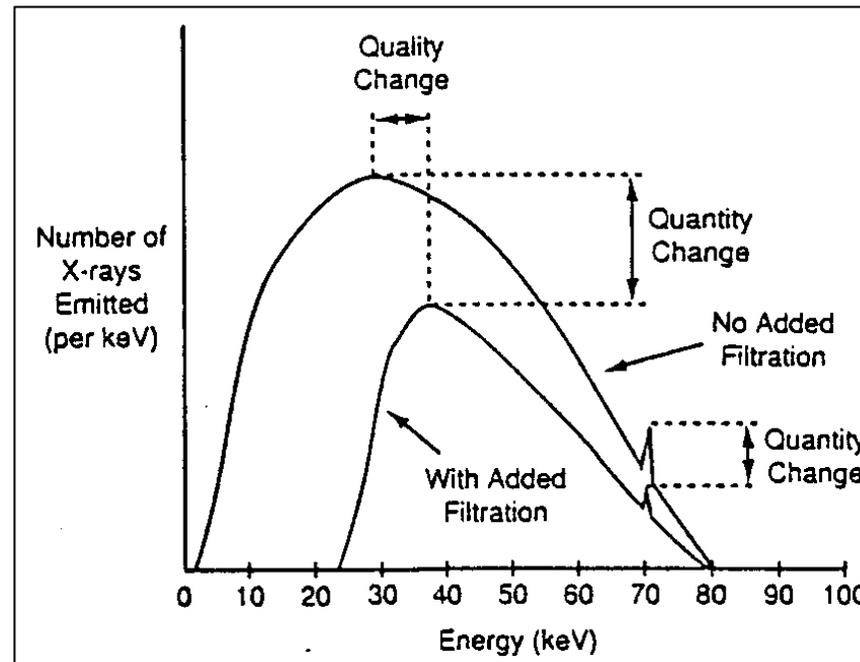


Effet de la variation de la H.T.  
(cible tungstène et mAs constants).



Effet de la variation des mAs  
(cible tungstène et H.T. = 100 kV).

# Effets de la variation de la filtration



- Al ( $Z = 13$ ) excellent pour supprimer des  $E < 20$  keV.
- Cu ( $Z = 29$ ) est plus efficace pour les E plus élevées.
- Cu a une raie à 8 keV et Al à 1,5 keV  $\Rightarrow$  dans les filtres composés Cu doit être vers le tube.

# Constantes radiologiques: mAs

- **Quantité** de rayonnement (noircissement du film) dépendant de:
  - Débit électronique traversant le tube = **milliampère**
  - Temps d'exposition: **seconde**
- Le **produit mA.s** représente le nombre de charges électroniques ayant traversé le tube ( $I=Q/t \Rightarrow Q=I.t$ ).
- Les mAs sont donc appelés la charge.
- On obtient le même noircissement avec un fort débit et un temps de pose court (si organe mobile) par rapport à faible débit et un temps d'exposition long.

# Ajustement des paramètres

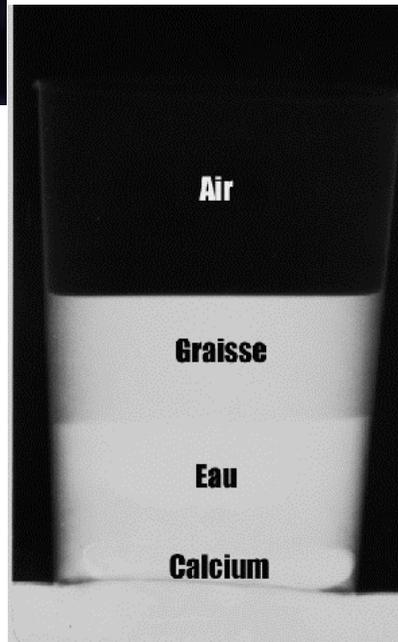
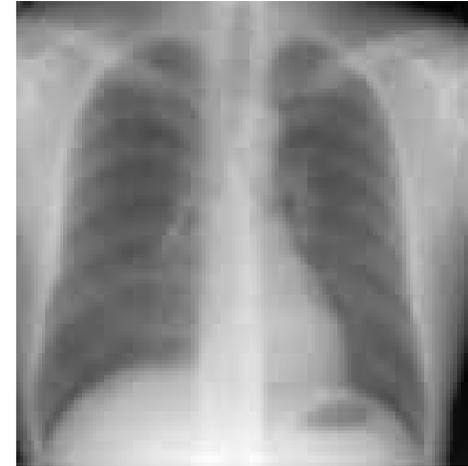
- Le noircissement final du film dépend d'un très grand nombre de facteurs : les paramètres ajustables (kV, mA, ms), le générateur, la distance foyer-film, la taille du champ, l'objet à radiographier (épaisseur, composition), la grille, le couple écran-film et le développement.
- Il est nécessaire de fixer certains paramètres une fois pour toute et de standardiser certaines procédures pour les rendre reproductibles : l'appareil, la grille, et la distance foyer-film sont constants pour une même installation et le développement est standardisé.

# Exemple: Radiographie thoracique



- Le thorax présente un **bon contraste naturel** entre les tissus mous et l'air pulmonaire. Les structures osseuses se superposent aux viscères thoraciques et gênent parfois leur examen.
- La différence d'opacité entre le poumon et le cœur n'est pas due à la différence de numéro atomique (puisque ce sont les mêmes) mais uniquement à la différence de densité (masse volumique) entre les 2 régions.
- **Une tension (kV) élevée** peut permettre d'effacer les structures osseuses en favorisant l'effet Compton. Le différentiel d'atténuation entre le poumon et les structures médiastinales est, en principe, peu affecté.

# Thorax



# Effet de la tension

- La proportion d'effet photoélectrique et d'effet Compton varie en fonction de la composition de l'objet irradié et de l'énergie des rayons x.
- Dans les organismes vivants, l'effet photoélectrique est prépondérant aux basses tensions (50 - 70 kV) tandis que l'effet Compton est prépondérant aux hautes tensions (>100 kV). La proportion s'inverse progressivement lorsque la tension augmente.

# Effet de la tension

- Le contraste obtenu par l'effet photoélectrique est bon car il fait intervenir à la fois les différences de densité entre les milieux mais aussi les différences de numéro atomique. Lorsque le numéro atomique est doublé l'atténuation photoélectrique est multipliée par 8.
- le contraste obtenu par l'effet Compton est plus faible, car il ne dépend que de la densité des milieux et pas du numéro atomique. Ainsi, le différentiel d'atténuation entre le muscle (densité = 1 ;  $Z=7,64$ ) et l'os (densité=1,85 ;  $Z=13,8$ ) est de 1 sur 12 par l'effet photoélectrique, et de 1 sur 1,85 avec l'effet Compton.
- Le contraste diminue progressivement lorsque la tension augmente.

# Ajustement des paramètres

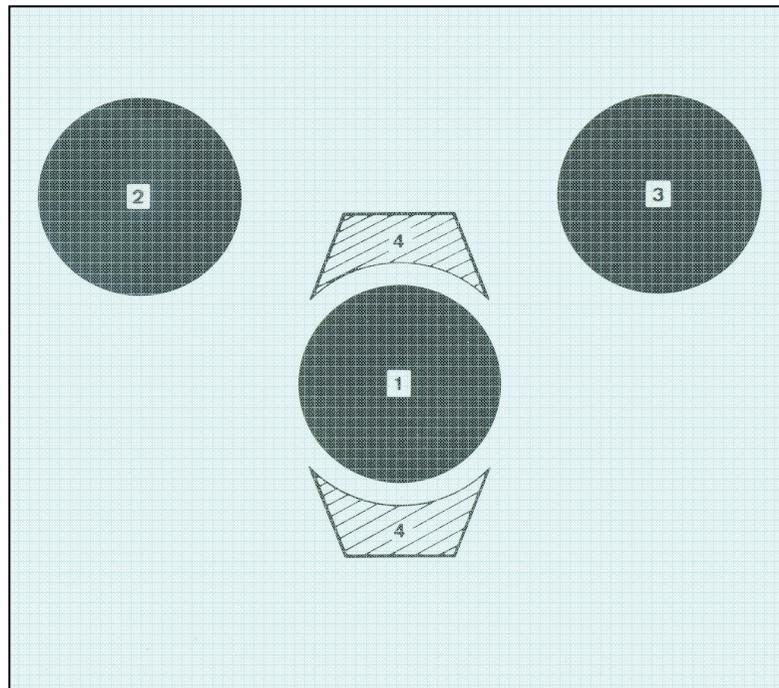
- Il existe des capteurs de rayons X (**cellule automatique**) placés dans le champ du faisceau, dans la table de radiologie qui permettent de mesurer la quantité de rayons x arrivant sur la cassette au cours de l'exposition.
- Lorsque la quantité de rayons x détectés arrive à un niveau pré-établi en fonction du couple écran-film utilisé, l'exposition est automatiquement arrêtée.

# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
- 4. Paramètres influençant l'image**
5. Film et écran renforçateur
  - A. Constantes radiologiques
  - B. Exposeur Automatique**
  - C. Grille antidiffusante
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# LES EXPOSEURS AUTOMATIQUES

## CHAMPS DE MESURE



1 - un champ au centre de l'image.

2 et 3 - deux champs de mesure symétriques pour les organes pairs : poumons, reins.

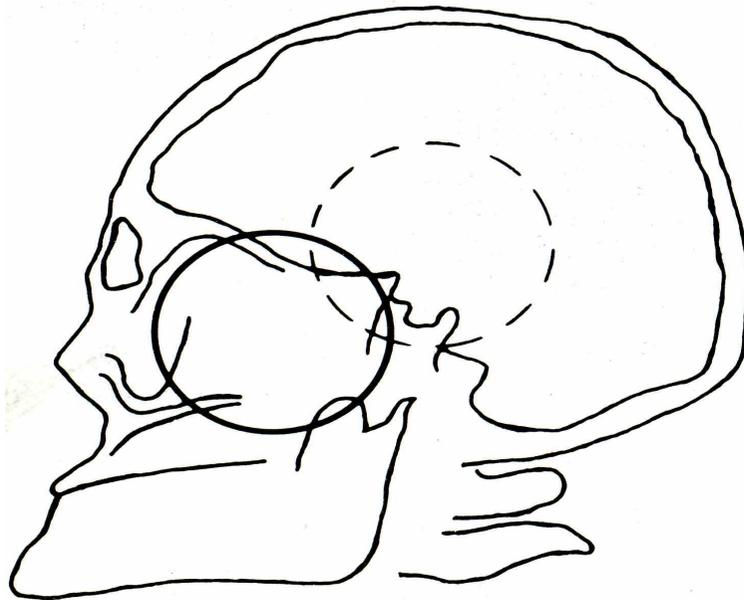
4 - éventuellement, un champ vertical pour les organes longs à axe vertical : œsophage, colonne.

# LES EXPOSEURS AUTOMATIQUES

## QUELQUES ERREURS

### **erreur de centrage.**

Sur cette radiographie du crâne, le champ de mesure, centré sur le massif facial, provoquera une sous-exposition de l'encéphale.

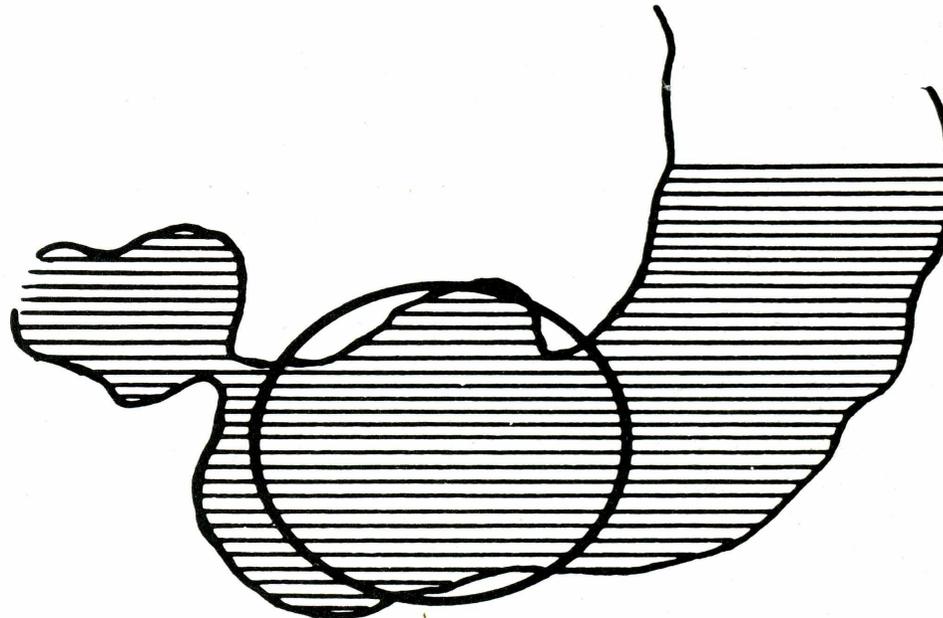


# LES EXPOSEURS AUTOMATIQUES

## QUELQUES ERREURS

**le champ de mesure est entièrement masqué  
par une importante masse de baryte.**

Le détecteur tendra à traduire cette masse par un gris moyen, et prolongera exagérément la pose, d'où sur-exposition du cliché.

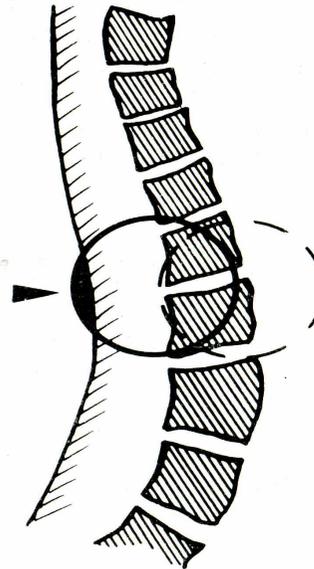


# LES EXPOSEURS AUTOMATIQUES

## QUELQUES ERREURS

**champ de mesure partiellement découvert  
parce que trop au bord du champ radiologique.**

Le détecteur, aveuglé par un flux de rayons X directs, interrompra l'exposition beaucoup trop vite, occasionnant une forte sous-exposition.

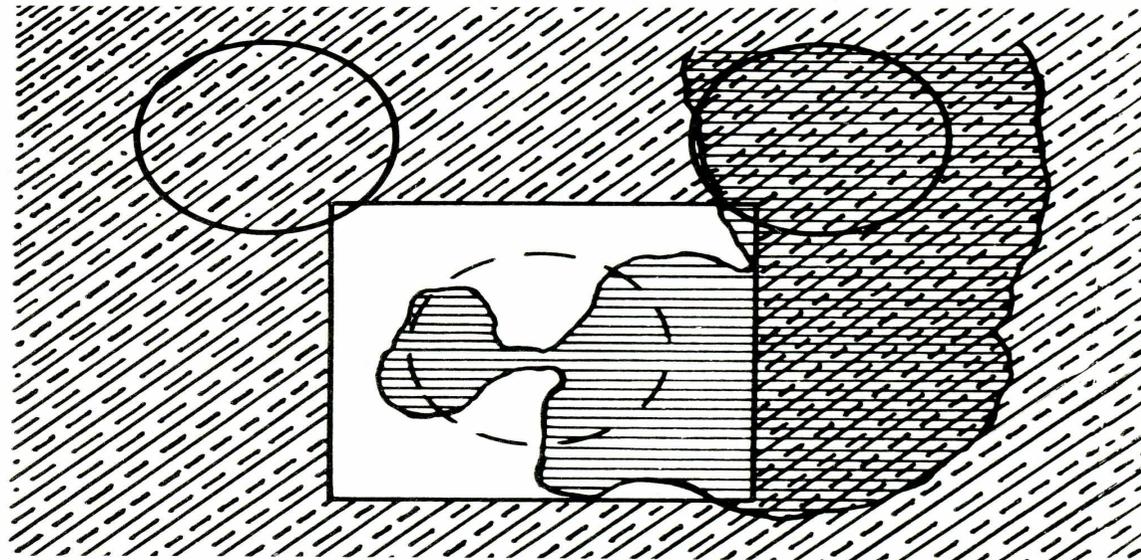


# LES EXPOSEURS AUTOMATIQUES

## QUELQUES ERREURS

### **erreur de choix de champs de mesure.**

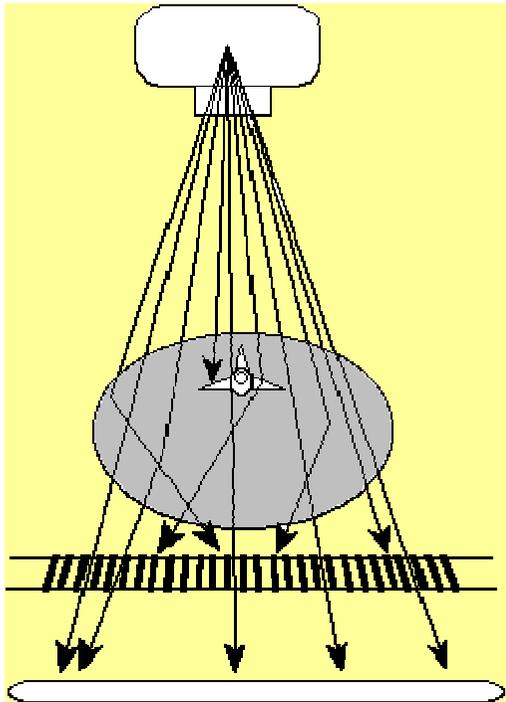
Les champs latéraux choisis ne sont pas atteints par le rayonnement diaphragmé, et donc ne fournissent pratiquement aucun courant : le radioposemètre considérera qu'il se trouve devant un sujet extrêmement opaque, et le temps de pose tendra vers l'infini. Le film ainsi obtenu sera complètement noir.



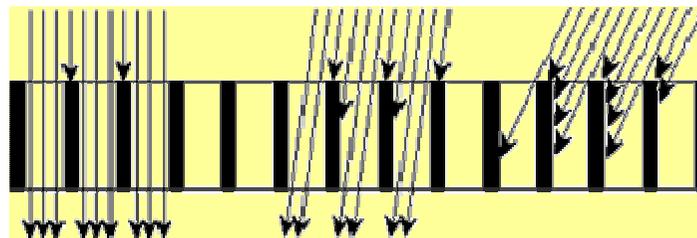
# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
- 4. Paramètres influençant l'image**
5. Film et écran renforçateur
  - A. Constantes radiologiques
  - B. Exposeur Automatique
  - C. Grille antidiffusante
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# Grille anti-diffusante



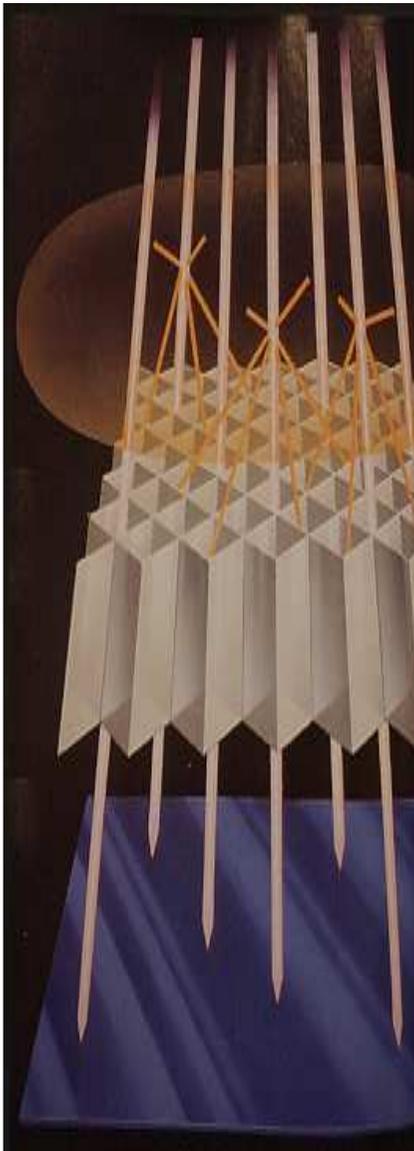
- Elle permet de **sélectionner le rayonnement primaire** par sa direction en arrêtant les rayons de direction différente.
- L'énergie moyenne du diffusé est inférieure à celle du primaire et leur direction est quasiment aléatoire.
- La grille permet d'arrêter sélectivement une partie du diffusé généré par effet Compton lors du passage des rayons x dans l'organisme à radiographier.
- Le rôle de la grille est **d'améliorer le contraste** de l'image radiographique.



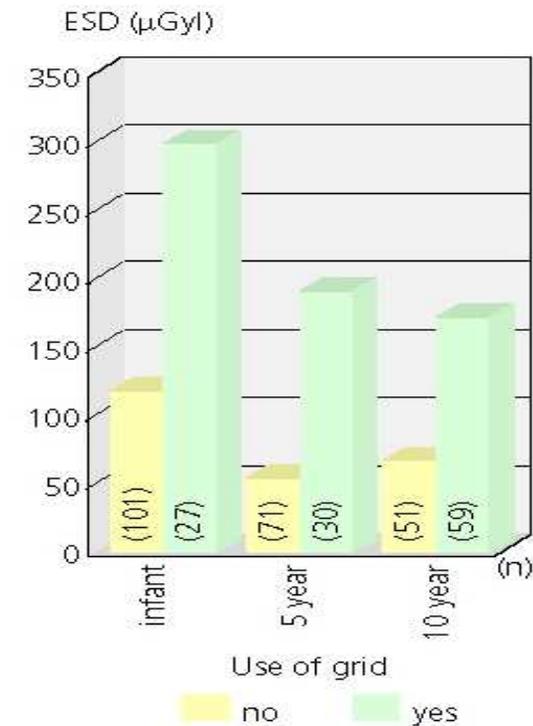
# Grille anti-diffusante

- L'**épaisseur** a une influence sur l'arrêt des rayons primaires (transmission) et conditionne l'aspect de la trame visible sur la radiographie.
- Lorsque les lamelles sont épaisses, une trame de grille est visible qui peut être gênante lors de la lecture.
- Certains appareils de radiographie sont dotés d'un système de **mouvement de la grille** lors du déclenchement, appelé **Potter**, et qui permet d'éliminer la trame de la grille en la rendant floue.
- La grille arrête une grande partie du rayonnement diffusé qui contribuait au noircissement du film, mais aussi une partie du rayonnement primaire => il faut plus de RX => augmentation de la dose au patient

# Utilisation de la grille



- La grille anti-diffusante augmente le contraste de l'image mais conduit à une augmentation de la dose
- L'EUR 1262 recommande de ne pas l'utiliser pour les moins de 8 ans

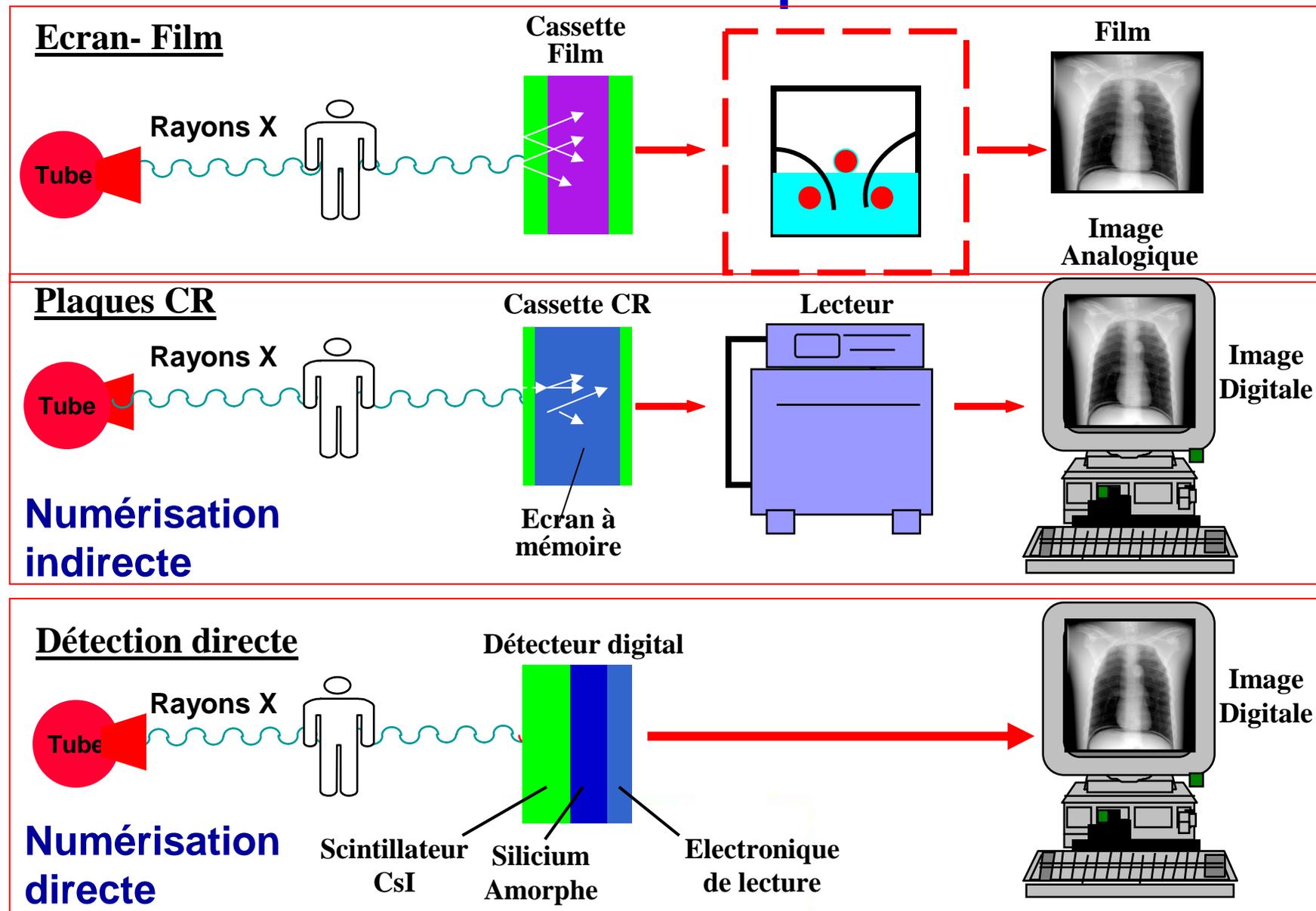


**Figure 6** Mean entrance surface dose (ESD) with and without a grid for the chest PA/AP examinations on 10 month infant, 5 year and 10 year old children; n = number of X-ray departments

# Radiologie Conventiennelle

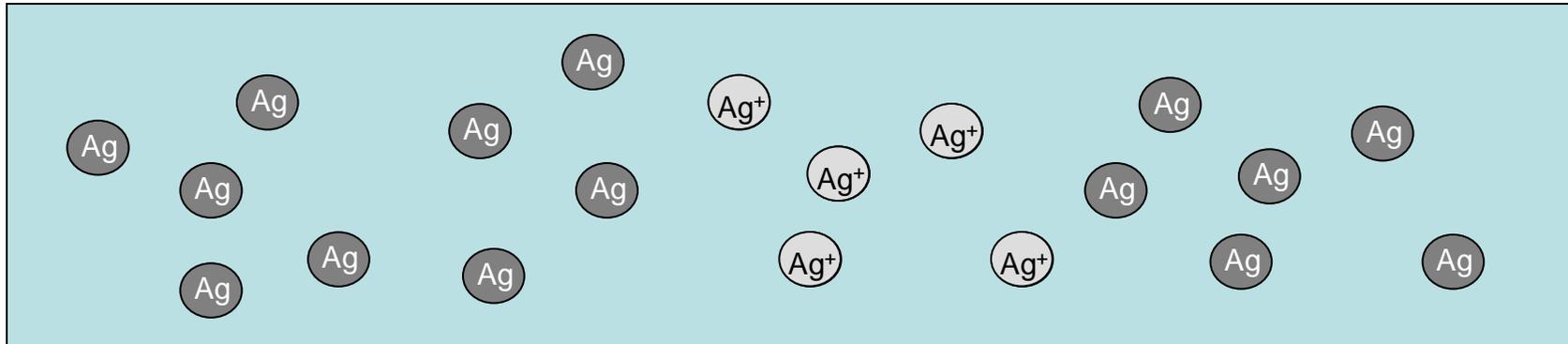
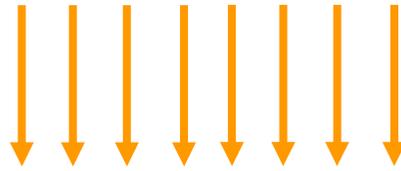
1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
4. Paramètres influençant l'image
- 5. Film et écran renforçateur**
6. ERLM
7. Capteur plan numérique

# Chaîne d'acquisition



# Film

lumière visible



# Film

- Il est composé d'une **émulsion photographique à base de iodobromure d'argent**. L'émulsion recouvre généralement les 2 faces du film.
- Il existe des films **monocouches** (mammographie) permettant d'obtenir une meilleure résolution.
- Les films **bicouches** sont plus rapides, mais aussi plus délicats à développer (température plus élevée), plus fragiles et plus chers. Ils doivent être utilisés avec des écrans fins et avec un foyer de petite taille pour souligner les détails.
- La sensibilité du film radiographique doit être adaptée à la couleur de la lumière émise par l'écran. Le couple écran-film est donc primordial.

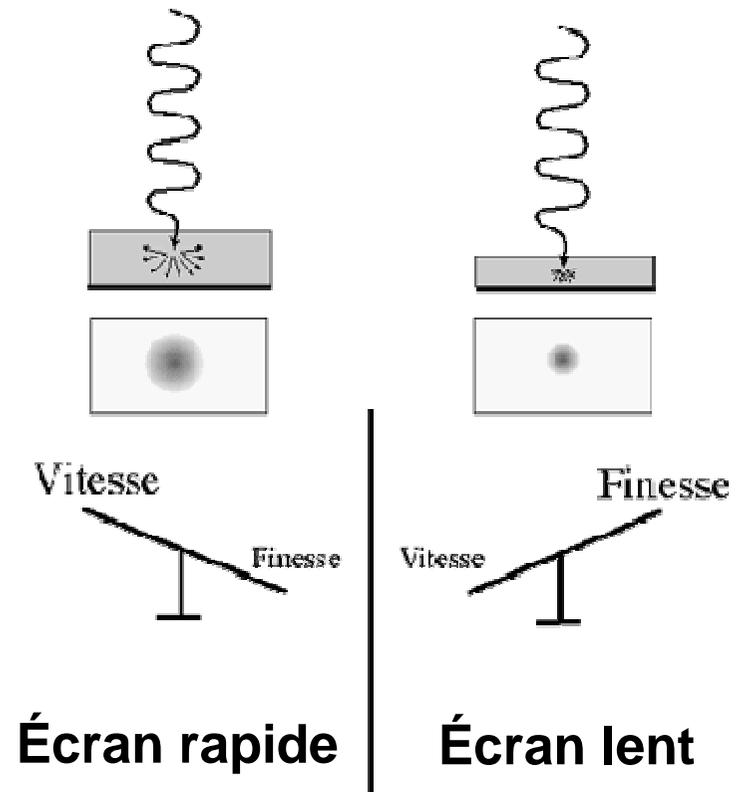
# Ecrans renforçateurs

- Leur rôle est **d'amplifier le signal** et d'utiliser moins de rayons x pour obtenir le même noircissement.
- Les écrans renforçateurs sont composés de cristaux de luminophore, souvent à base de terre rares, qui transforment les rayons x en une lumière bleue, verte, violette.
- Ils sont contenus dans une cassette étanche à la lumière dont ils tapissent les 2 faces.
- Le film radiographique se place à l'intérieur de la cassette entre les 2 écrans.



# Ecrans renforceurs

- On distingue 2 propriétés des écrans qui sont incompatibles :
  - leur pouvoir amplificateur, appelé **vitesse**
  - et leur **finesse** (résolution spatiale).
- Lorsque la vitesse de l'écran augmente sa finesse (ou résolution spatiale) diminue.

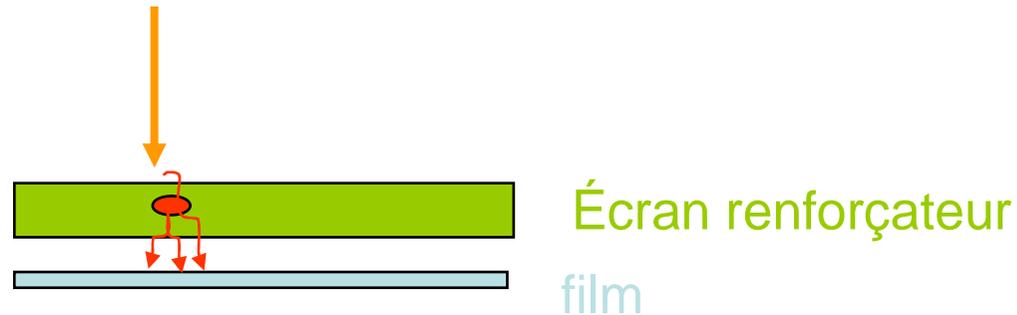


# Ecrans renforçateurs

- La faible puissance d'un générateur peut être partiellement compensée par l'utilisation d'écrans rapides.
- A l'opposé, un générateur puissant permet d'utiliser des écrans plus fins et d'améliorer la qualité de l'image.
- Le choix des écrans dépend aussi de la taille du foyer : des écrans très fins ne doivent être utilisés qu'avec un foyer de très petite taille. Dans le cas contraire, c'est la taille du foyer qui déterminera la finesse finale de l'image et non pas l'écran.

# Flou photographique et diffusé

- Lié à l'utilisation d'écrans renforçateurs qui augmente la taille de l'impact du photon sur le film.



- Le rayonnement diffusé secondaire contribue à l'image en apportant un flou.

# Couple Ecran film

- Cette technique dispose de la meilleur résolution spatiale, 10 pixels/mm (jusqu'à 20 pixels/mm).
- Sa capacité à s'adapter aux différentes modalités lui confère une place très importante dans le domaine de la radiologie médicale.
- La faiblesse de ce couple se trouve dans la dynamique et la sensibilité, générant donc une faible Efficacité Quantique de Détection : 20 à 30%, ce qui ne lui permet pas d'effectuer la radiographie à faible dose.

# Développement

- Le développement du film radiographique se déroulait dans une **chambre noire**, étanche à la lumière, dans laquelle le manipulateur extrayait le film de la cassette, développe le film et recharge la cassette.
- les cassettes devaient être rechargées pour un examen radiographique ultérieur.
- La chambre noire était éclairée par une lampe inactinique (rouge) pour laquelle les films sont peu sensibles.

# Développement

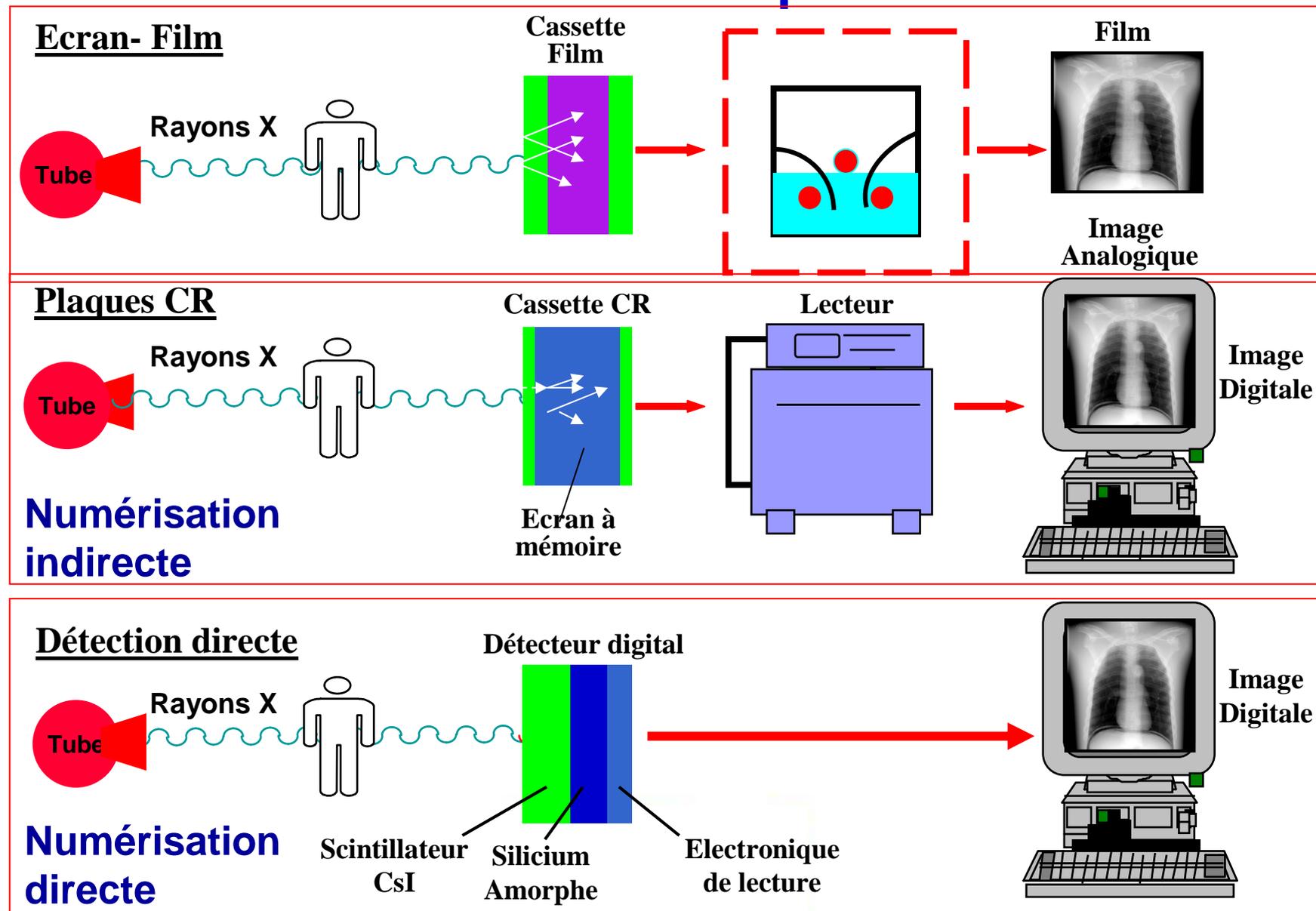
- Le développement automatique réalisé par une **développeuse** permet d'obtenir un développement constant et standardisé des films et contribue à la constance de la qualité des images produites.
- Il est cependant nécessaire de bien suivre le mode d'emploi de chaque appareil et de respecter en particulier les périodes de chauffe avant utilisation et le passage de "films balai" qui renouvelle les bains.



# Radiologie Conventiennelle

1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
4. Paramètres influençant l'image
5. Film et écran renforçateur
- 6. ERLM**
7. Capteur plan numérique

# Chaîne d'acquisition



# Les écrans radio luminescents à mémoire (ERLM)

- Le principe des ERLM est basé sur leur **capacité à conserver l'énergie photonique** accumulée au cours d'une irradiation.
- Cette énergie accumulée, constitue une image latente. La **restitution** de cette énergie lumineuse est obtenue par le balayage d'un **faisceau laser**.
- L'énergie restituée est, pour chaque point, proportionnelle à celle emmagasinée lors de la radiation initiale. L'énergie lumineuse, ainsi libérée, est transformée en signal électrique, puis en signal numérique.
- Le retour à l'état initial de la plaque s'effectue après exposition de quelques secondes sous une lumière rouge, permettant ainsi sa réutilisation.

# ERLM

Ils sont composés:

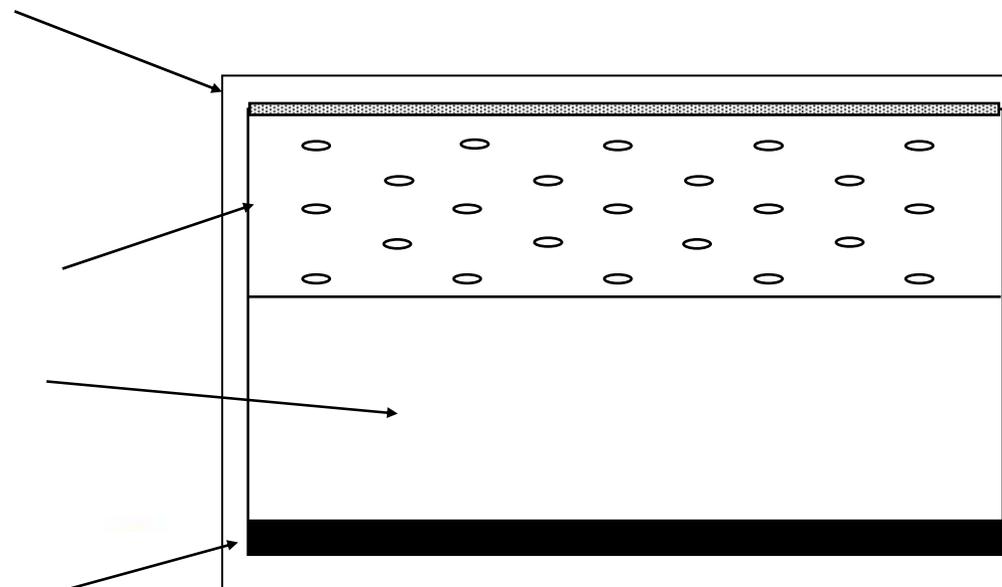
- d'une couche de protection transparente en polyéthylène
- d'une couche sensible (200 à 300  $\mu\text{m}$ ) composée d'un cristal de fluorohalogénure de Baryum dopé avec des ions d'Europium bivalents choisis pour leur forte luminescence. Son rôle est de mémoriser l'image latente qui va être créée lors d'une émission de RX.
- Une couche support.
- Une couche dorsale de protection.

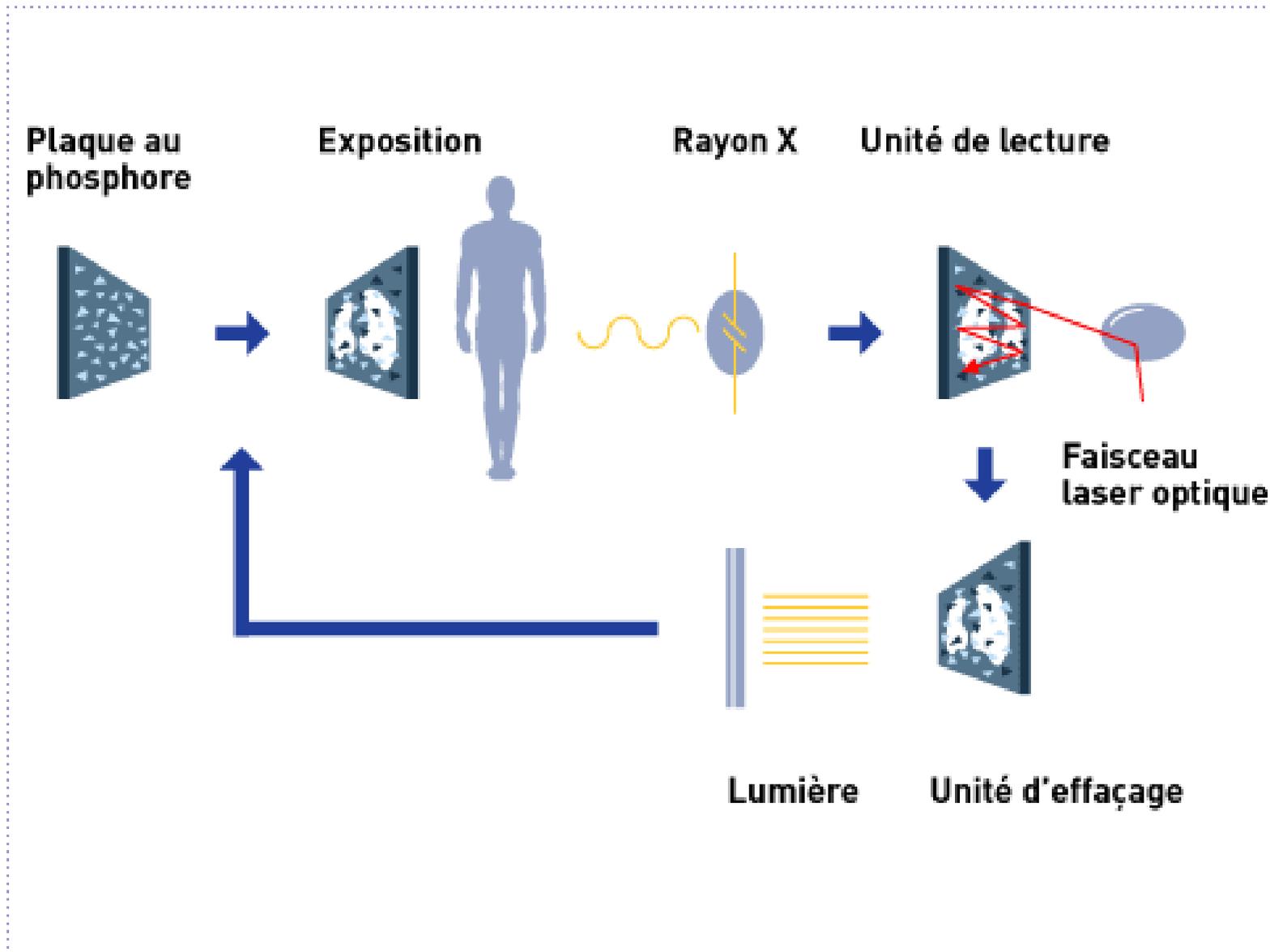
**Couche protectrice**

**Couche active de  
particules photo-  
luminescentes**

**Support Film de  
polyéthylène**

**Couche opaque  
protectrice**





# Ecrans ERLM

1. Sous l'action des rayons X, un certain nombre d'atomes d'euprasiolite perdent un électron selon une loi de proportionnalité avec le flux de photons X qui atteint la plaque.
2. Ces électrons excités atteignent la bande de conduction électronique et sont piégés par les molécules de Ba, F, Br monovalents pour constituer du Ba, F, Br stables. A ce stade des opérations, on peut considérer que la plaque contient une image latente stable du flux de rayons X, absorbé par le patient irradié.
3. Ensuite la plaque est introduite dans le lecteur, dans lequel la plaque à phosphorescence photo-stimulable est balayée par un faisceau laser.
4. Sous l'action de ce laser, les molécules de Ba, F, Br restituent les électrons qu'elles avaient captés. Ces électrons excités atteignent à nouveau la bande de conduction et retombent à leur niveau d'énergie initial en émettant une radiation de 400 nm. Cette radiation est captée par une fibre optique, amplifiée par un photo-multiplicateur, convertie sous forme binaire par un convertisseur analogique/digital, puis stockée dans une mémoire.

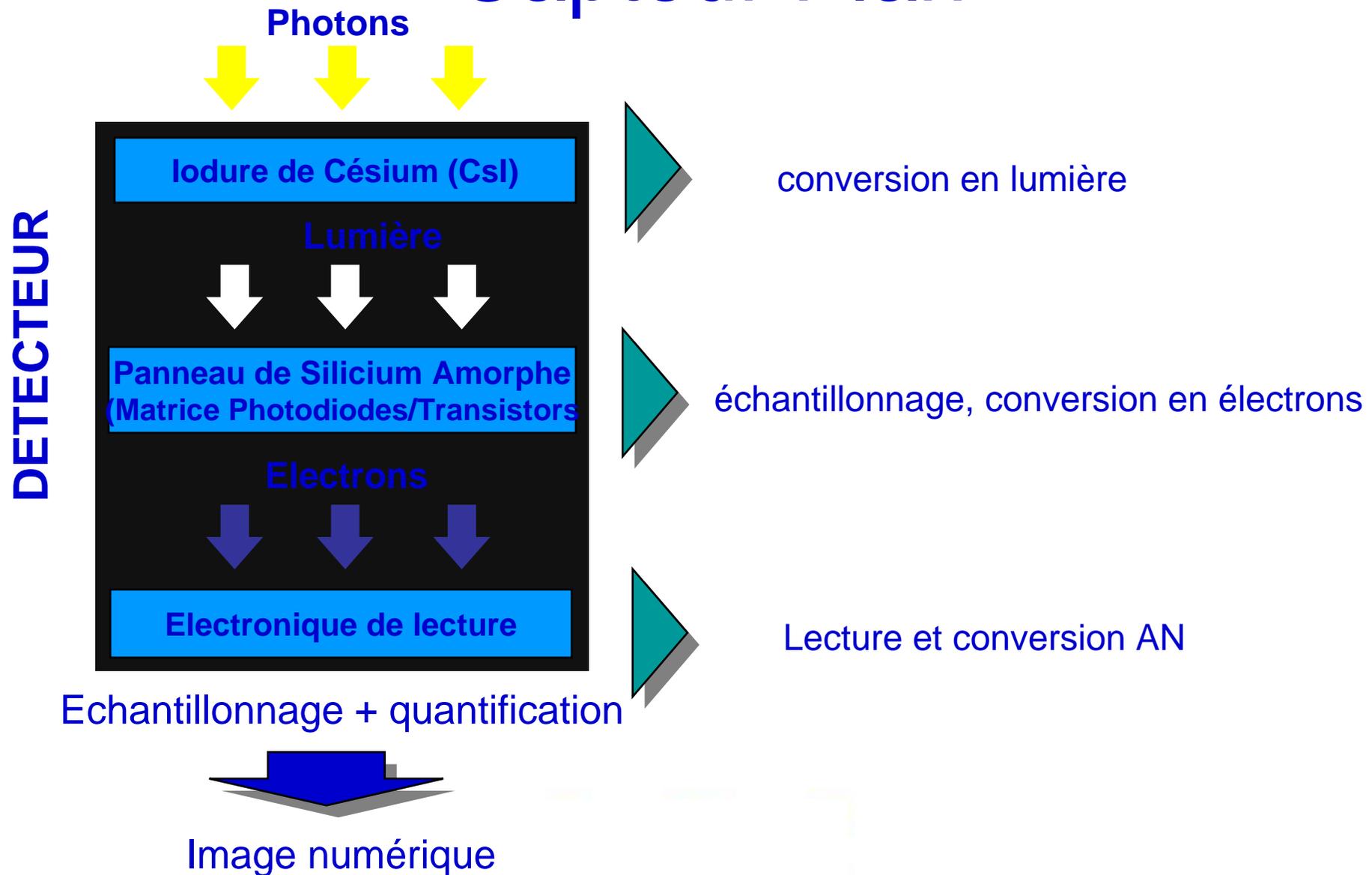
# Ecrans ERLM

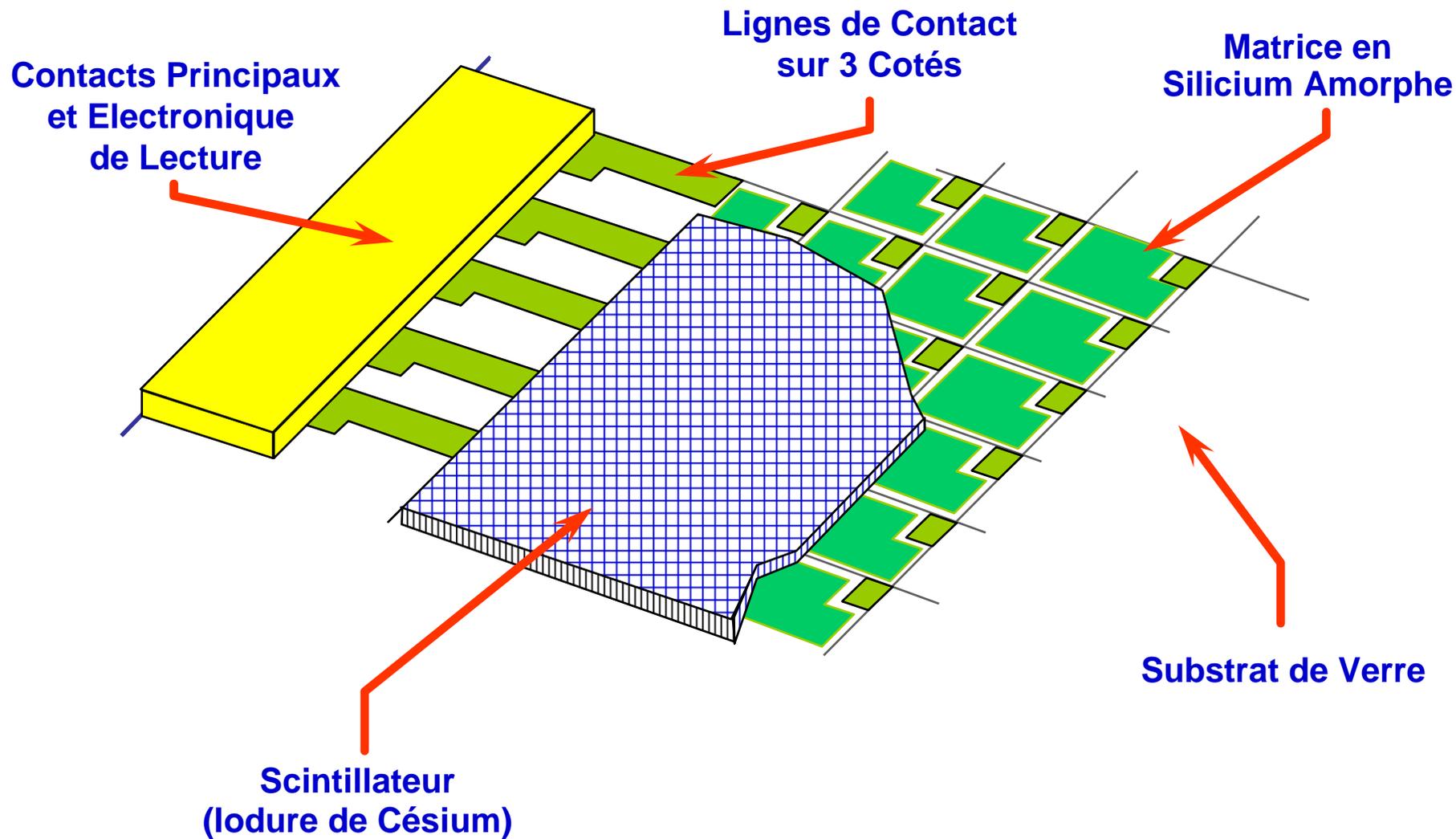
- Cette technique permet non seulement de produire une image numérique de qualité mais aussi de réduire l'irradiation moyenne reçue par les patients.
- En effet, l'énergie lumineuse recueillie sur la plaque est proportionnelle au flux de photons X capté dans une large gamme de valeurs d'exposition. Ceci signifie que les problèmes de sous-exposition et sur-exposition sont gommés et cela constitue une première **source d'économie d'irradiation** en limitant le besoin de refaire des clichés jugés ininterprétables.
- Toute l'information radiologique, qu'elle concerne les tissus mous faiblement absorbants ou les tissus osseux fortement absorbants, est contenue dans le signal résultant. Il n'y a donc pas lieu d'effectuer des expositions multiples à des niveaux d'énergie différents.
- De plus, lors de la phase de lecture de la plaque, un pré-scanning sommaire est effectué afin de déterminer l'histogramme des niveaux d'exposition contenus dans l'image. Les niveaux minimal et maximal sont transmis à l'électronique de commande du photo-multiplicateur afin d'adapter le niveau d'amplification et de fournir en sortie un signal électrique capable d'utiliser toute la dynamique du convertisseur analogique/digital. Ainsi est réalisé un système de sensibilité variable.

# Radiologie Conventiennelle

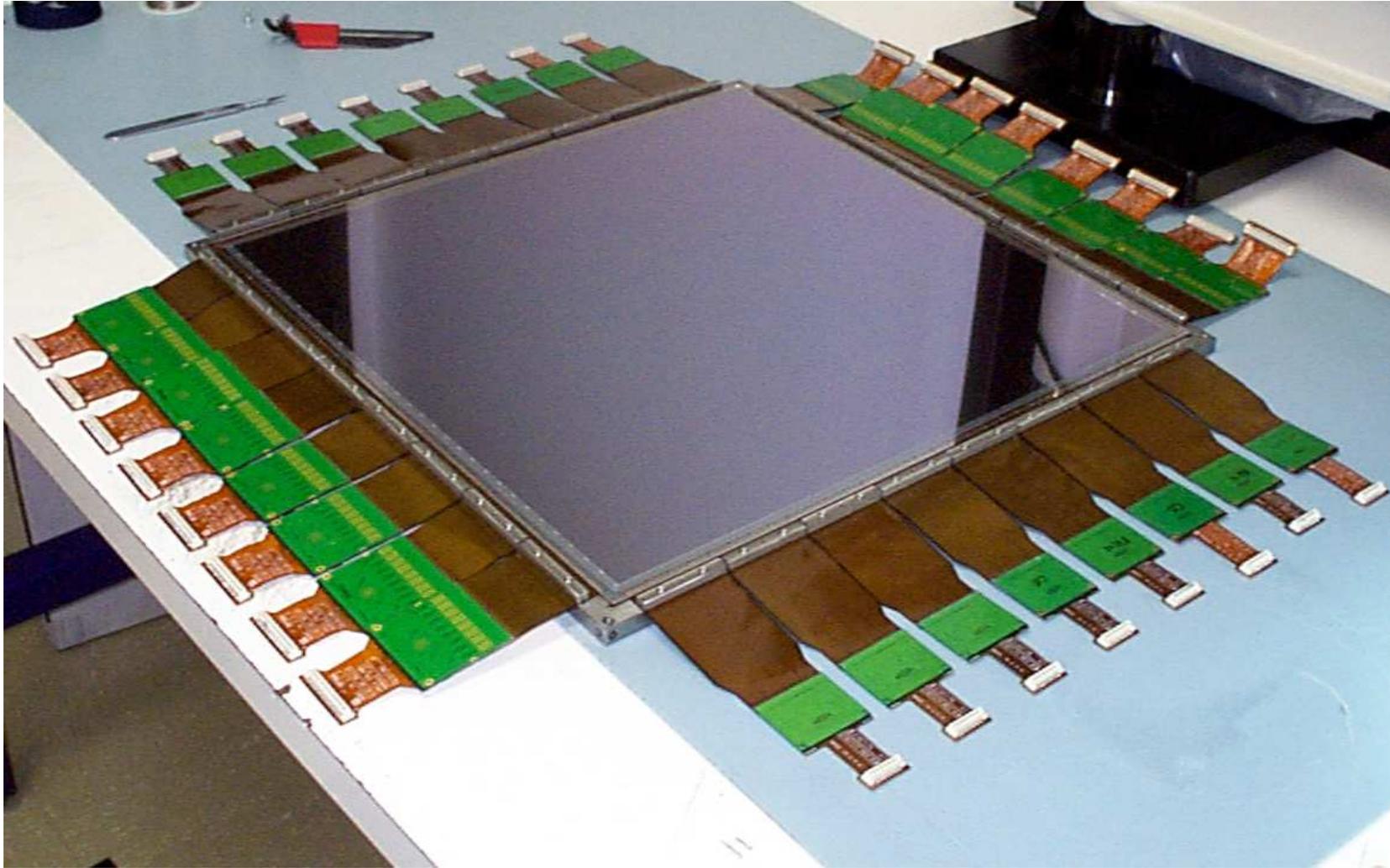
1. Principe
2. Tube à rayons X
3. Image radiante
4. Paramètres influençant l'image
5. Film et écran renforçateur
6. ERLM
7. **Capteur plan numérique**

# Numérisation Totale : le Capteur Plan



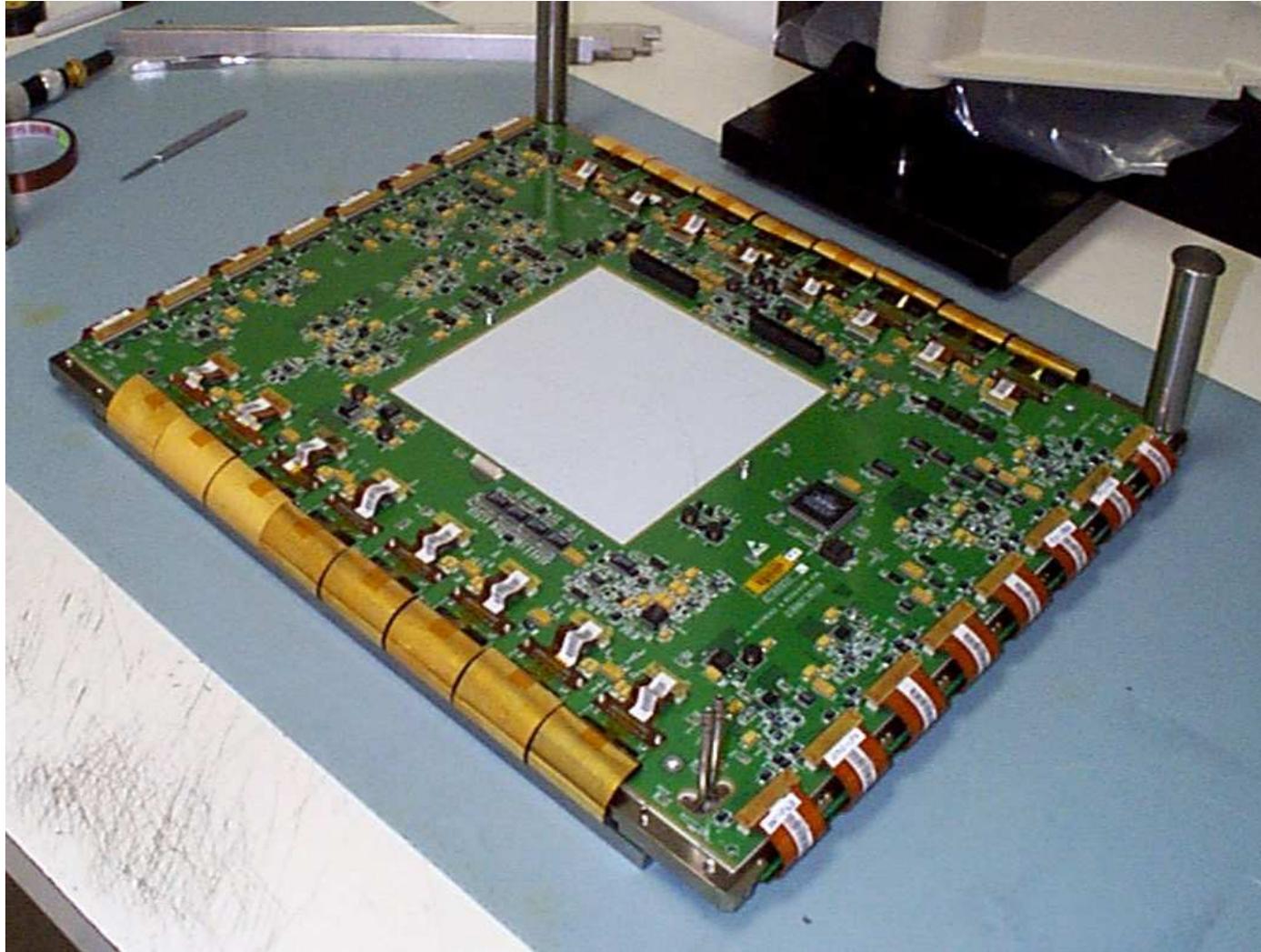


# Panneau plat, capteur et électronique



Panneau monobloc de 41 x 41 cm avec modules de lecture

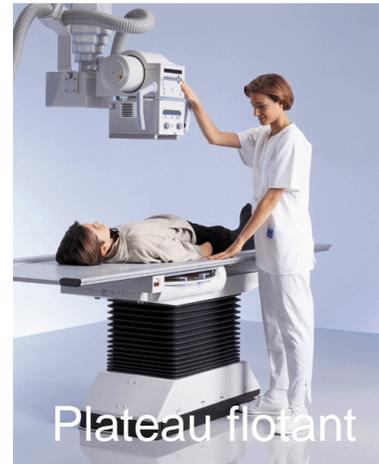
# Panneau plat, capteur et électronique



# Radiologie numérique

- Moins de dose absorbée par le patient, sauf si le contrôle qualité n'est pas effectué.
- Traitement de l'image possible.
- Soustraction radiographique permettant d'augmenter le contraste de l'image
- Conversion analogique-numérique ou signal numérique directement => échantillonnage du signal, matrice d'acquisition, pixel, ...
- Résolution spatiale avec le développement de détecteurs sensibles de surface de plus en plus petite (// photographie numérique).
- Angiographie numérique (injection d'iode, opaque aux RX).

# Tables de radiologie



# Le Contrôle Qualité

