

L'IMAGE RADIOLOGIQUE

- **Radiodiagnostic** : ensemble des techniques qui permettent d'obtenir des images d'objets traversés par un faisceau de RX.

Source
Radiogène

Structures
à explorer

Détecteur

- La formation de l'image radiologique repose sur le phénomène d'**atténuation** du faisceau de RX par la matière.
- On recueille sur le détecteur le faisceau transmis : **Imagerie de Transmission**.

Source de RX

Patient

Détecteur



Formation de l'image radiologique

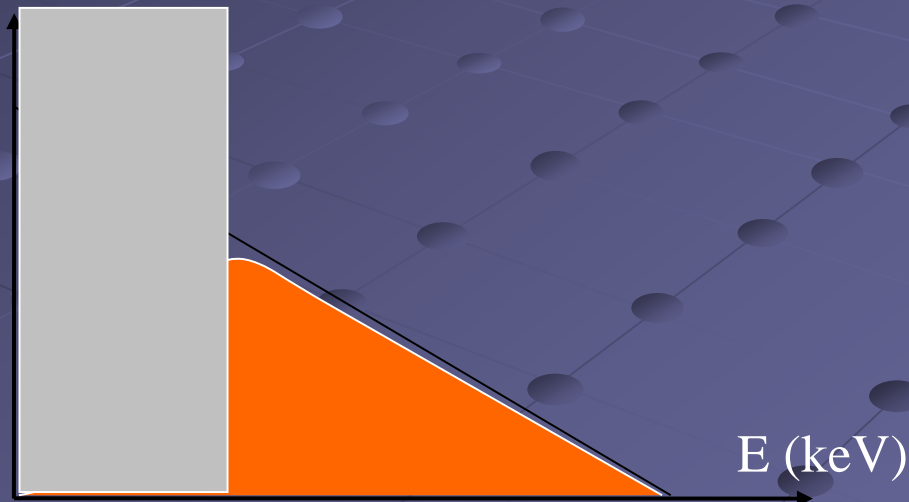
La source de rayons X principalement utilisée en radiodiagnostic est le **tube RX**.



- Tube à anode fixe → radioscopie
- Tube à anode tournante → radiographie

- **La filtration** des RX est assurée par l'interposition d'une plaque Al ou Cu.

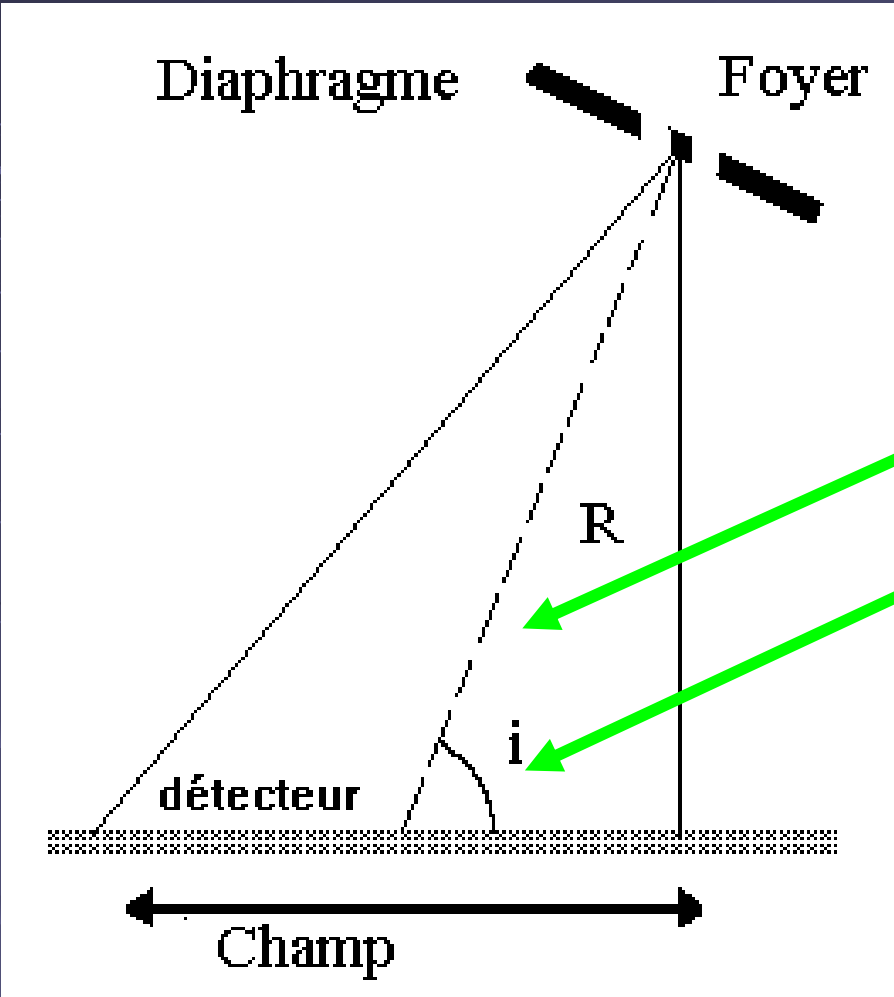
⇒ élimination des photons de faible énergie.



● Les photons de faible énergie présentent deux inconvénients :

- ① –ils ne participent pas à l'image puisque, fortement atténués, ils ne peuvent atteindre le détecteur.
- ② –ces photons sont fortement atténués par la peau → érythème.

Optique RX

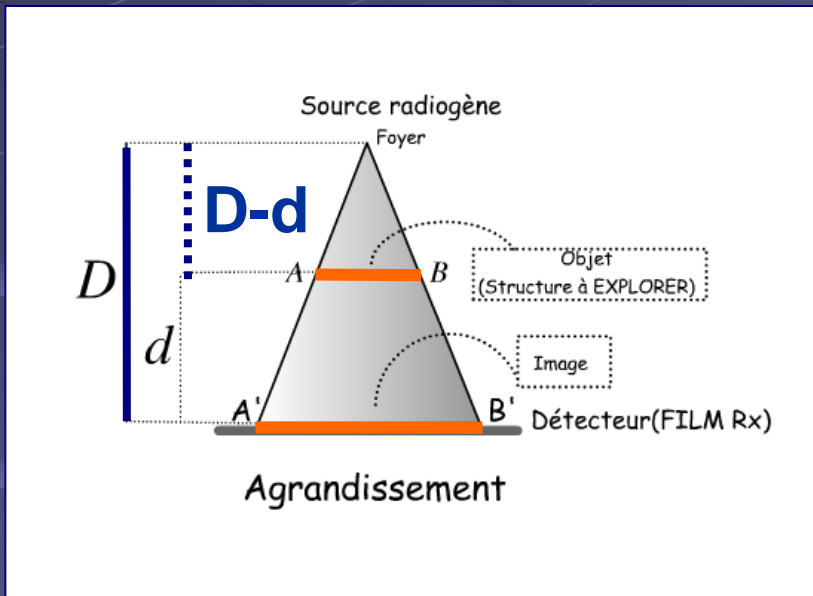
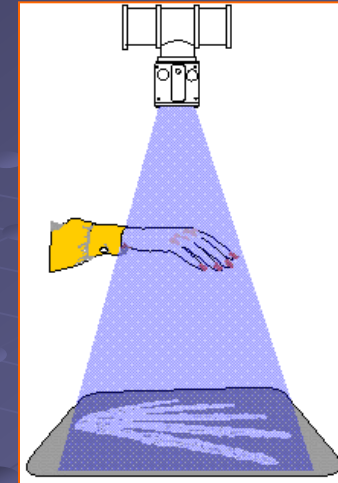


Rayon central

Angle d'incidence

AGRANDISSEMENT

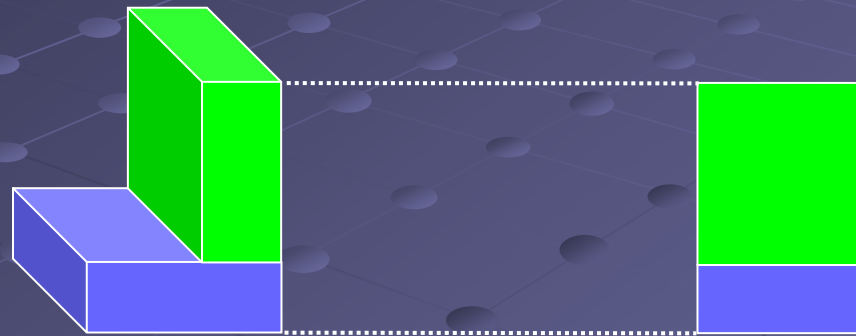
L'image radiologique est une projection **conique** → **agrandissement.**



$$G = \frac{A'B'}{AB} = \frac{D}{D-d}$$

Superposition des plans

L'image radiologique est une représentation plane (2D) d'un objet qui est un volume (3D).

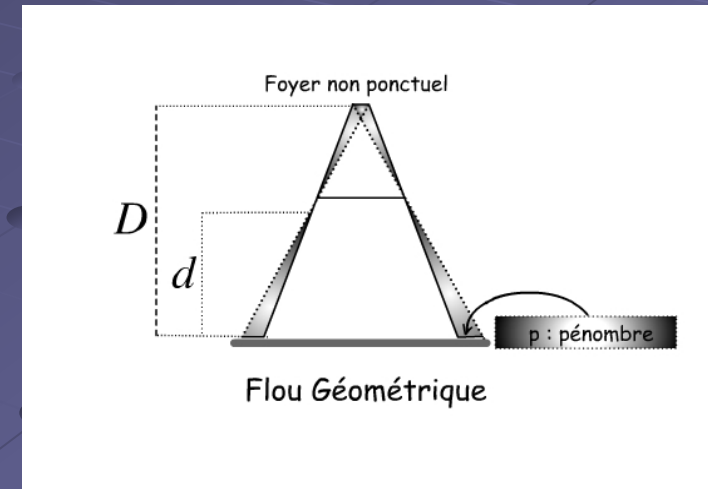


Problème de superposition au niveau du plan image.

Le Flou Géométrique

www.ispits.net

le flou géométrique est la pénombre p qui se forme autour de l'image de l'objet, quand la source n'est pas ponctuelle (source étendue).



$$\frac{p}{f} = \frac{d}{D-d} = \frac{d-D+D}{D-d} = G-1$$

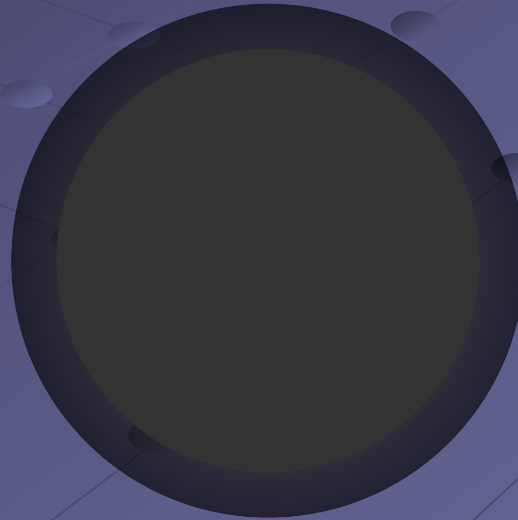
Le flou géométrique

$$p = f \cdot (G - 1)$$



- avec la taille du foyer
- et avec le coefficient d'agrandissement

Si l'objet est un disque, son image sera entourée d'une couronne de pénombre :

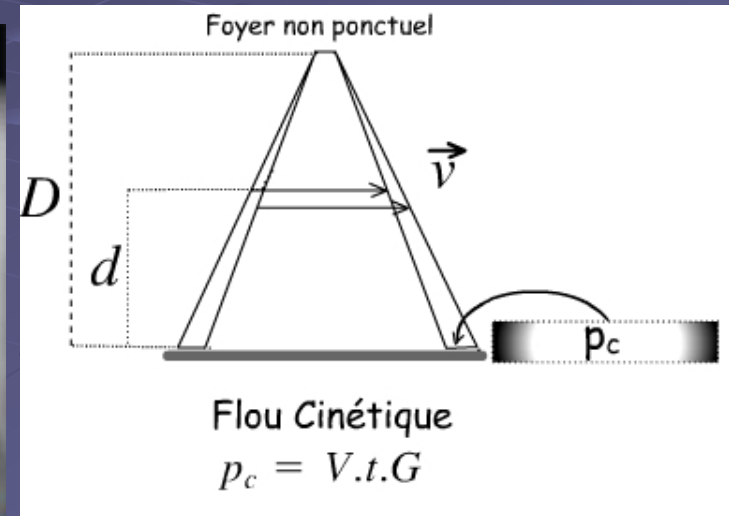


Le Flou Cinétique

www.ispits.net

Flou dû au **déplacement** de l'objet au cours de l'exposition.

$$P_c = v.t.G$$



- v : vitesse de déplacement de l'objet au cours de l'exposition (ex. : cœur).
- t est le temps de pose
- et G l'agrandissement.

Image radiante

Lorsqu'un faisceau homogène RX de flux ϕ_0 traverse un objet, le faisceau émergeant présente une composition qualitative et quantitative non uniforme.

Ce faisceau transmis contient une image "**virtuelle**" appelée **image radiante**, qui sera visualisée par un détecteur.



Image virtuelle ou
Image Radiante

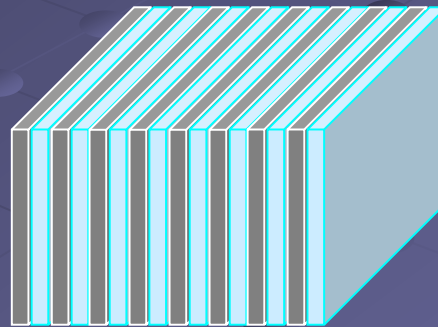
- **Les photons primaires** (rayonnement utile) sont les photons qui n'ont subi aucune interaction
↳ projection nette des structures traversées.

➤ **Les photons diffusés** prennent naissance dans le milieu traversé par les RX. Ils ont une direction quelconque et constituent un rayonnement parasite qui détériore la qualité de l'image.

La grille antidiffusante

www.ispits.net

- Ensemble de fines lames de plomb séparées par des feuilles de papier ou d'aluminium.
- Ces lames sont empilées de telle sorte que le plan de chacune d'elles passe par le foyer du tube.

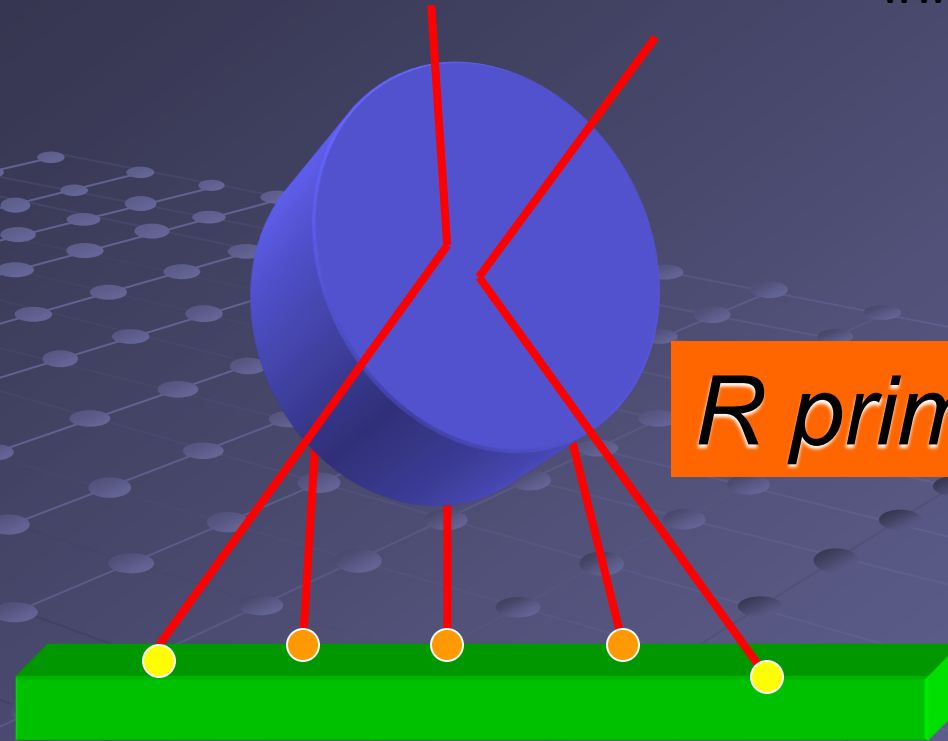


La grille antidiffusante

www.ispits.net

- La grille est interposée entre le patient et la cassette.
- Les RX utiles, ayant un angle nul ou faible avec les lames passent sans absorption notable.
- La quasi totalité des rayons diffusés, dont les directions sont quelconques, est arrêtée par les lames de Pb.

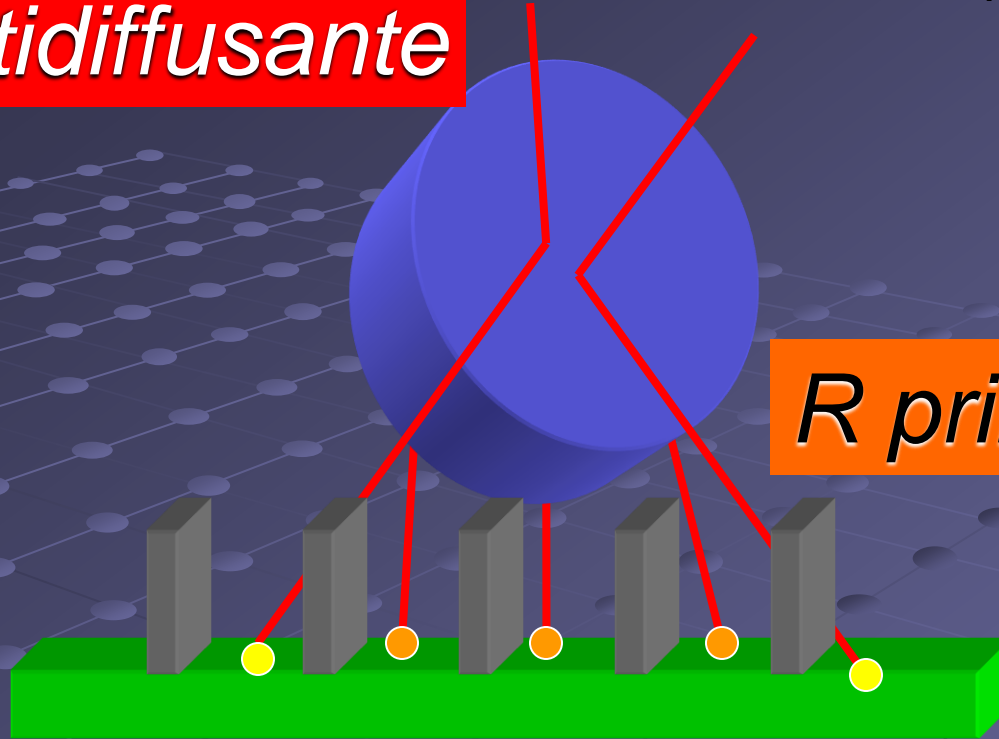




R primaire utile

R diffusé

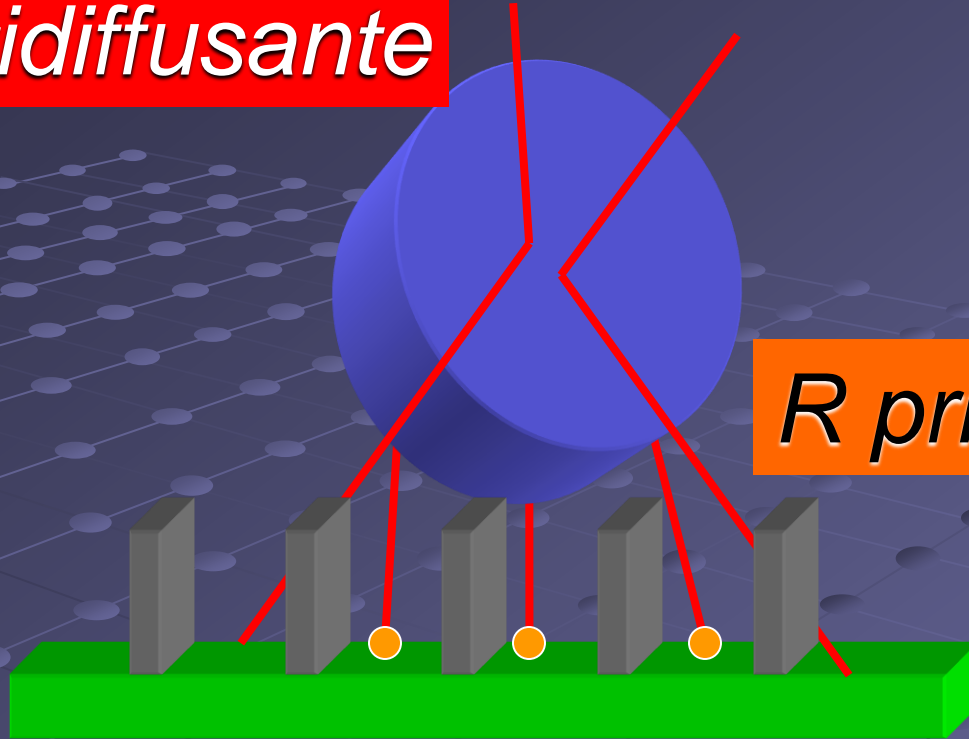
Grille antidiffusante



R primaire utile

R diffusé

Grille antidiffusante



R primaire utile

~~R diffusé~~

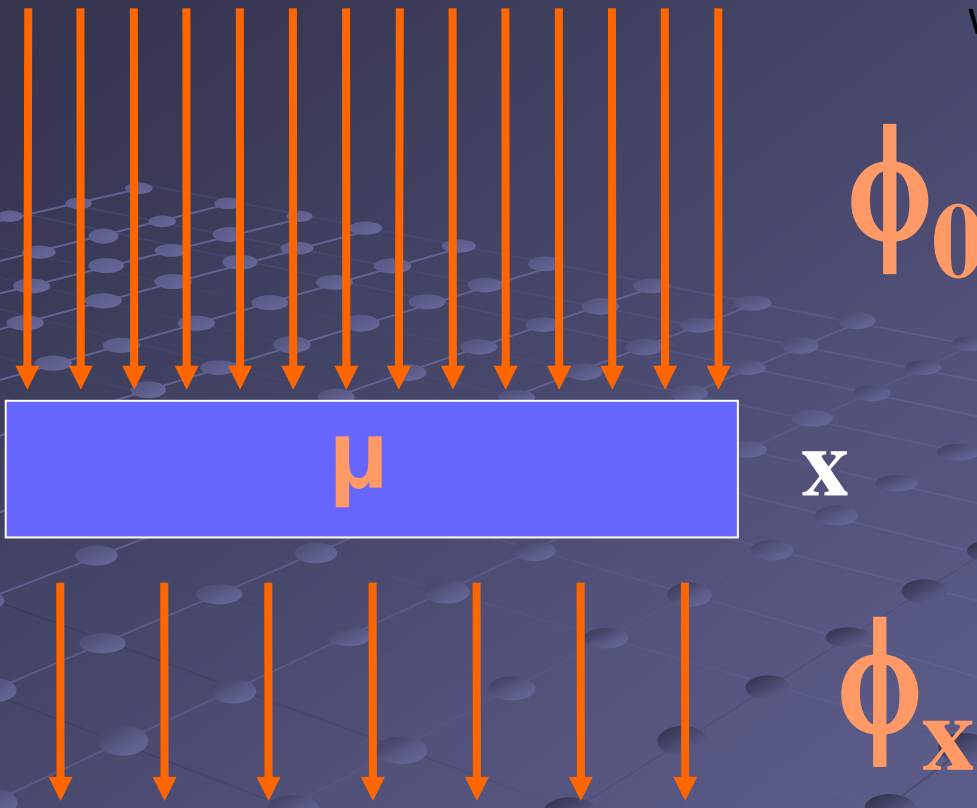
L'atténuation du flux RX dépend de 3 paramètres :

① **Épaisseur x** du matériau traversé

② **Nature du matériau** traversé

③ **Énergie des RX :**

- Effet Photoélectrique pour les basses énergies ;
- Effet Compton pour les hautes énergies.



$$\Phi_x = \Phi_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

ϕ_0

x_1

μ_1

μ_2

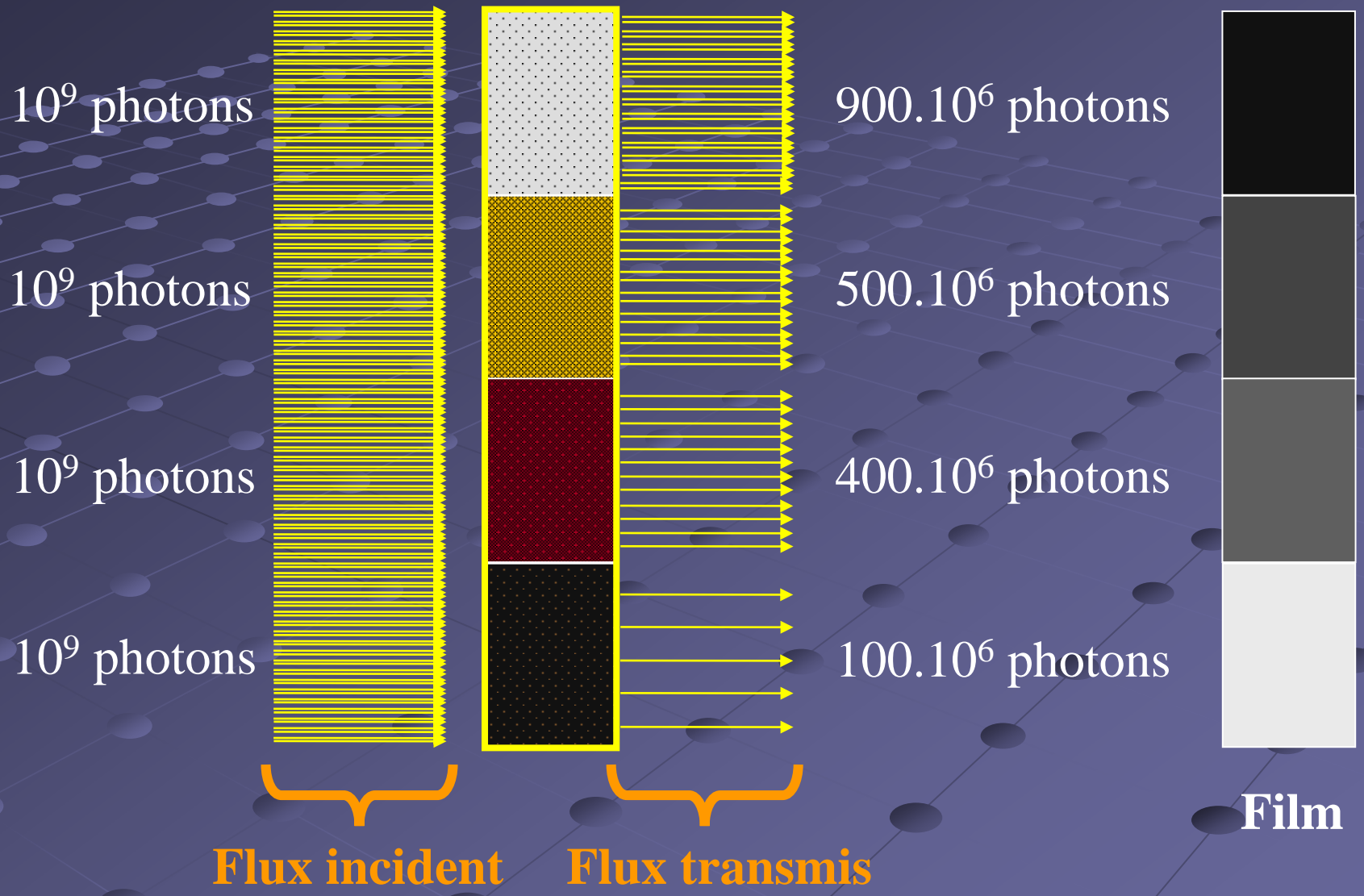
x_2

ϕ_1

ϕ_2

$$C = \left| \frac{\phi_1 - \phi_2}{\phi_1 + \phi_2} \right|$$

Considérons un flux incident Φ_0 de RX comportant $4 \cdot 10^9$ photons

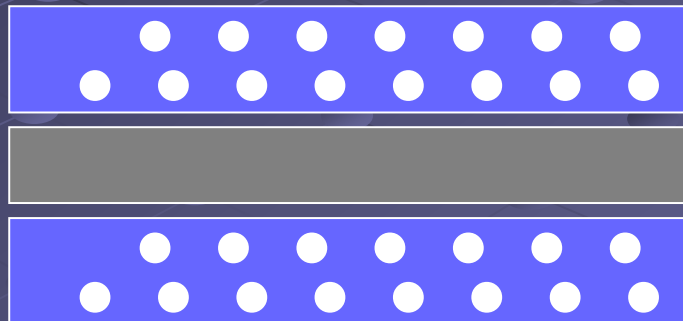


Le film radiologique

L'émulsion photographique

www.ispits.net

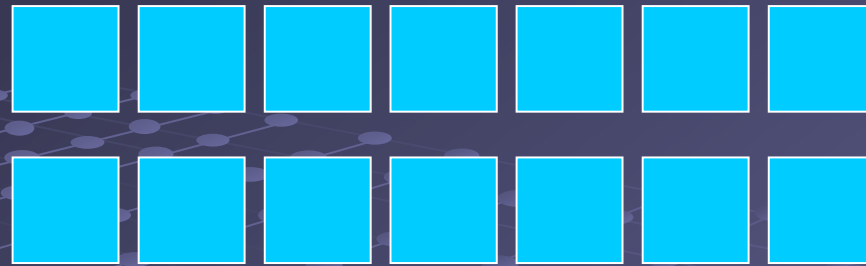
Pellicule ($\approx 5\mu\text{m}$) comportant des "grains" de bromure d'argent (AgBr), enrobés dans de la gélatine. On dénombre 10^9 à 10^{12} grains/ cm^3 à $0,3\mu\text{m}$.



Gélatine + grains (AgBr)

Support

Émulsion photo



Exposition



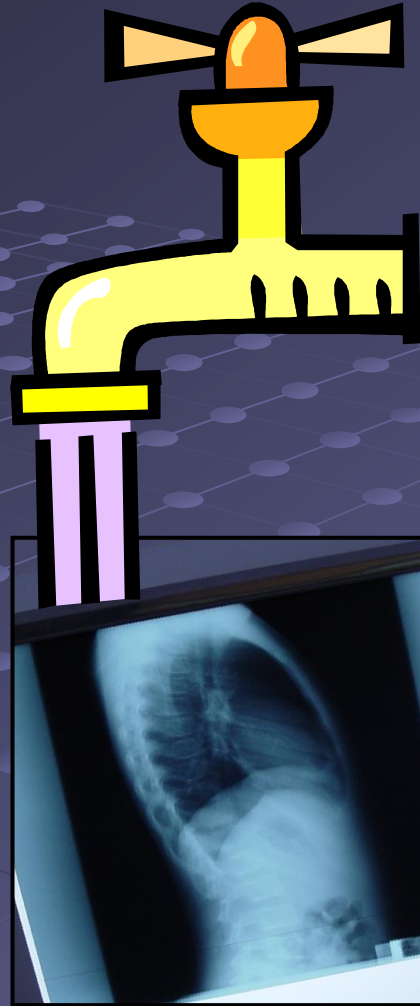
Exposition



Développement



Fixage



Lavage



Séchage

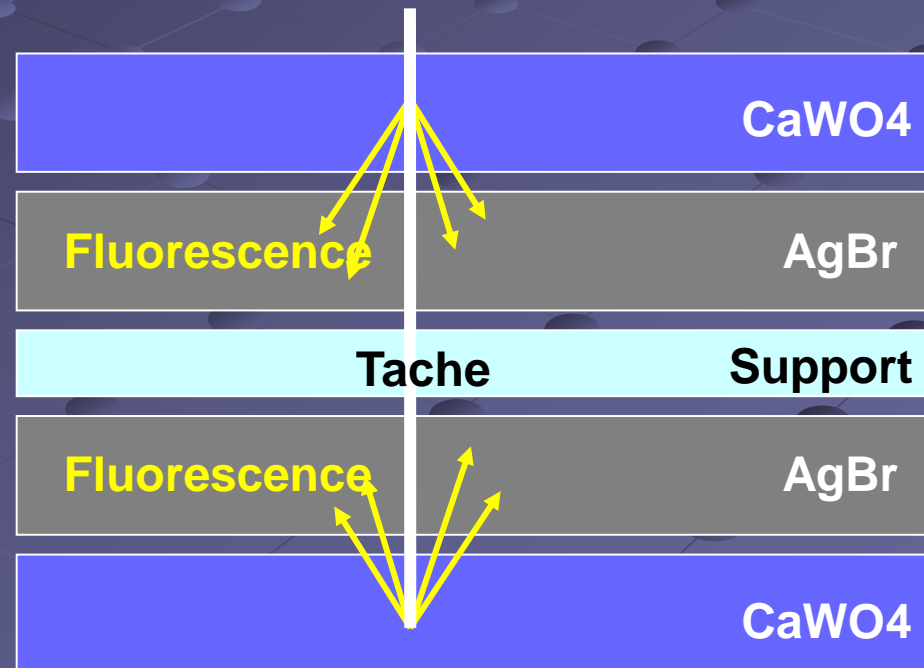
Les écrans renforceurs



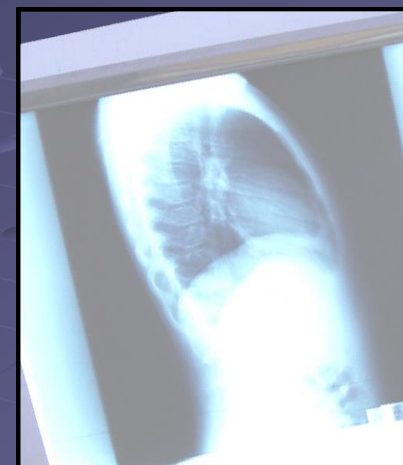
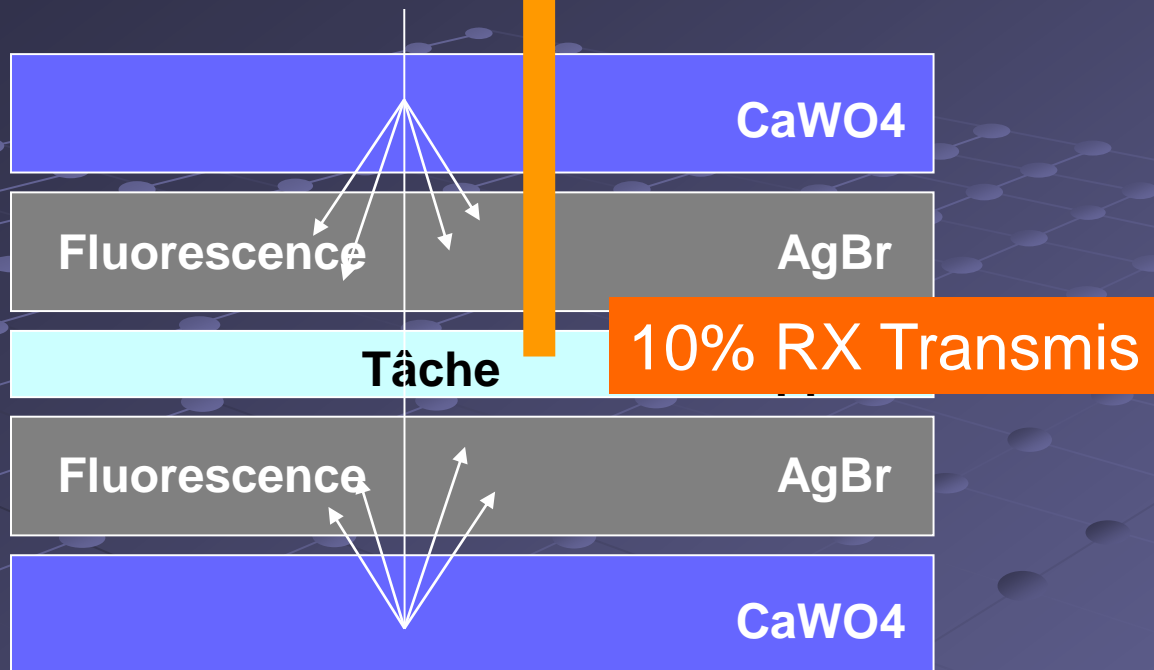
- Écrans luminescents disposés dans une boîte étanche à la lumière appelée **cassette**.
- Le principe de la luminescence est le même que celui d'un écran de radioscopie, seule la substance luminescente change : on utilise du tungstate de calcium (CaWO_4) pour les écrans standards.
- Ces écrans sont utilisés **par paires** (écran antérieur et écran postérieur), le film radiographique étant inséré entre les deux.



- Après traversée du sujet à radiographier, les RX traversent l'écran antérieur, le film et l'écran postérieur.
- Le film sera impressionné par les RX transmis, les photons lumineux de l'écran antérieur et les photons lumineux de l'écran postérieur.
- Pour un écran traditionnel au CaWO_4 , l'action directe des RX sur le film produit $\approx 10\%$ du noircissement, le reste est dû à la lumière émise par les écrans.



Noircissement du film



Avantage des écrans renforçateurs

L'émulsion photographique (AgBr) est plus sensible à la lumière qu'aux RX. La conversion des RX en photons lumineux permettra de réduire l'exposition.

- ↪ Réduction des doses reçues par le malade.
- ↪ Réduction du temps de pose, ce qui limitera le flou cinétique.
- ↪ Possibilité d'utiliser un foyer fin.

Inconvénients des écrans renforçateurs

Le flou d'écran qui met en jeu :

- La dimension relativement grande des cristaux de la substance fluorescente (100 fois celle des cristaux de AgBr).
- L'émission lumineuse qui se disperse au voisinage du point de sa production → tâche sur le film.
- Les électrons secondaires qui ont un parcours non nul dans la substance fluorescente.

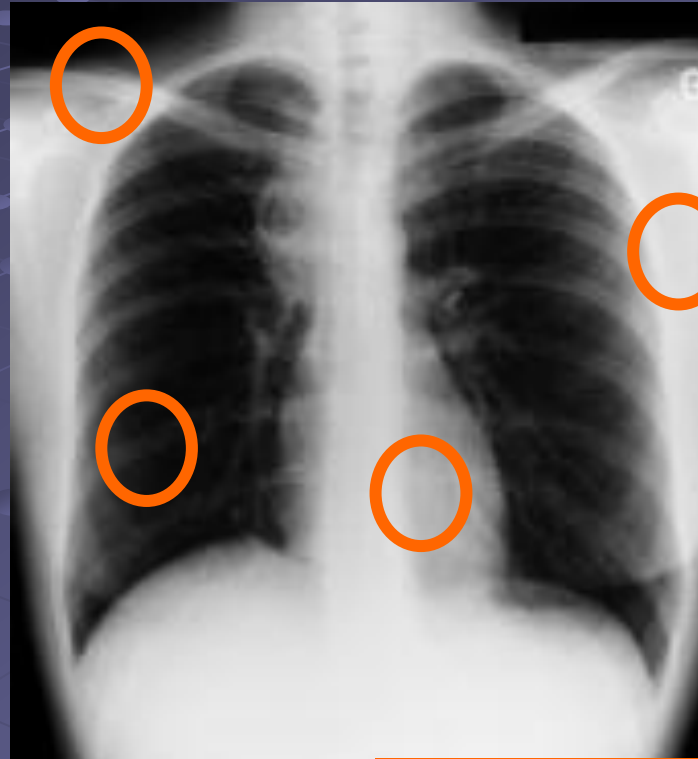
Les tonalités radiologiques

Tonalité Calcique


zone **blanche** 
correspondant à une absorption importante
par une structure osseuse

Tonalité Graisseuse

Graisse sous cutanée



Tonalité Aérique ou Gazeuze

zone **noire** 
correspondant à du gaz
(exemple : Poumons, estomac etc ...).

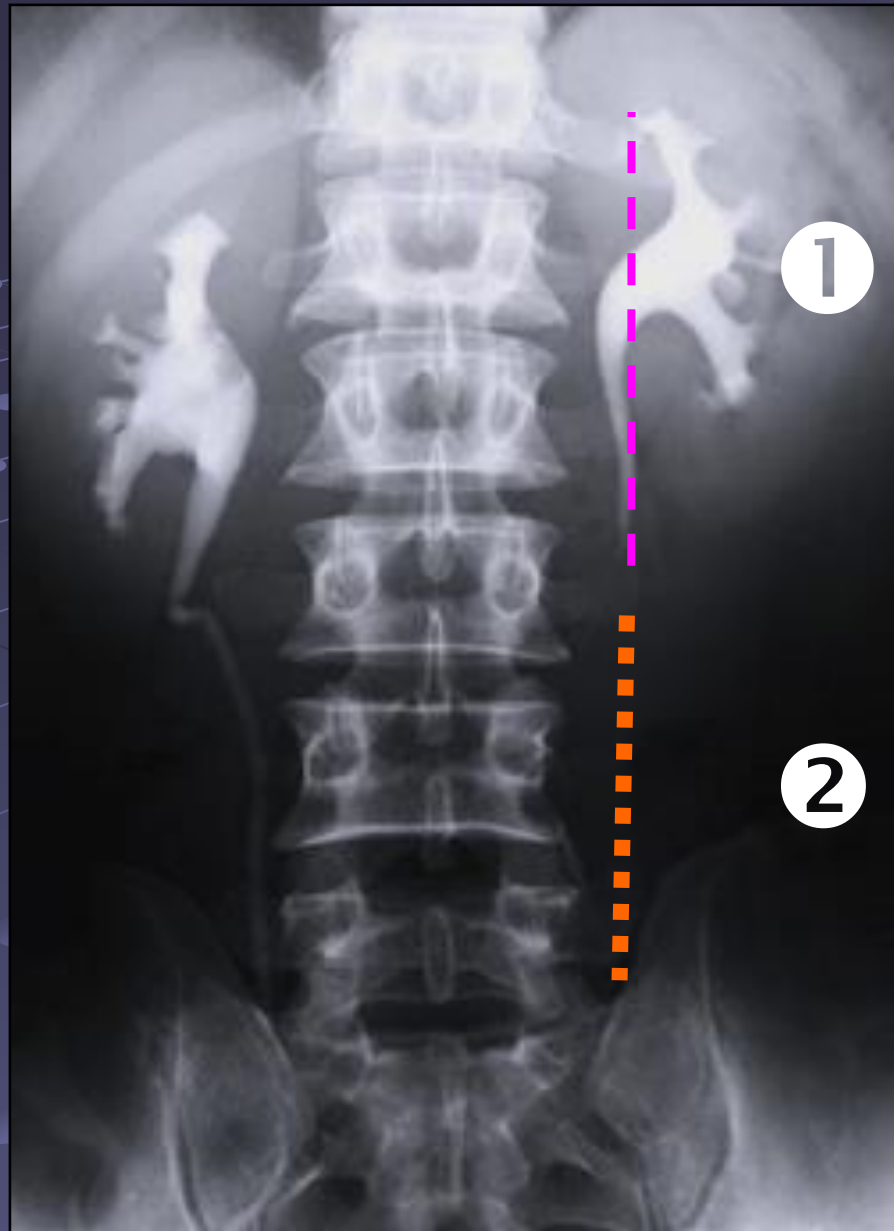
Tonalité Hydrique

muscles, cœur, vaisseaux,
foie, rate etc ...

Utilisation des produits de contraste

- Les produits de contraste (PC) modifient localement l'atténuation des RX et permettent ainsi d'obtenir un contraste artificiel entre des organes de densités électroniques voisines.
- La vésicule biliaire, par exemple, n'est pas visible sur un cliché sans PC car elle est de tonalité liquidienne et se projette sur le foie qui est de même tonalité.
- Les PC sont dits positifs lorsqu'ils absorbent fortement les RX et négatifs lorsque l'absorption est faible.

Zone 1 : Visible



Zone 2 : Invisible

Les PC permettent d'étudier :

- ◆ Les veines (phlébographie)
- ◆ Les artères (artériographie)
- ◆ Les reins et les voies urinaires
(UIV = Urographie intraveineuse)
- ◆ La vésicule et les voies biliaires
(cholangiographie).



Noircissement d'un film

Densité optique

Le noircissement d'une image correspond à la densité optique du film. Le noircissement est modulé par le relief du faisceau transmis. Ce noircissement dépend de plusieurs facteurs :

- La tension V aux bornes du tube
- l'intensité I qui traverse le tube,
- le temps d'exposition t ,
- la distance foyer-film.

On considère

♦ Φ_0 le flux incident

♦ Φ le flux transmis

On définit :

$$\text{Opacité} = \frac{\Phi_0}{\Phi}$$

$$T = \frac{1}{\text{opacité}} = \frac{\Phi}{\Phi_0}$$

La Densité Optique (D.O) :

$$D.O. = \log \left(\frac{\Phi_0}{\Phi} \right)$$

✱ Transparence totale :

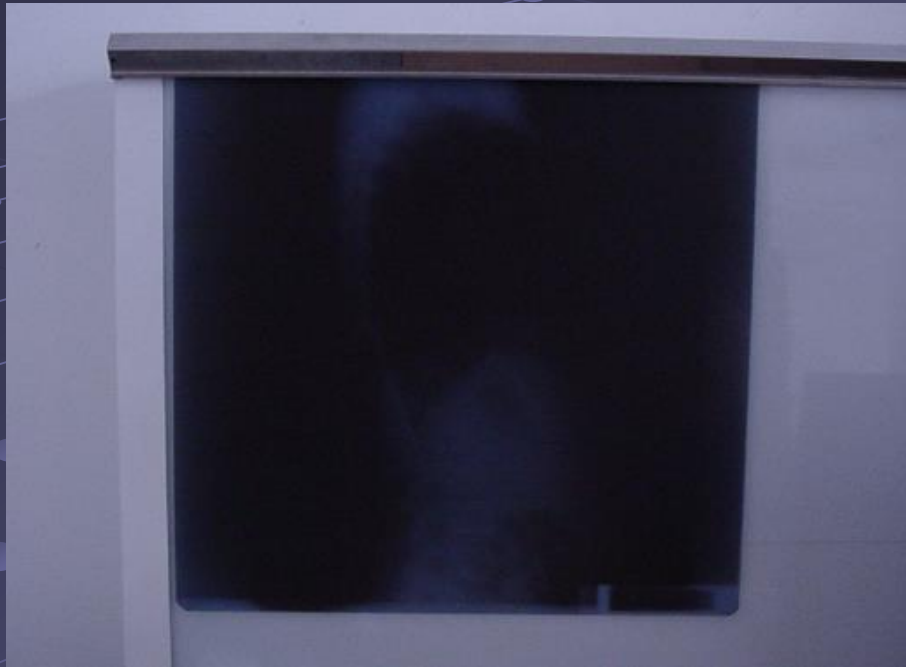
flux transmis $\Phi =$ flux incident Φ_0

$$\rightarrow D.O. = 0$$

✱ Opacité totale :

flux transmis $\Phi = 0$

$$\rightarrow D.O. = \infty$$

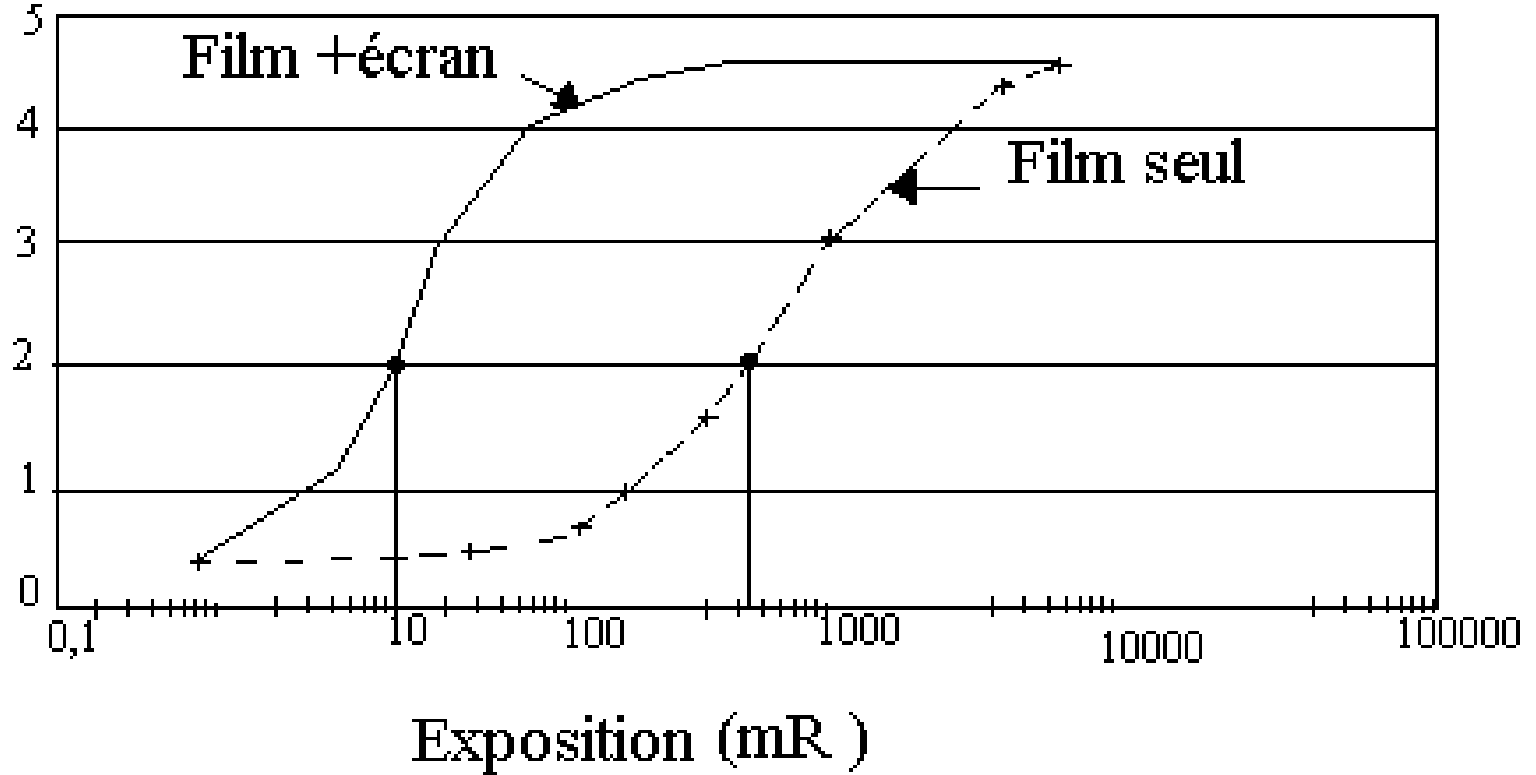


Négatoscope OFF



Négatoscope ON

D.O



Correction des tests :

2 – 3 – 4 – 5

Test 2

Démontrer l'expression de l'agrandissement G :

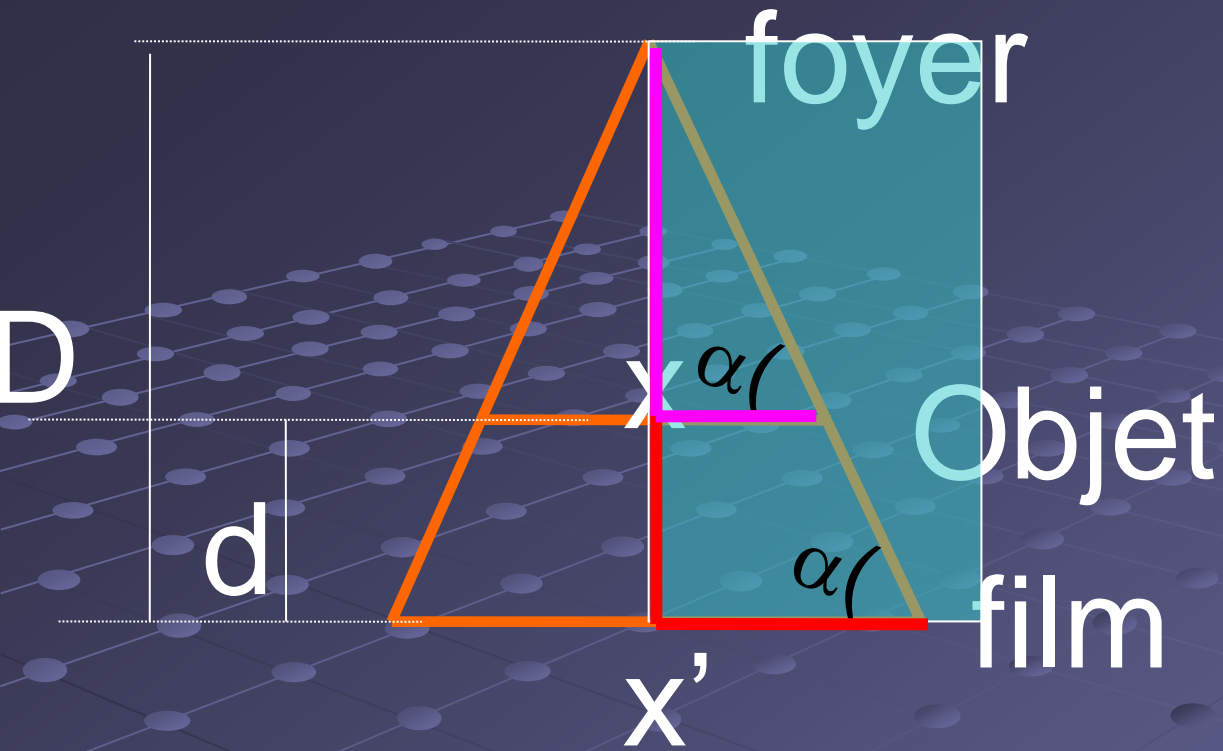
$$G = \frac{x'}{x} = \frac{D}{D - d}$$

x' = dimension de l'image sur le film

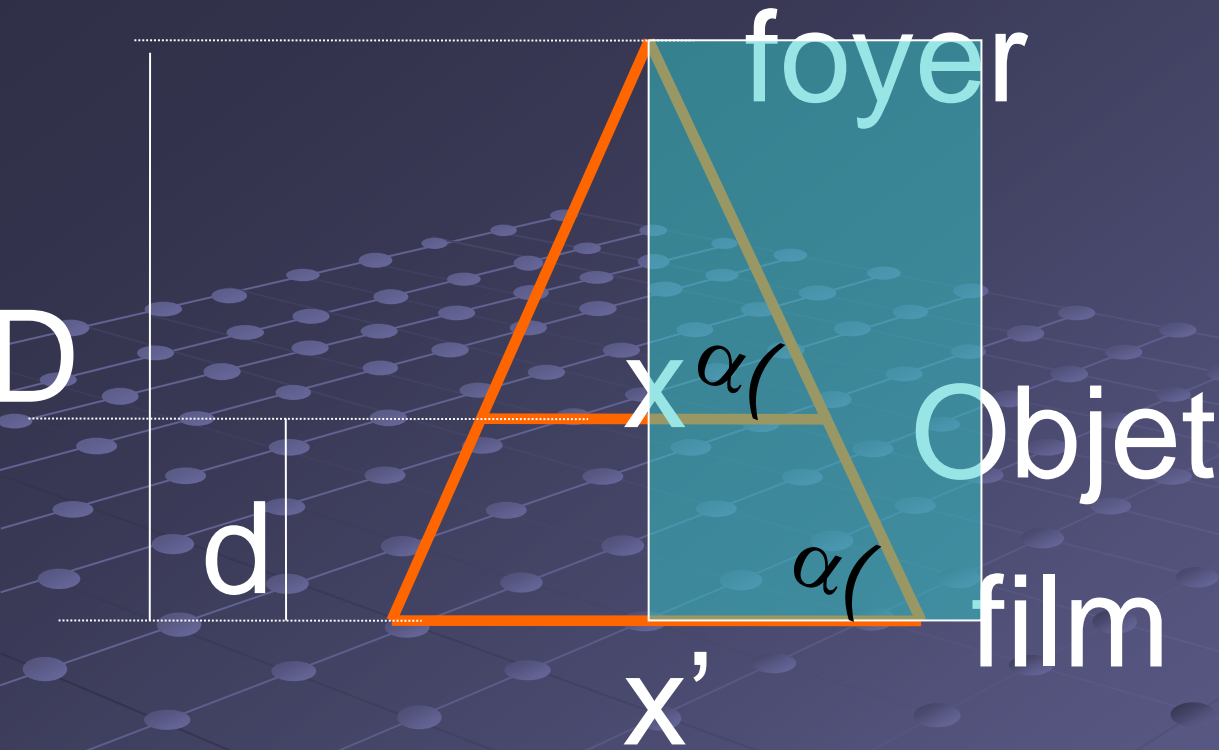
x = dimension de l'objet

D = distance [foyer–film]

d = distance [objet–film]



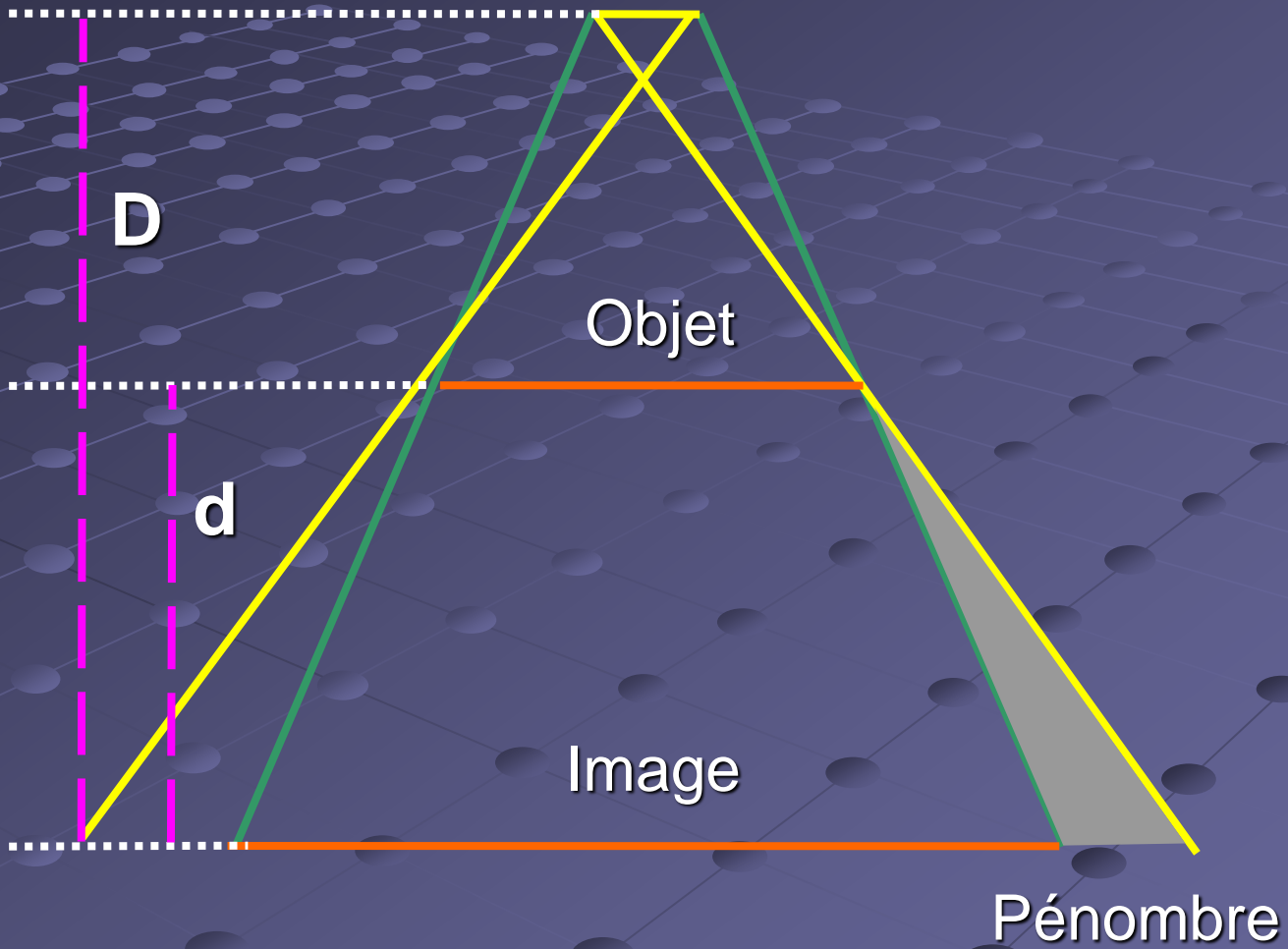
$$\text{tg}\alpha = \frac{D}{\frac{1}{2} x'} = \frac{D-d}{\frac{1}{2} x}$$

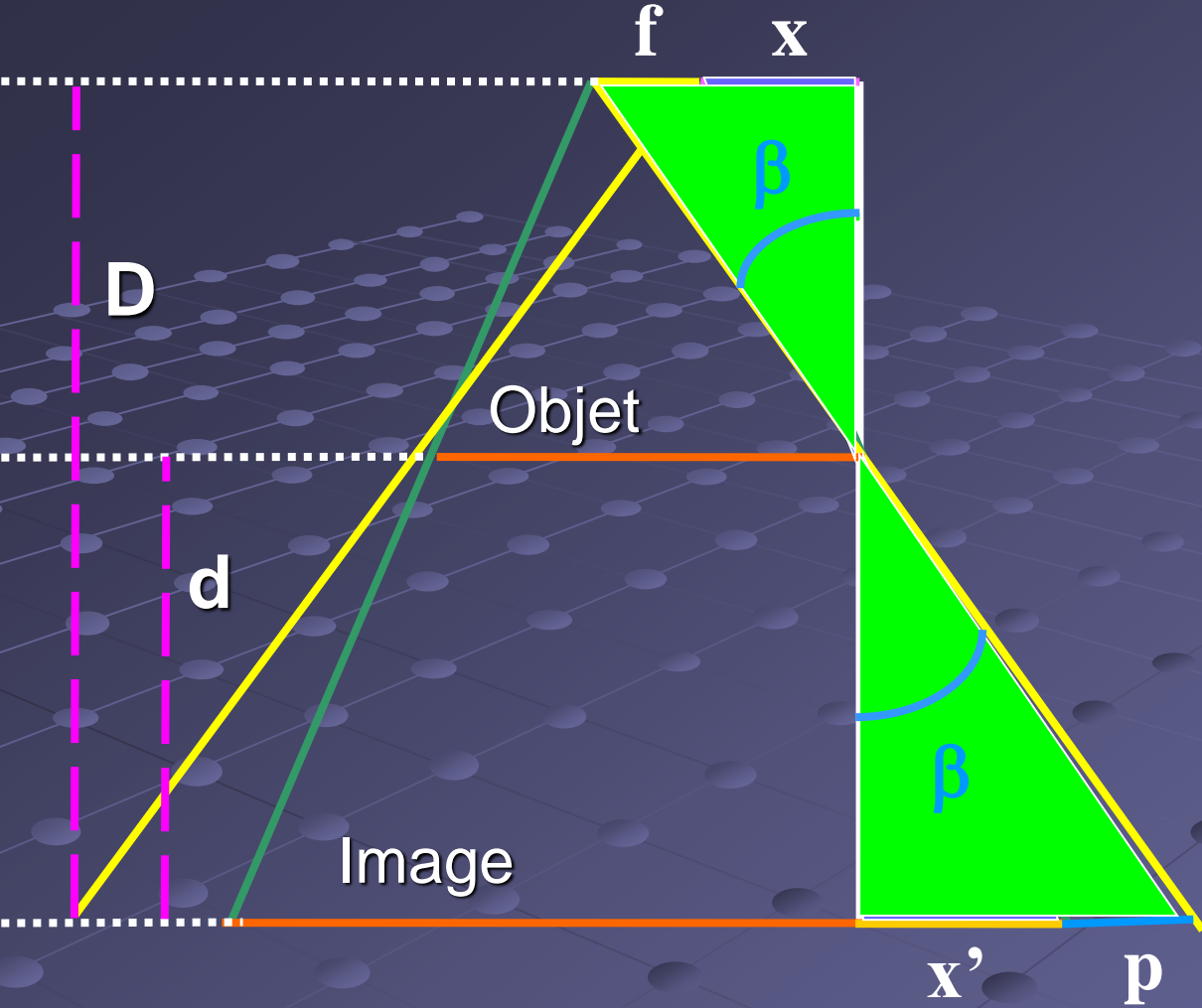


$$\text{tg}\alpha = \frac{D}{D-d} = \frac{\frac{1}{2} x'}{\frac{1}{2} x}$$

Test 3

Foyer non ponctuel





$$\frac{p}{d} = \frac{f}{D-d}$$

$$p = f \cdot \left(\frac{d}{D-d} \right) = f \cdot \left(\frac{d+D-D}{D-d} \right)$$

$$p = f \cdot \left(\frac{D}{D-d} + \frac{d-D}{D-d} \right)$$

$$p = f \cdot (G-1)$$

Test 4

Citer les différentes causes de « flou » qui altèrent la qualité de l'image radiologique.

Flou Géométrique

Flou Cinétique

Flou de diffusion

Flou d'écran

Test 5

Citer les techniques qui permettent de réduire le rayonnement diffusé.

Grille antidiffusante

Écrans renforçateurs

Diaphragme

Compression