

4. systèmes analogiques de recueil de l'information et facteurs de qualité de l'image radiographique

4.1 couples écrans renforçateurs-film



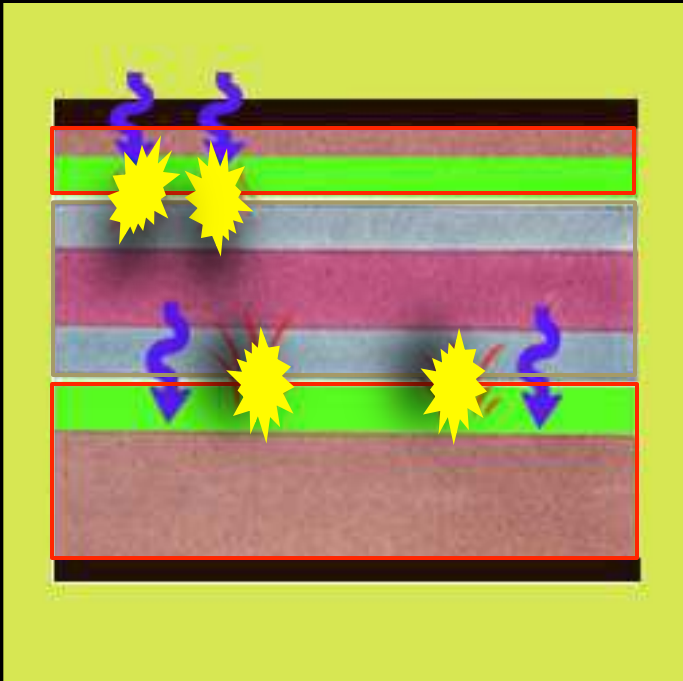
-les écrans renforçateurs absorbent une partie des photons X [par effet photo-électrique = $f(Z)$ de l'élément absorbeur] ; ils restituent une faible partie de l'énergie sous forme de lumière .

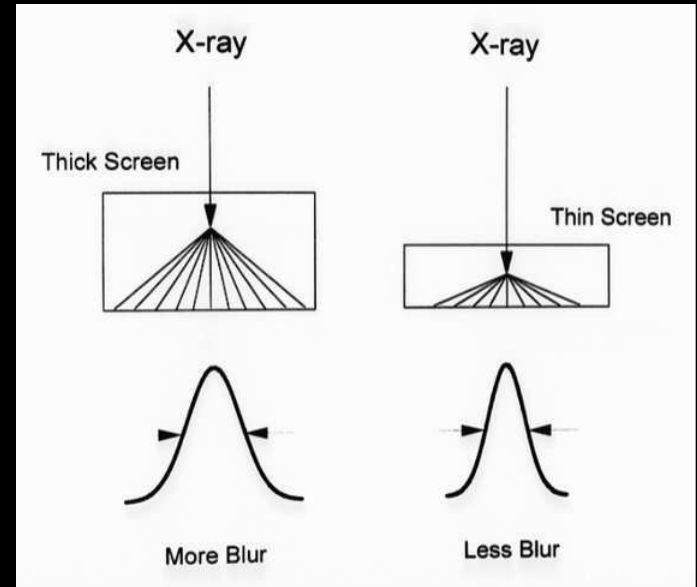
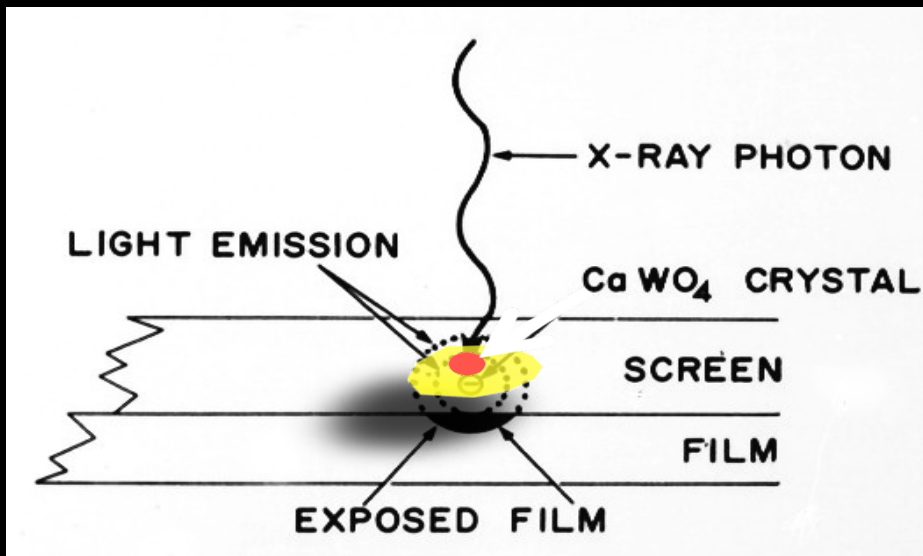
le taux d'absorption des photons X

(efficacité de détection quantique EDQ) variait de 20 à 40 % pour les écrans "classiques" CaWO_4 , [$f(\text{épaisseur et taille des cristaux})$] pour s' élever à 50-75 % avec les écrans "terres rares" (oxysulfure de lanthane et de gadolinium , fluorochlorure de baryum) , apparus en 1973

l'efficacité de conversion des photons X en lumière passait de 3 à 5 % avec CaWO_4 à 10-20% avec les "terres rares"

la puissance des installations est passée de 100 kW à 50-70 kW , la réduction des doses était considérable mais personne ne s'en souciait ; par contre la longévité des tubes était décuplée...et cette diminution des coûts de maintenance était très appréciée .





-les écrans renforçateurs ont permis de réduire considérablement les durées d'exposition, mais ils sont à l'origine d'un flou (flou d'écran ou flou de détection) d'autant plus marqué qu'ils sont "rapides"

le **FI (facteur d'intensification)** des écrans renforçateurs est donné par le rapport :
 exposition nécessaire pour un film sans écrans/ exposition nécessaire pour le même film avec
 écrans pour obtenir la même densité photographique de 1+voile de base

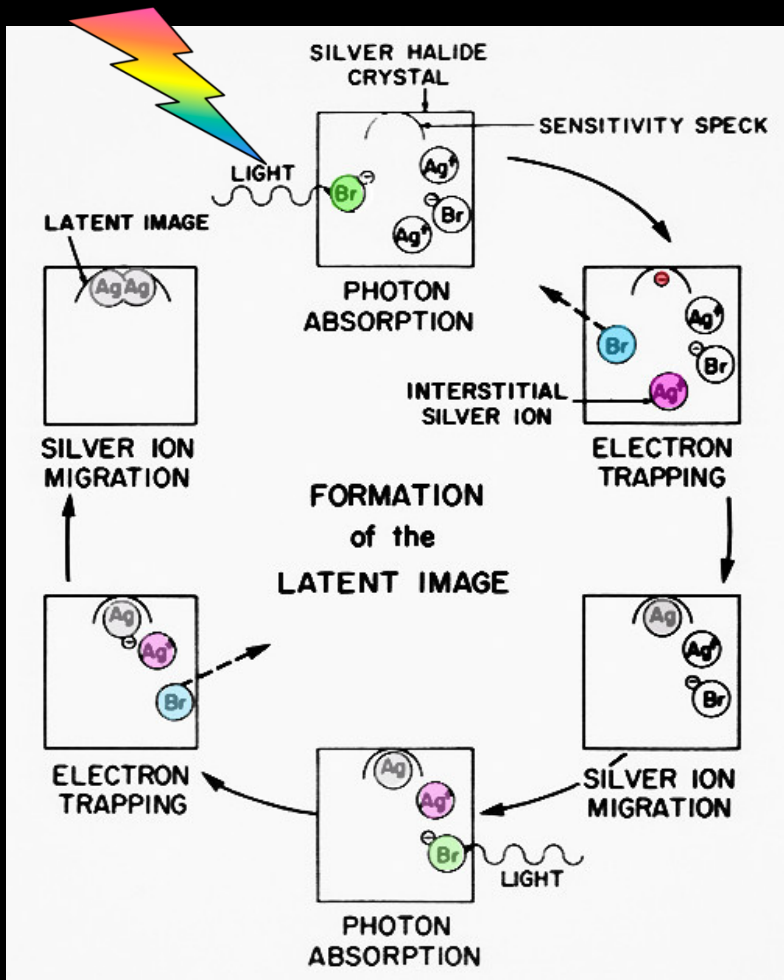
le FI varie de 50 (écrans fins) à 400 (écrans ultra rapides)

- en pratique, il existe des "familles d'écrans"
 - . écrans "lents" ou fins (fine) ou "détail". FI 50
 - . écrans "standards" ou moyens ou "regular" FI 200
 - . écrans "rapides" ou "fast" FI 400

avec l'accroissement de rapidité des écrans renforçateurs aux "terres rares" , les doses d'exposition nécessaires sont réduites et le nombre de photons nécessaire également. De ce fait le niveau de bruit quantique augmente et ce "bruit" devient visible sous forme de "grain" dans l'image . Il en résulte également une perte de résolution en contraste (pour les objets à faible contraste propre) .Le problème est identique et encore majoré avec les ERLM et les capteurs plans et constitue la rançon des techniques "low dose"



-les films argentiques à 2 couches d'émulsion ont disparu depuis bientôt 15 ans , ; on peut ,à titre historique rappeler les principes de cette radiologie photographique

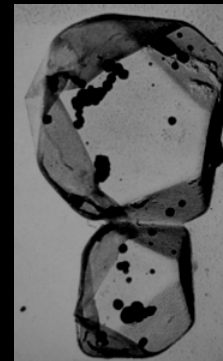


l' "image photolytique latente" est la conséquence de l' action des photons lumineux sur l'émulsion d'halogénures d'argent $AgBr \longrightarrow Ag^+ + Br^-$

il y a accumulation d'atomes d'ions argent dans les centres de formation de l'image latente et libération d'atomes de brome ,à partir des ions Br^- le révélateur amplifie par 10^6 la réduction des ions Ag^+ en atomes d'Ag

le fixateur élimine les halogénures d'argent non exposés

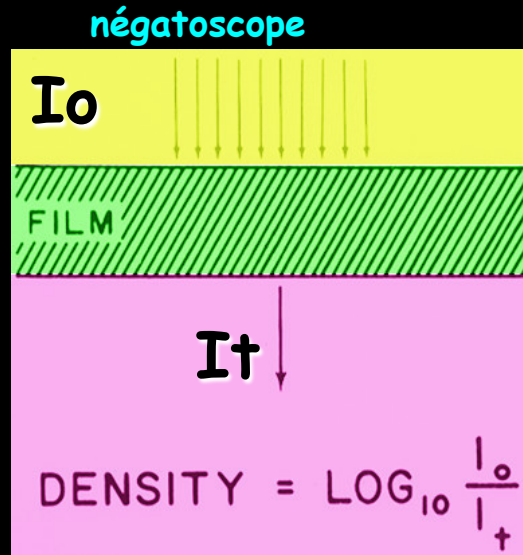
le lavage est un temps essentiel pour la conservation des films



-la **courbe sensitométrique** est la représentation graphique de la réponse du couple écransrenforceurs-film à l'exposition aux rayons X , les films étant destinés à être lus par transparence , sur un négatoscope (lightbox)



observateur



la densité optique d'un film radiographique lu sur un négatoscope = $\text{Log}_{10} I_o / I_t$

I_t = intensité lumineuse transmise par le film

I_o = intensité lumineuse reçue par le film (émise par le négatoscope ou le rétroprojecteur)

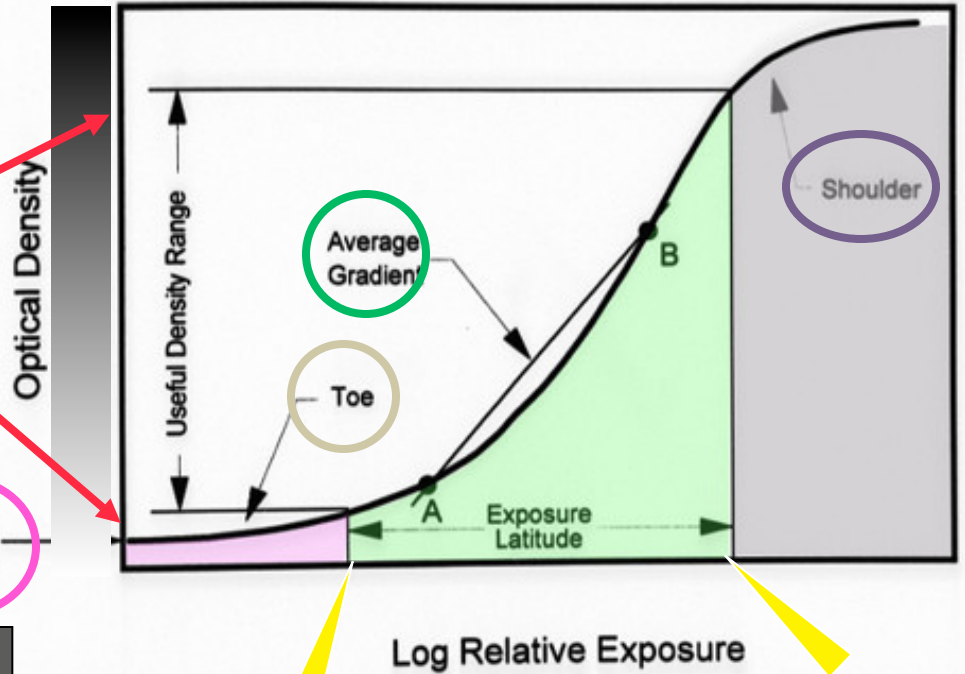
surveillez la qualité de I_o !!!



fenêtre de lecture

Base + Fog

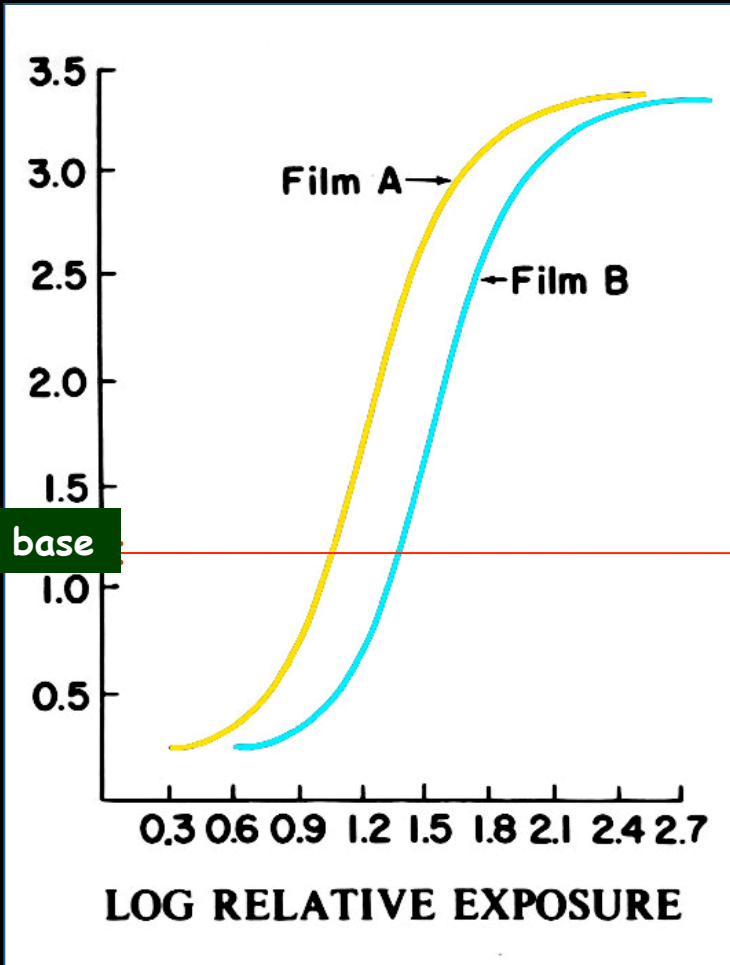
courbe sensitométrique :
densité optique = f(exposition)



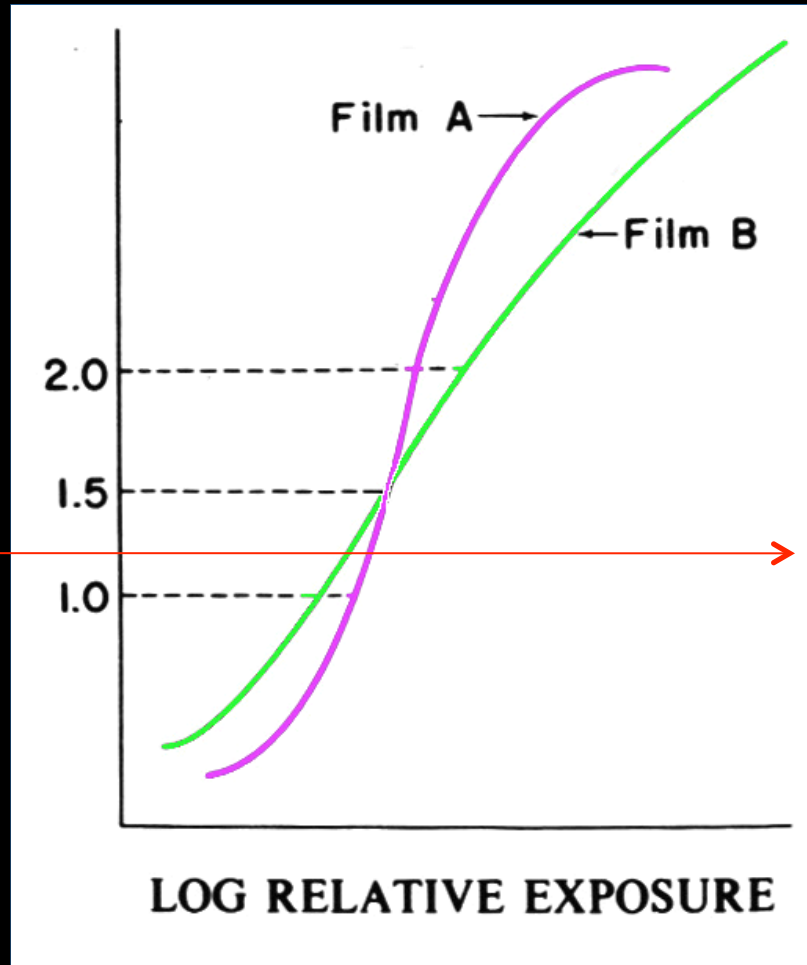
latitude d'exposition

fenêtre de lecture : densités optiques de 0,2 à 2,2
latitude d'exposition: écart des expositions maxi → infos lisibles

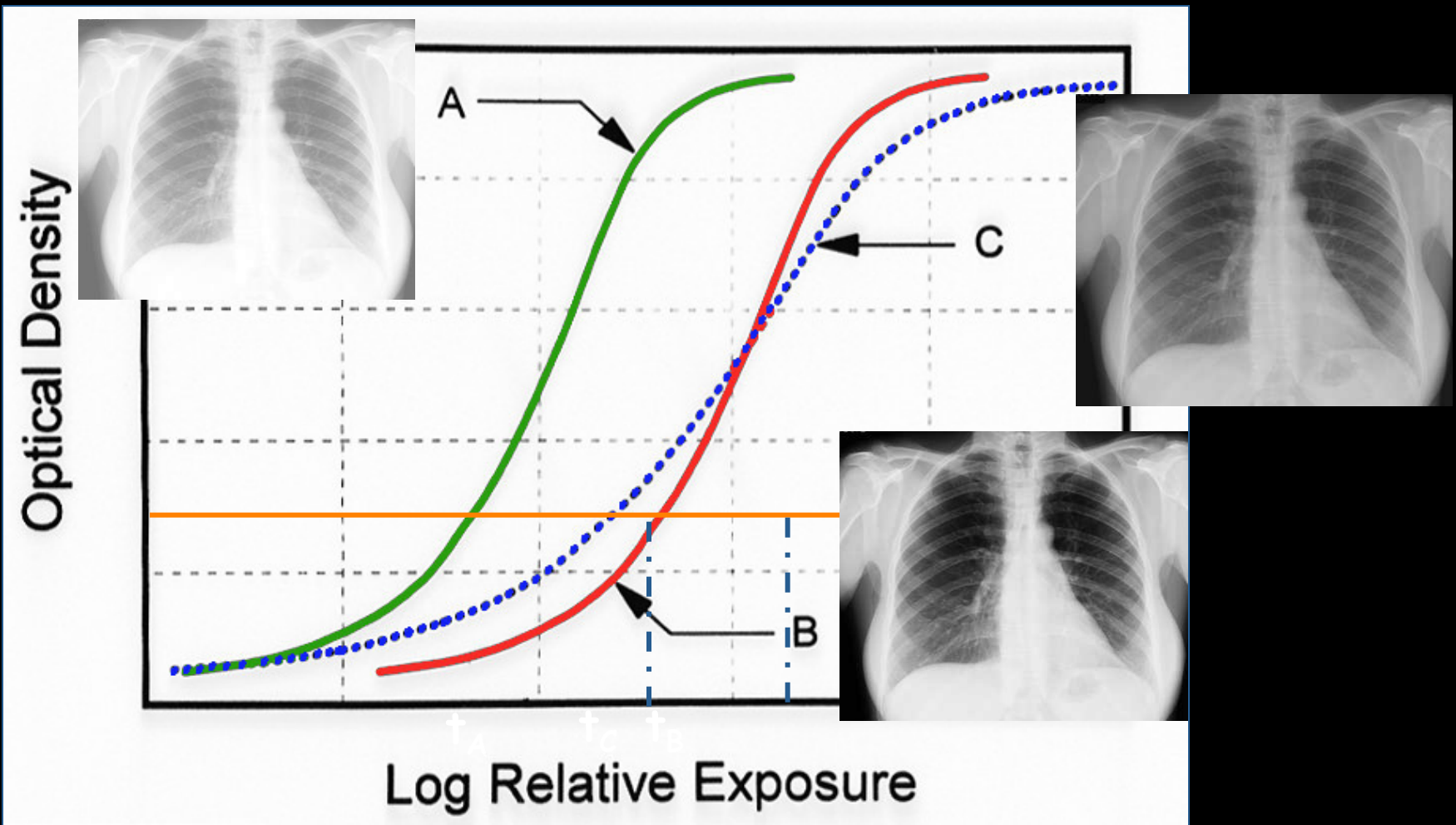
densité optique du support + voile de base
pied de courbe (zone de sous-exposition)
partie rectiligne (zone de proportionnalité) ; pente = **gamma**
épaule de la courbe (zone de surexposition)



Sensibilité A > B



Contraste A > B
Sensibilité B > A

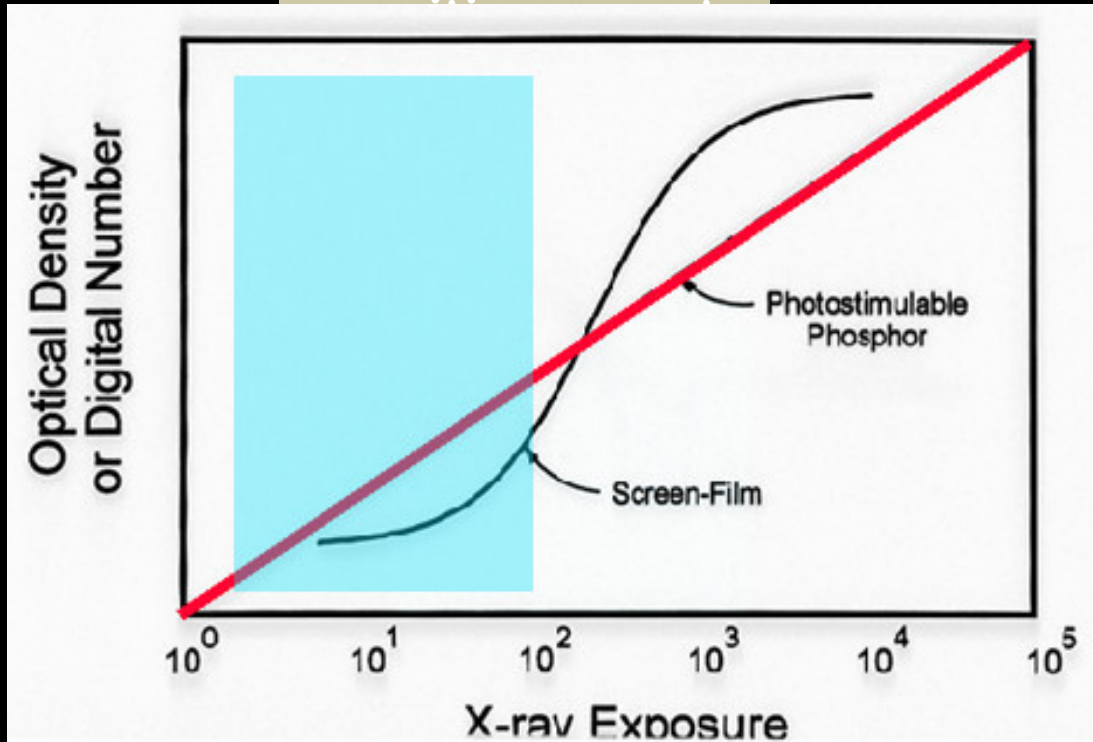


————— densité = 1 + voile de base

sensibilités (rapidités) = $1/t_A$, $1/t_B$, $1/t_C$

sous exposition

surexposition



la dynamique des ERLM (CR = computed radiography) et des capteurs plans (DR = direct radiography) est linéaire ; leur latitude d'exposition est beaucoup plus étendue

4.2 facteurs de qualité de l'image en radiographie

facteurs de qualité de l'image en radiographie par projection analogique

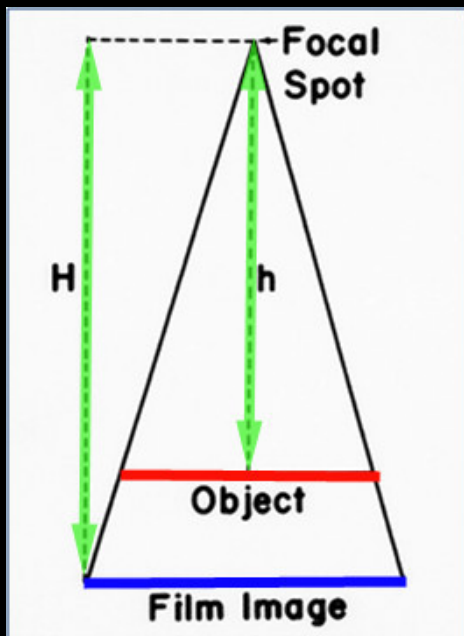
qualité diagnostique = f (visibilité détails)

facteurs physiologiques ,psycho-sensoriels...;

seuls les **facteurs optiques** sont mesurables

4.2.1 facteurs géométriques

- agrandissement
- distorsion
- flous : géométrique, cinétique, morphologique
- loi de l'inverse carré de la distance
- loi des incidences tangentielles (Tillier)

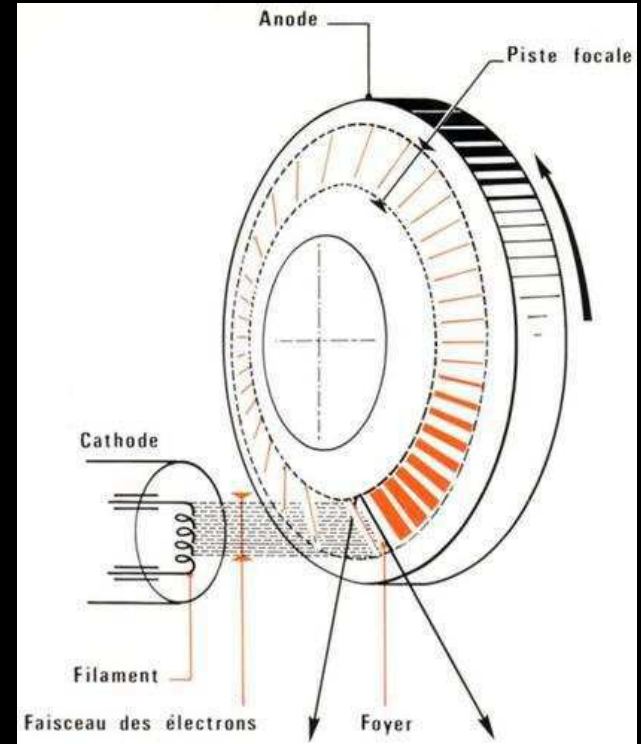
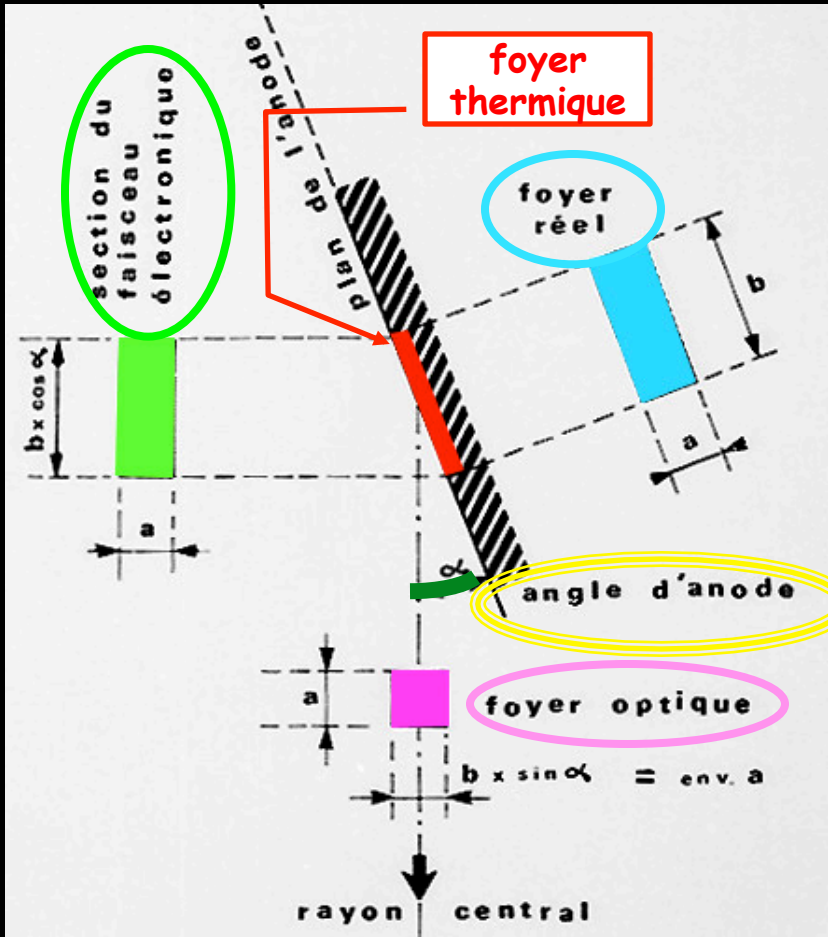


agrandissement

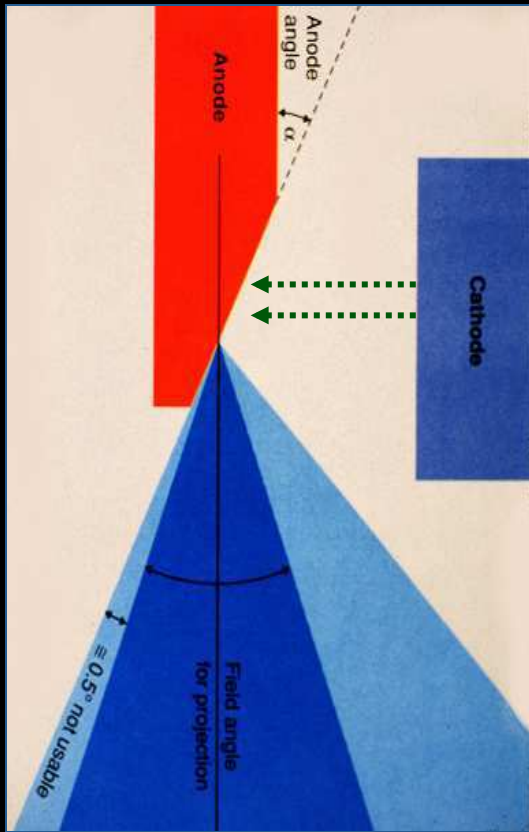
l'image radiographique est une **projection conique** ; elle est donc toujours agrandie par rapport à l'objet

le foyer n'est pas ponctuel ; le **foyer optique** est la projection du foyer thermique dans l'axe de sortie du faisceau

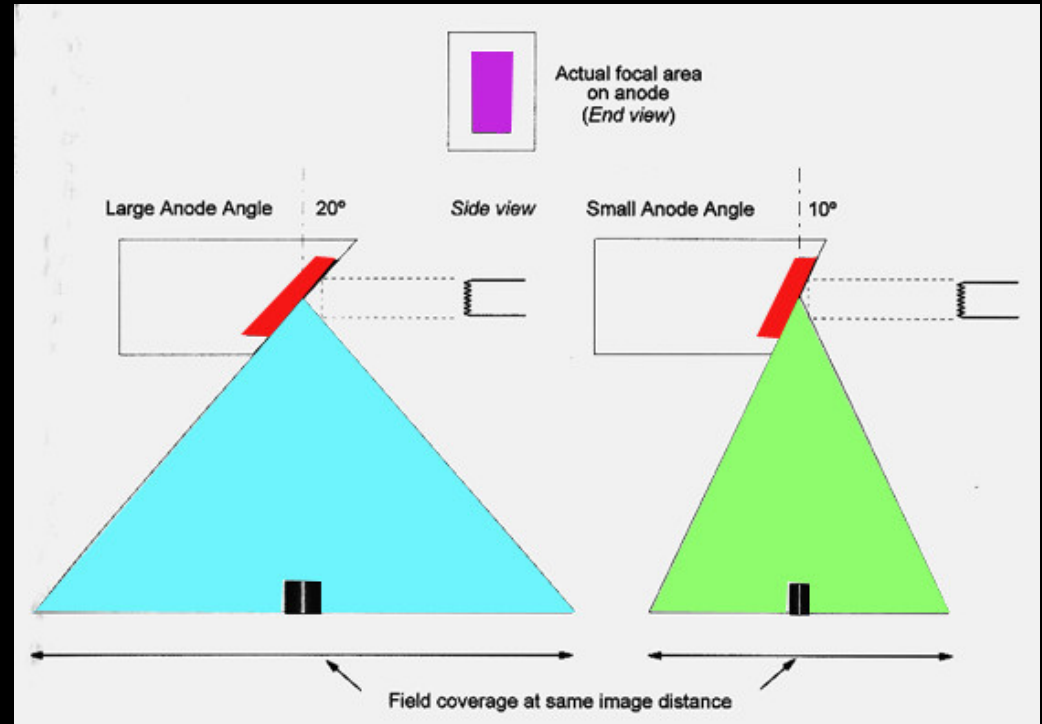
principe du foyer linéaire (1918)



relations taille foyer thermique / taille foyer optique = f (\sin . angle d'anode)



relations angle d'anode /taille du foyer
optique et **champ couvert**

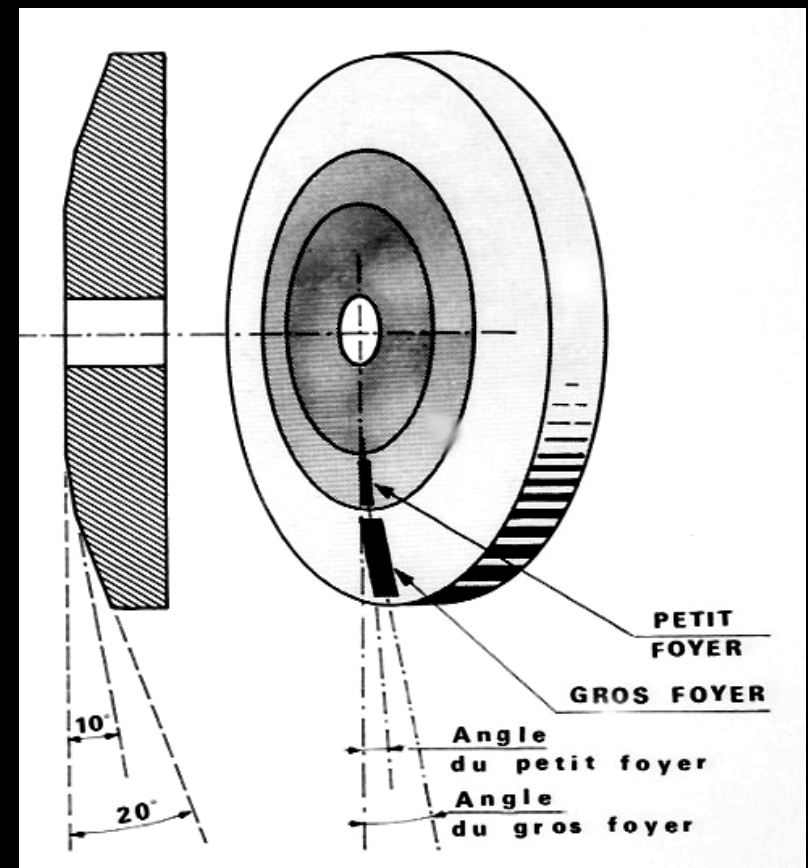
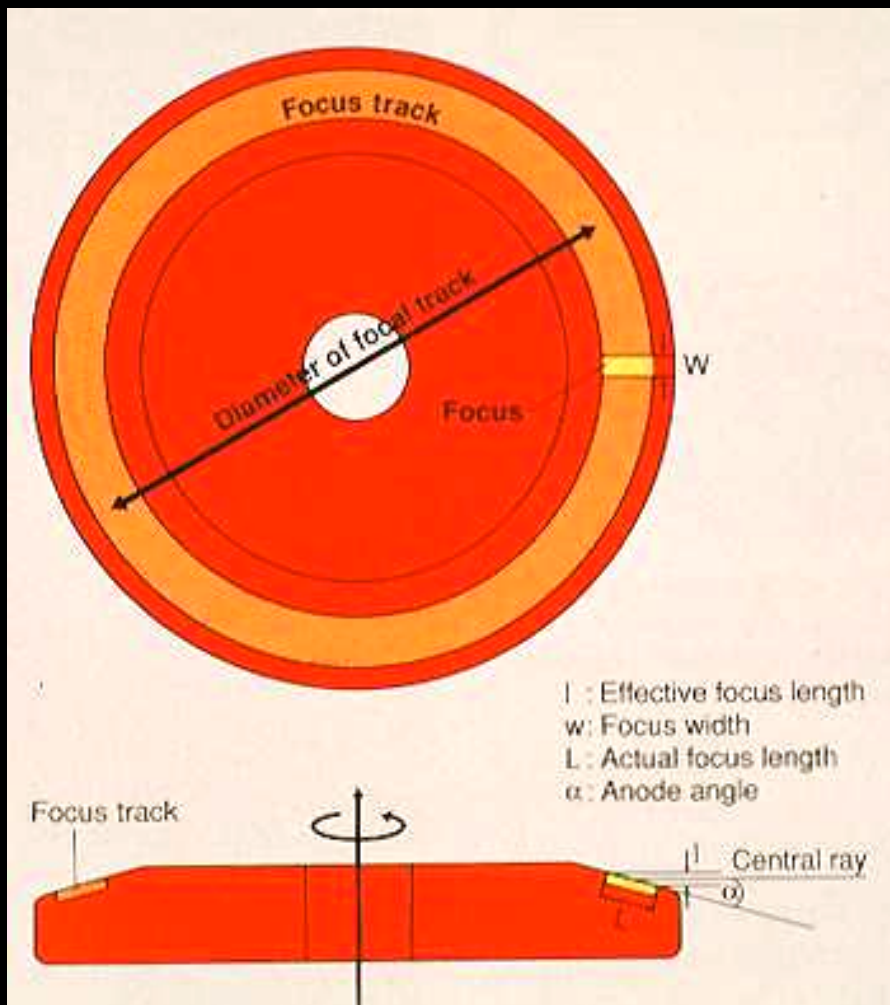


-en **radiographie par projection**
"classique", on veut couvrir un film
grand format : 36 x 43 cm avec une
distance focale de 110 cm, ce qui
nécessite un angle d'anode $\approx 20^\circ$

-en **coronarographie**, il suffit de couvrir
un amplificateur de luminance (AL) de
23 cm de diamètre avec une distance
focale de 85 cm ; on utilise donc un
angle d'anode $< 15^\circ$

la taille du foyer thermique
détermine la **puissance du tube**

"gros foyer"	2 mm	100 kW
"petit foyer"	0.6 mm	30 kW

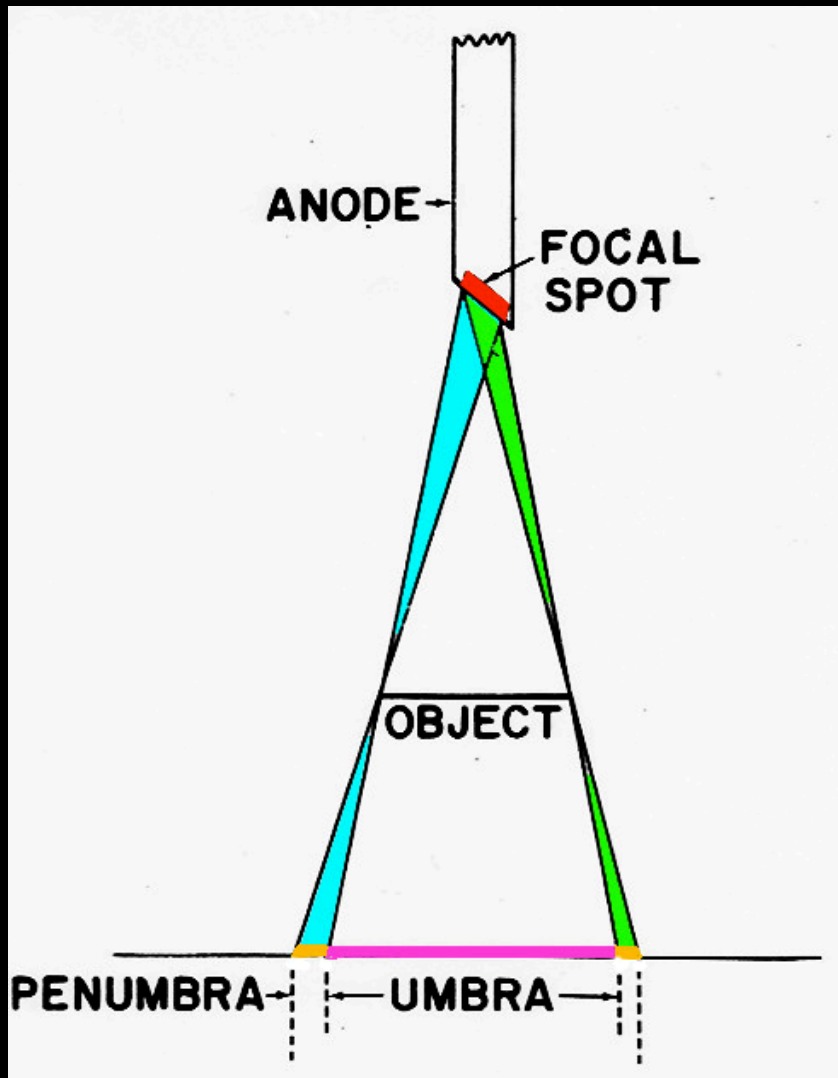


tubes radiogène à double foyer

2 filaments

2 pistes avec angles d'anode différents

mais les 2 foyers "couvrent" une plaque 36 x 43 cm à une distance focale de 110 cm



le flou géométrique est lié au caractère non ponctuel du foyer ; il est représenté par la pénombre sur les contours de l'objet mais il affecte tous les contours des composants de l'objet ...

ses 2 déterminants sont :

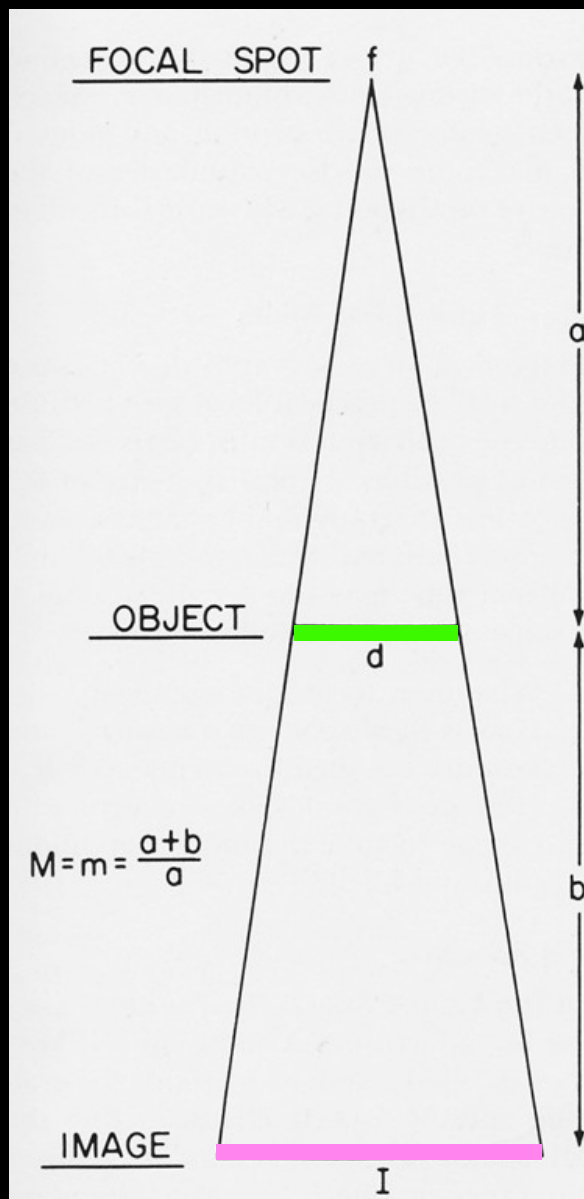
-la **taille du foyer optique**

-le rapport d'agrandissement =

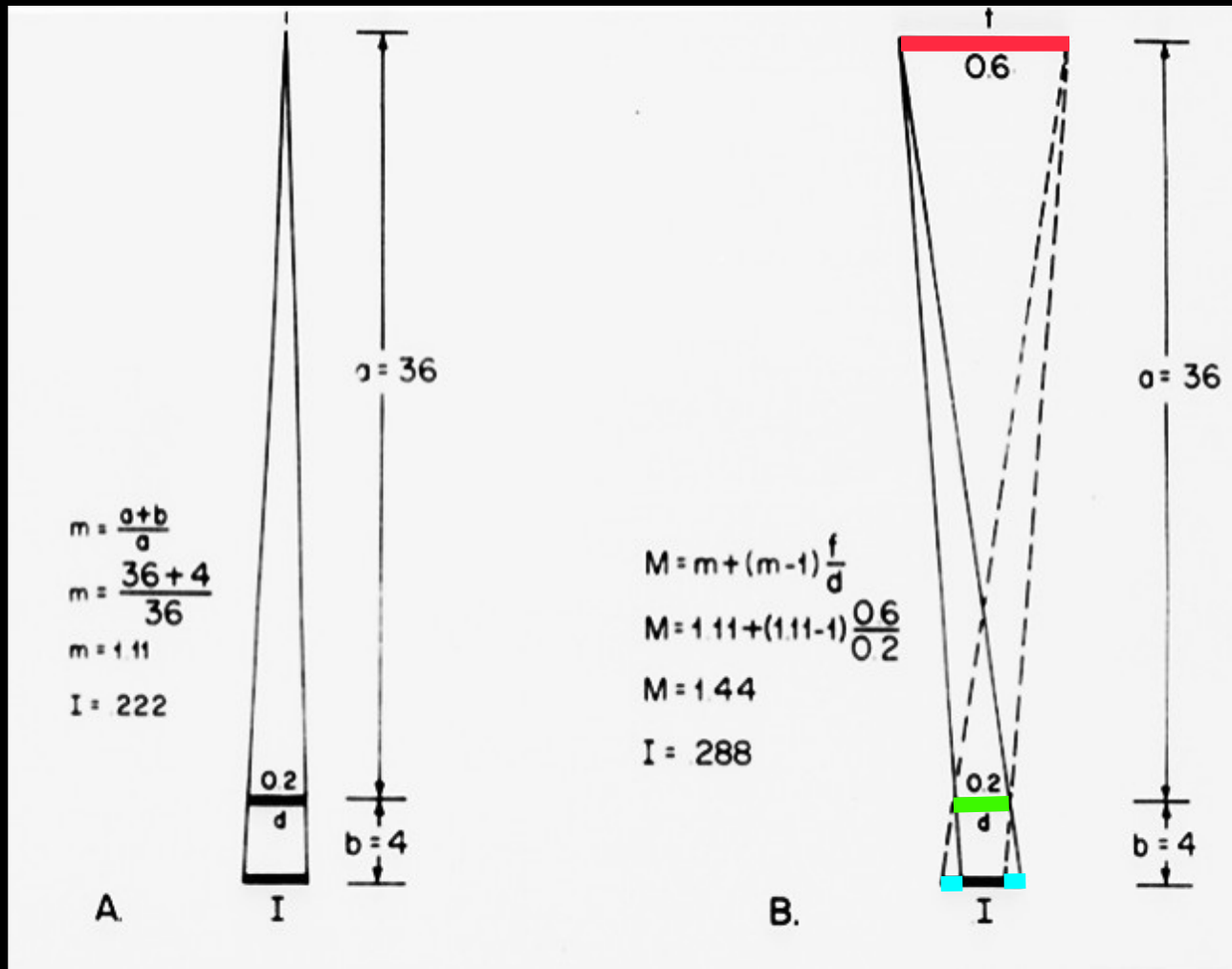
distance foyer-plan de l'objet

distance foyer-plan du système de détection

le flou géométrique est asymétrique ; moins important du côté de l'anode

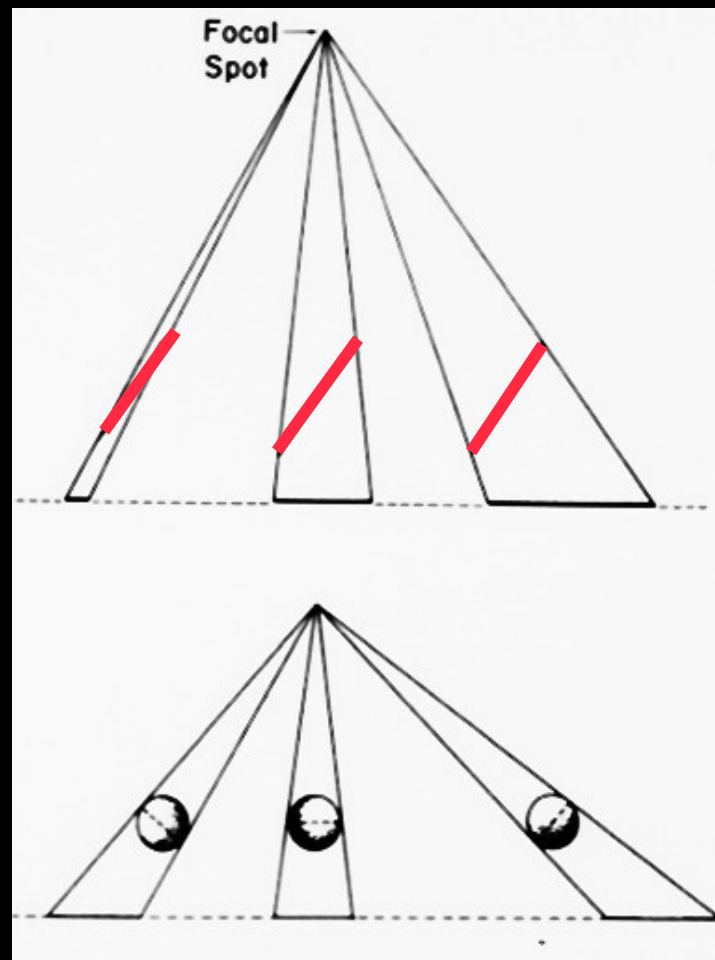
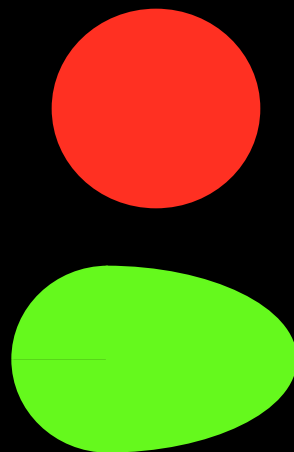
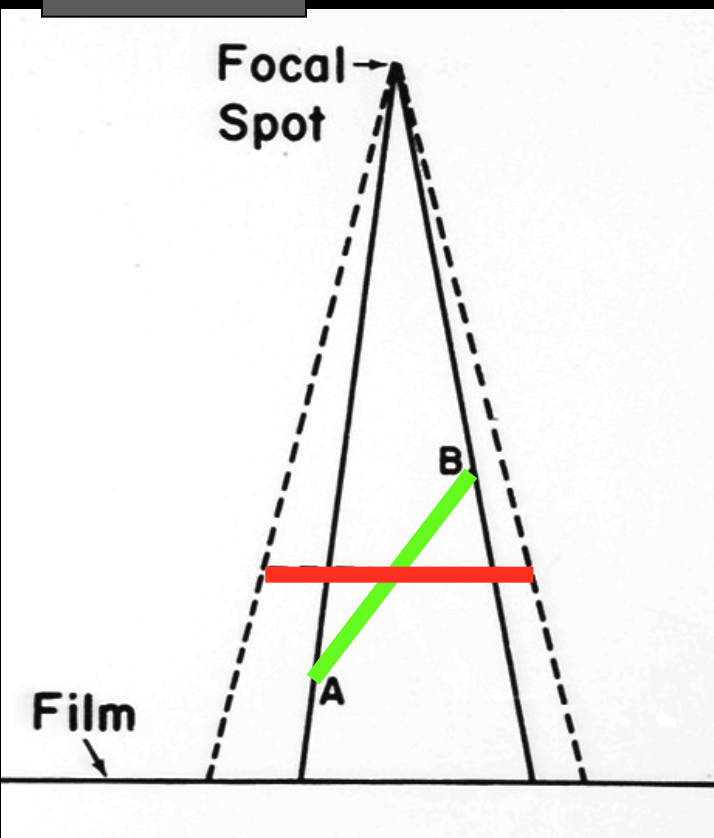


agrandissement géométrique théorique M (si source ponctuelle) et
 agrandissement vrai en imagerie radiographique par projection



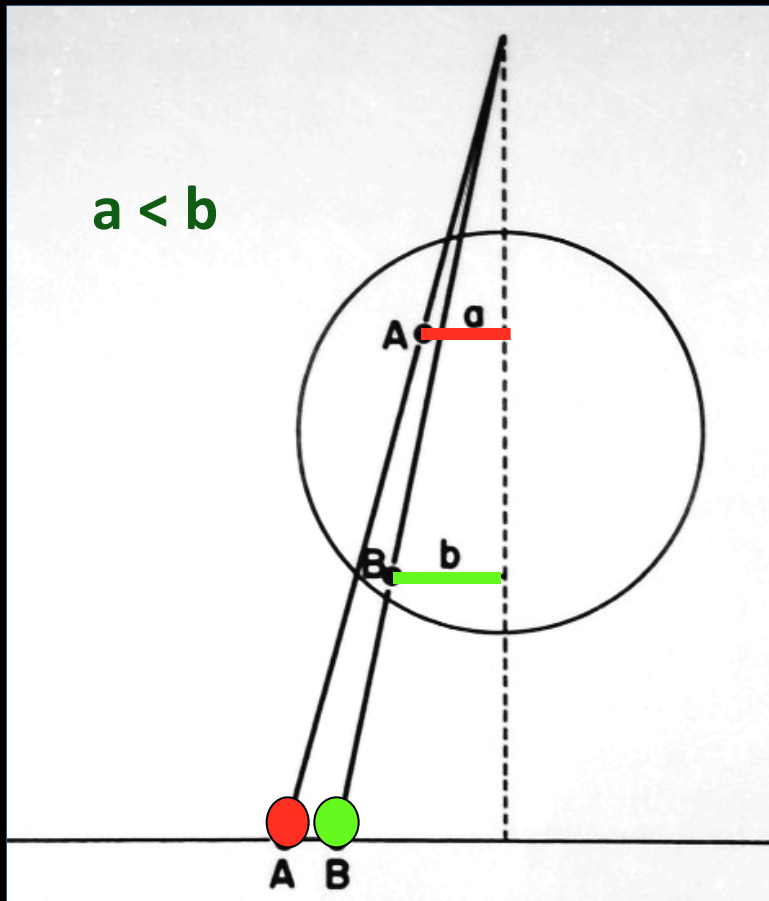
Si $f > d$, toute l'image de d est "noyée" dans le flou géométrique, et l'information ne peut apparaître sur le film (ou l'écran du PACS !!!) c'est la raison pour laquelle on a un petit foyer sur les tubes radiogènes, que l'on doit utiliser chaque fois que cela est possible (mais sa puissance est limitée)...

distorsion



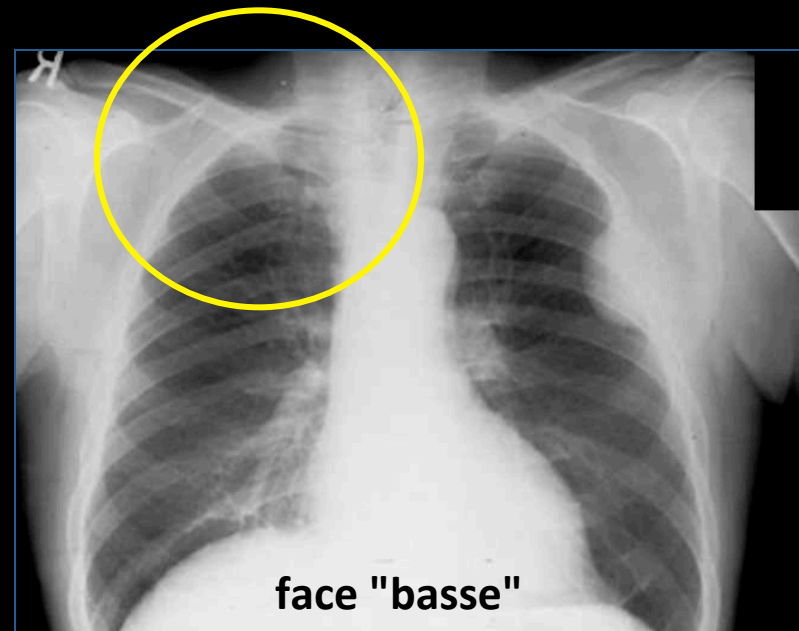
la distorsion est permanente dans les images radiographiques en raison de l'agrandissement variable des différents composants de l'objet, lié à leur position spatiale

elle dépend également de l'angle d'incidence

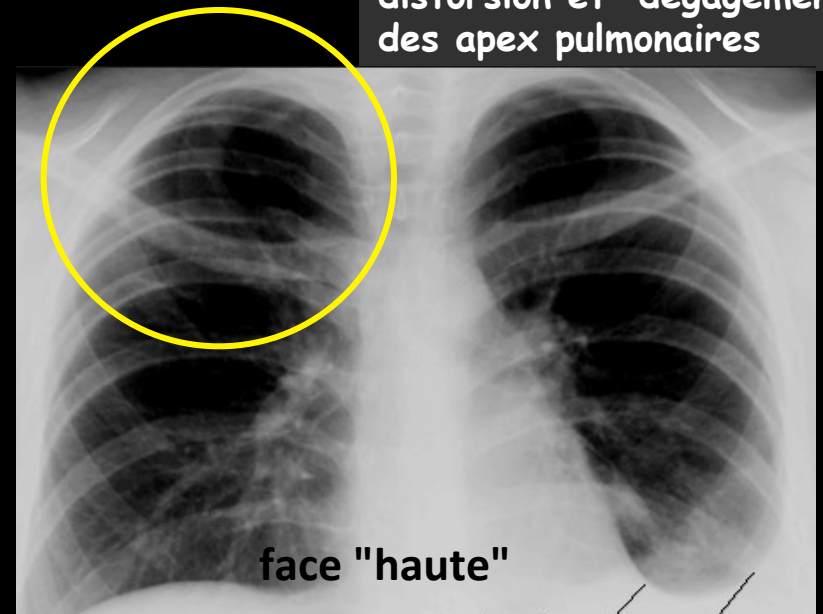


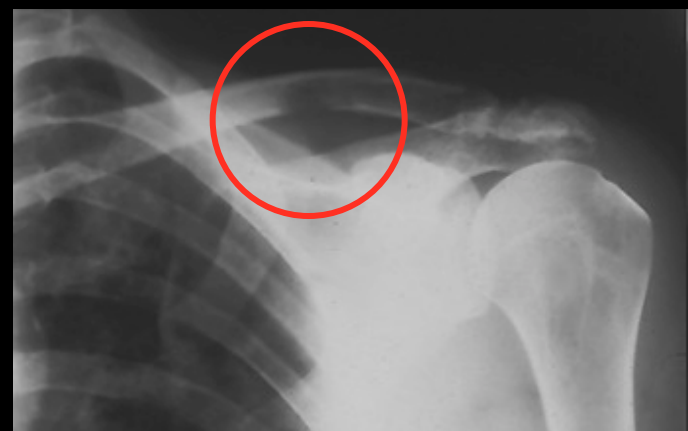
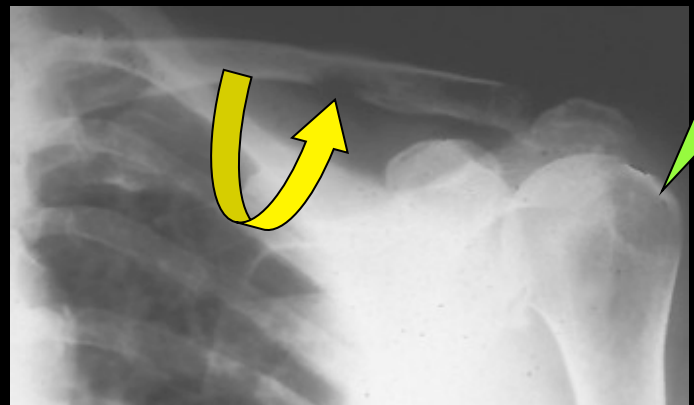
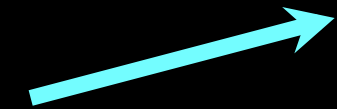
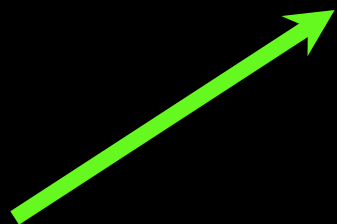
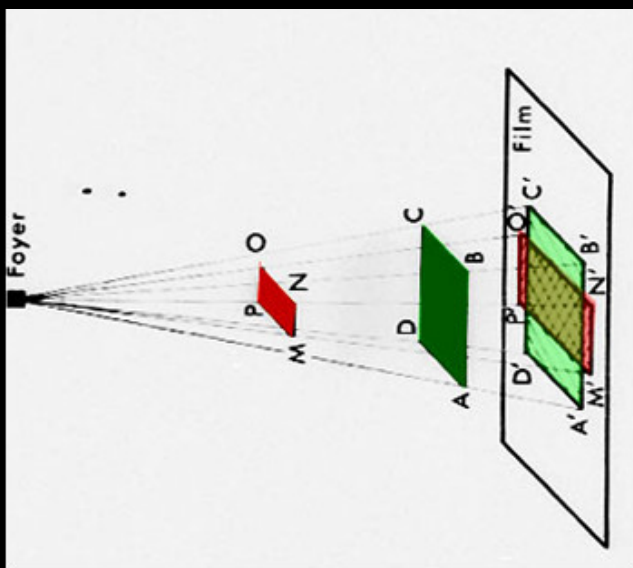
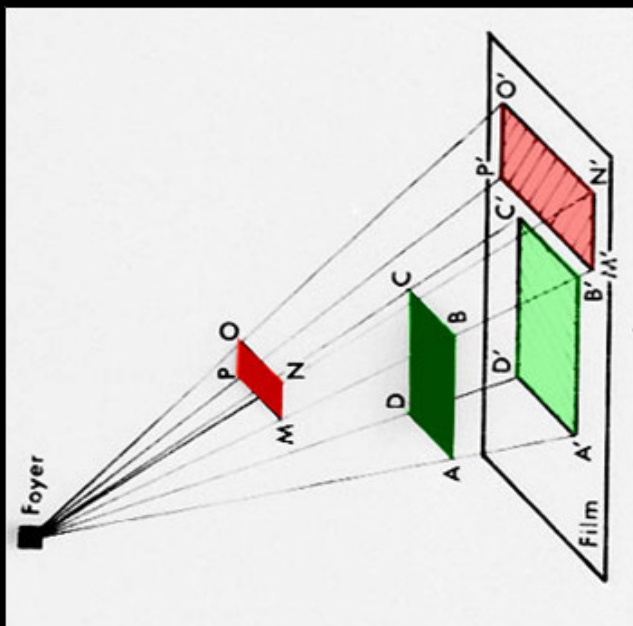
la distorsion modifie la place et la taille relatives des différentes structures en fonction de leur situation spatiale

son utilisation rationnelle est à la base de toute la technique d'imagerie par projection tant pour l'acquisition que pour la lecture des images ,



distorsion et "dégagement" des apex pulmonaires

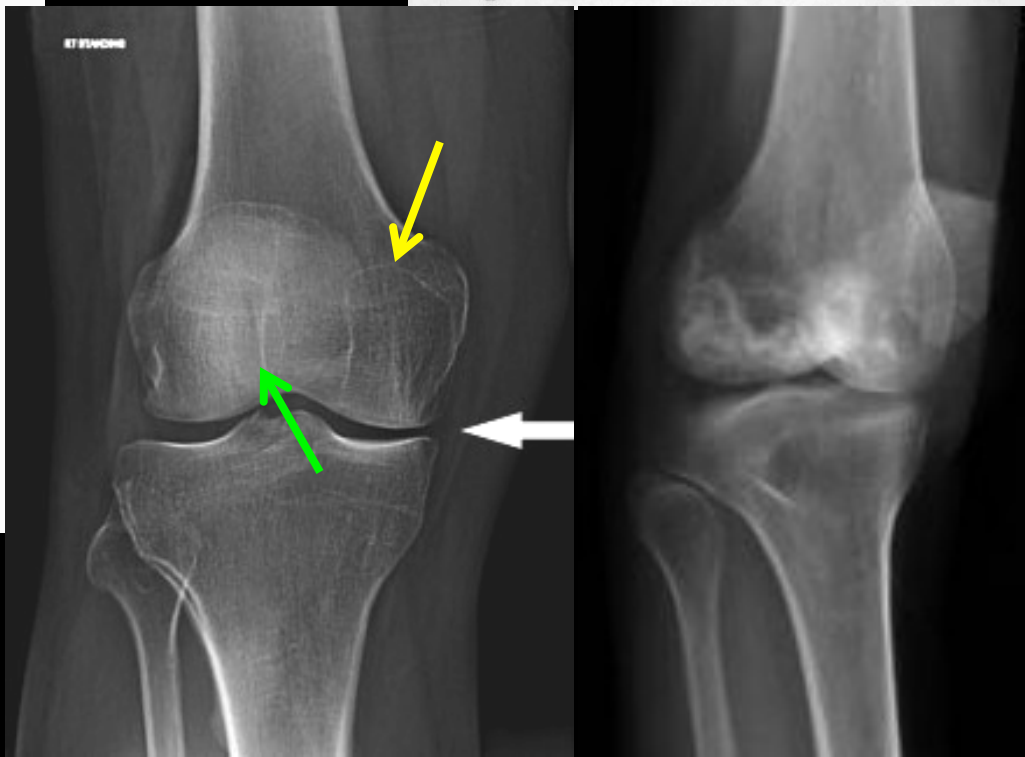
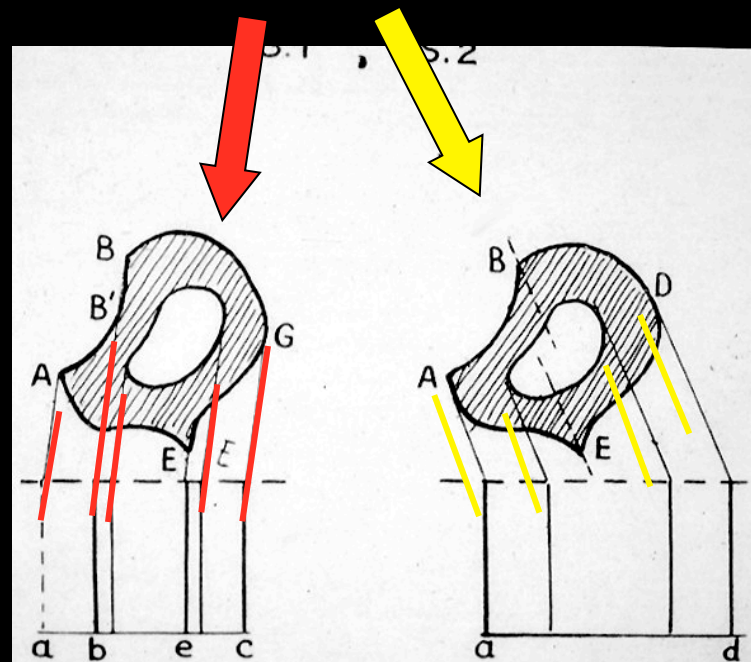
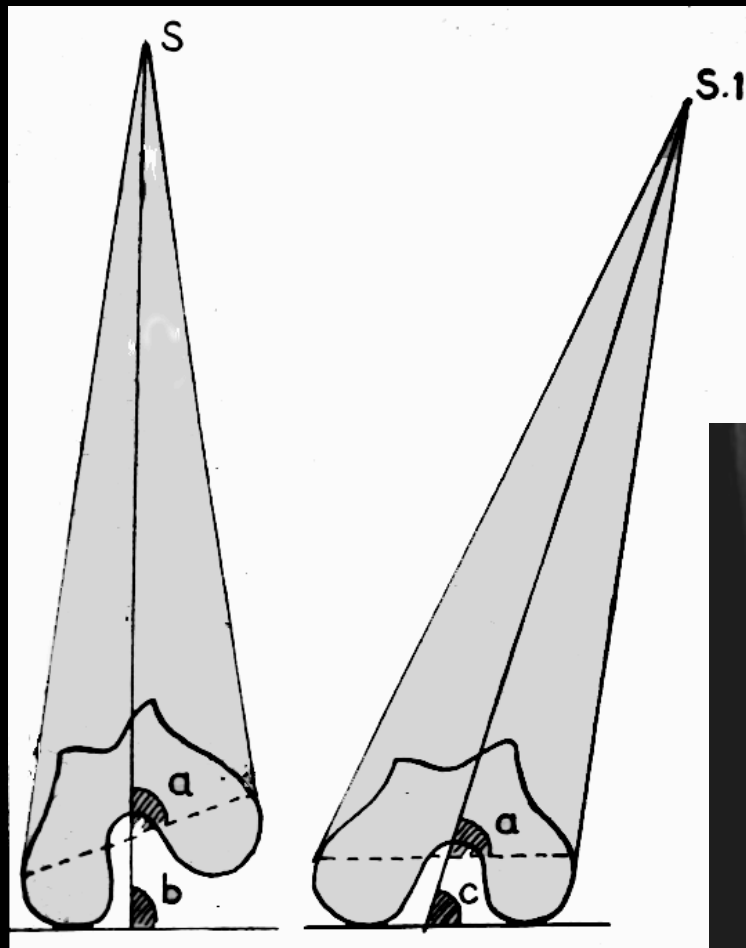


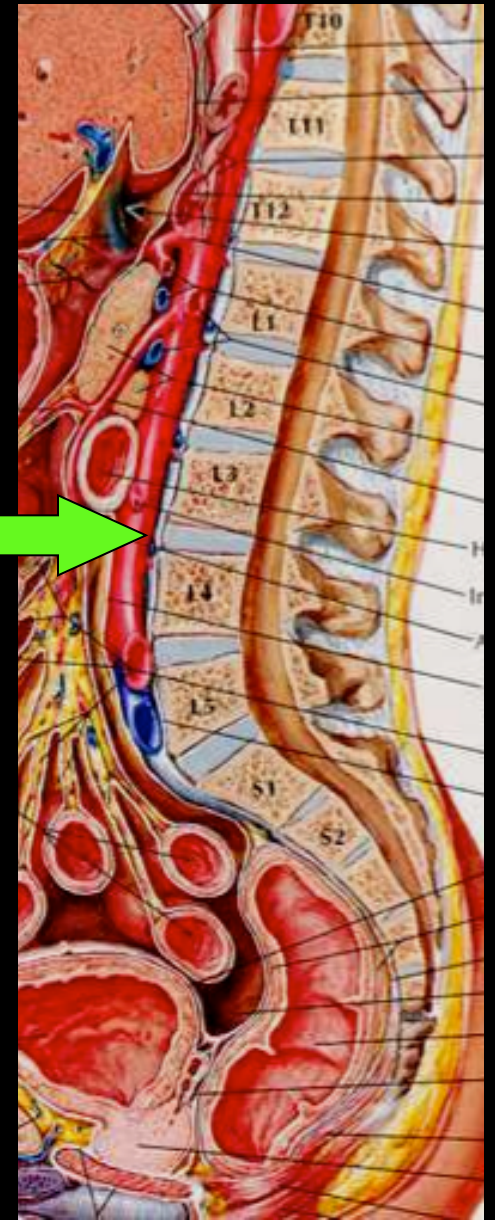
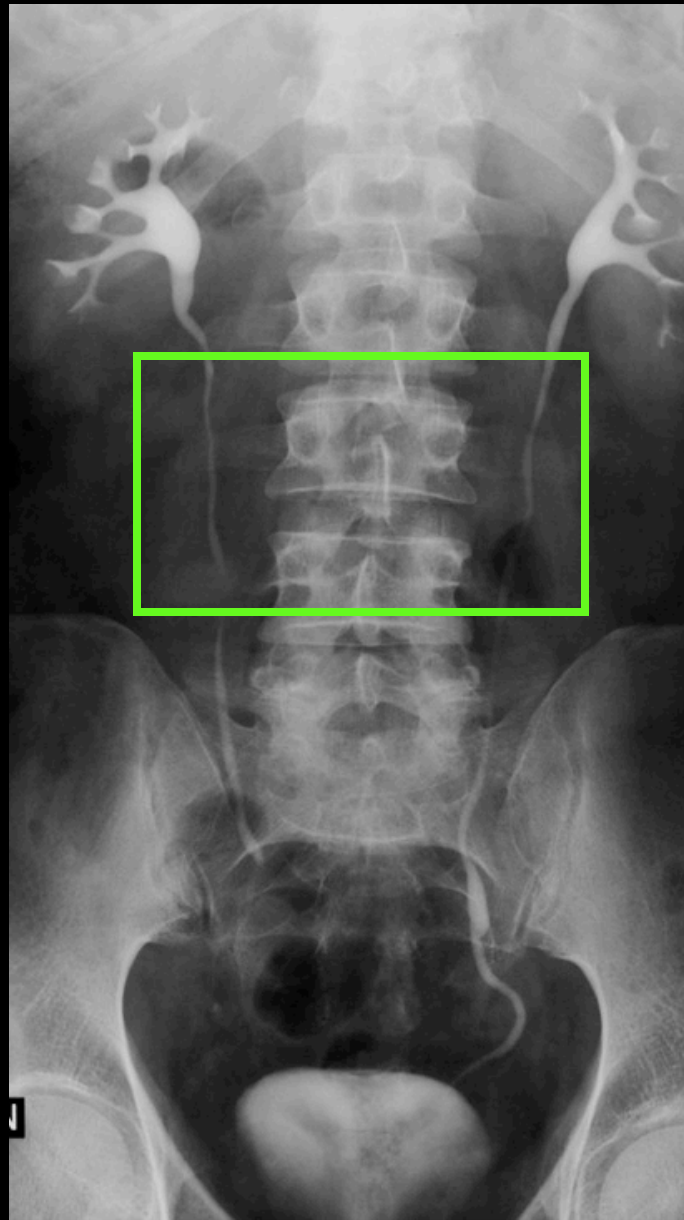


distorsion et exploration de la ceinture scapulaire

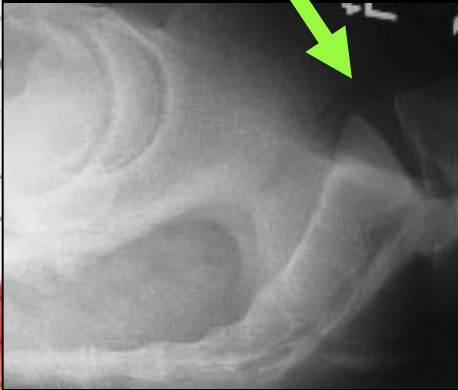
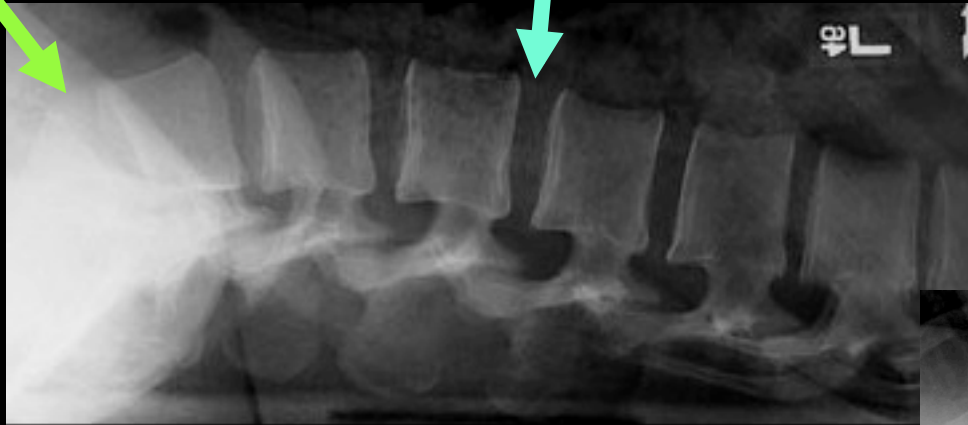
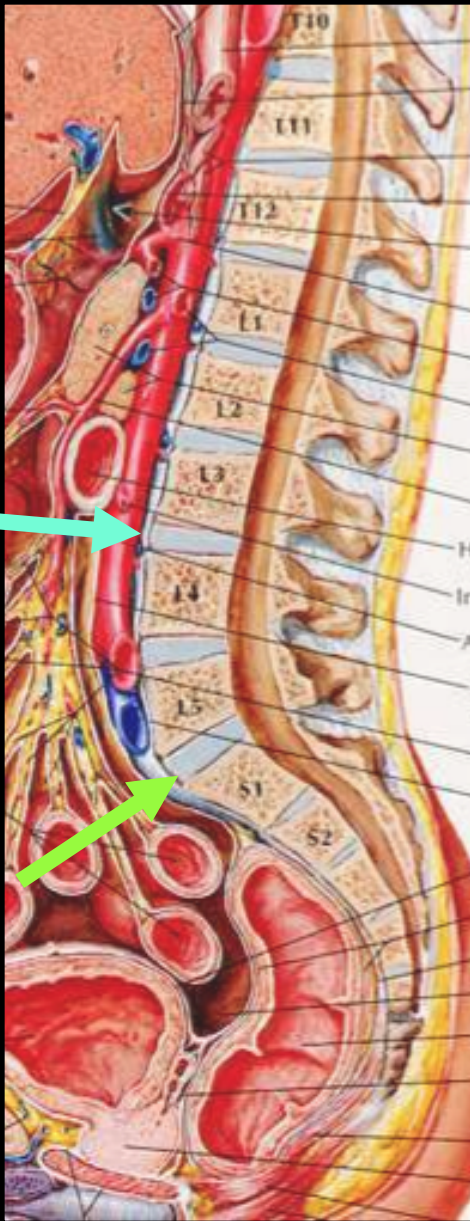
éléments géométriques (suite)

➤ loi des incidences tangentielles (loi des tangences de Tillier)



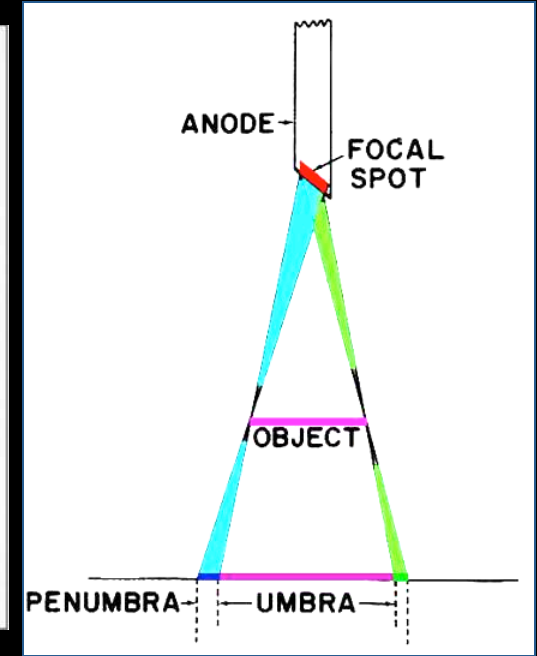
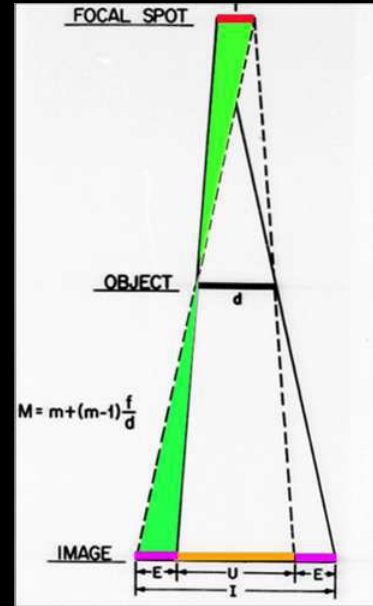
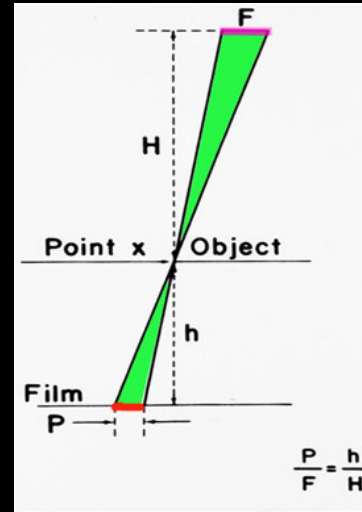
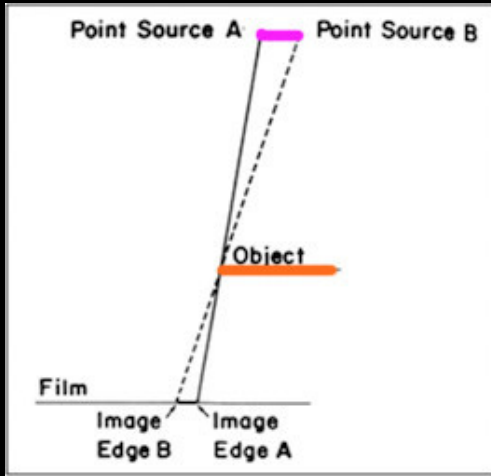


nécessité d'une incidence oblique pour explorer L5 - S1 et la corps de L5 et/ou le sacrum



nécessité d'une incidence oblique pour explorer L5 - S1 et L5 de face

loi de combinaison des flous en imagerie radiographique par projection



1. flou géométrique F_g

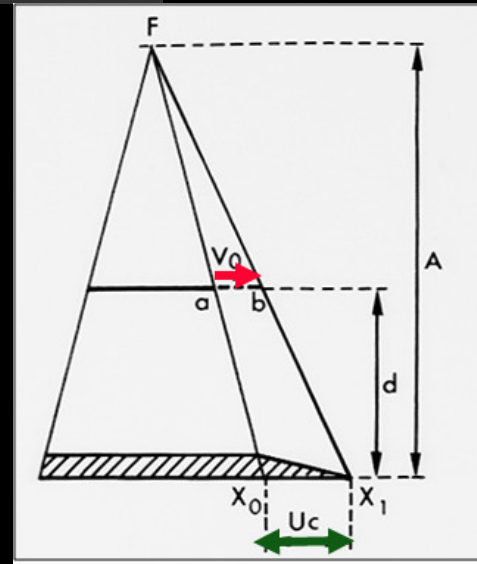
- = f (taille du foyer)
- = f (rapport d'agrandissement)

2. flou cinétique F_c

le flou cinétique est directement proportionnel au rapport d'agrandissement +++

causes possibles :

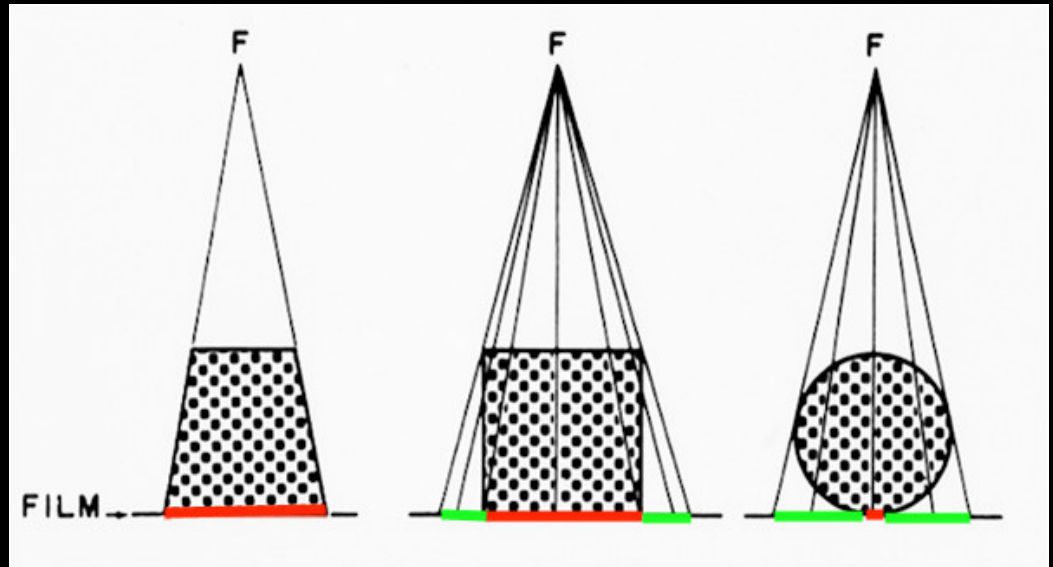
- déplacement de la structure examinée
contention
diminution du temps de pose +++
- déplacement du tube pendant l'exposition



flou morphologique F_m

particulièrement important pour l'appréciation (et la mesure) du **diamètre des vaisseaux en angiographie**

le diamètre apparent est **modifié par le fenêtrage**

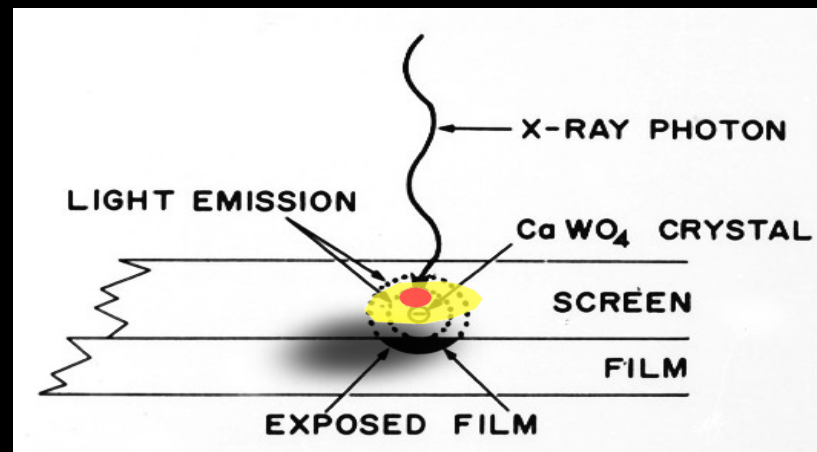


flou de détection ou flou d'écran F_d

directement lié au FI (facteur d'intensification)

minimum pour les écrans fins (lents ou detail) FI 50

maximum pour les écrans rapides (ou fast) FI 400



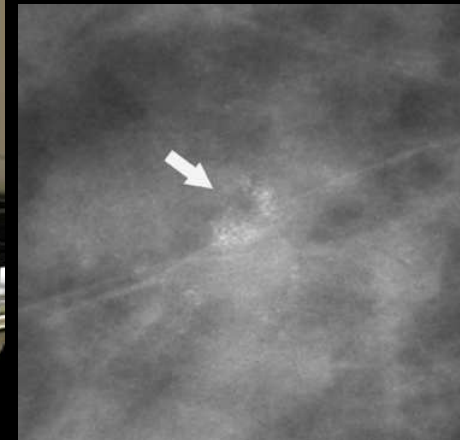
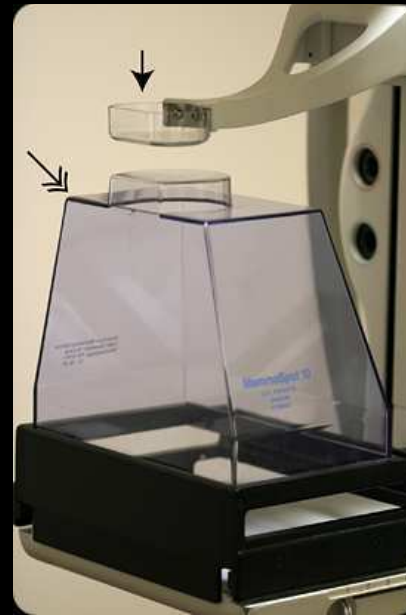
$$\text{flou résultant} = \sqrt{F_g^2 + F_d^2 + F_m^2 + F_c^2}$$

F_g = flou géométrique
F_d = flou de détection
F_m = flou morphologique
F_c = flou cinétique

la valeur résultante est minimale
lorsque les différents composants
sont quantitativement proches

Nb dans la radiographie en agrandissement (mammographie), il ne suffit pas de modifier la position du sein par rapport à celles du foyer et du système de détection (car on ne ferait qu'agrandir l'image et le flou géométrique dans les mêmes proportions)

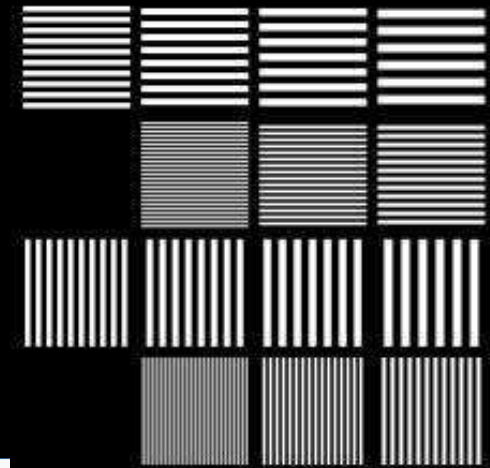
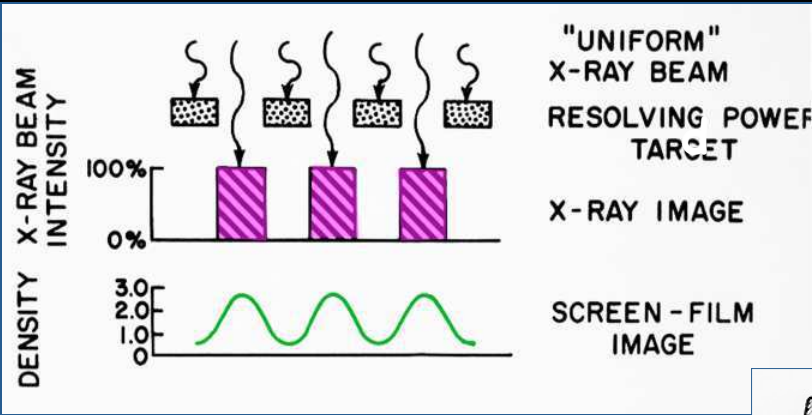
il est essentiel d'associer un plus petit foyer ++ +, pour obtenir l'amélioration de la résolution spatiale (et de la vision des petites structures) souhaitée



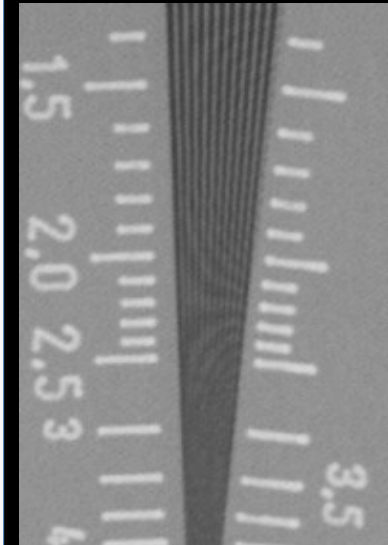
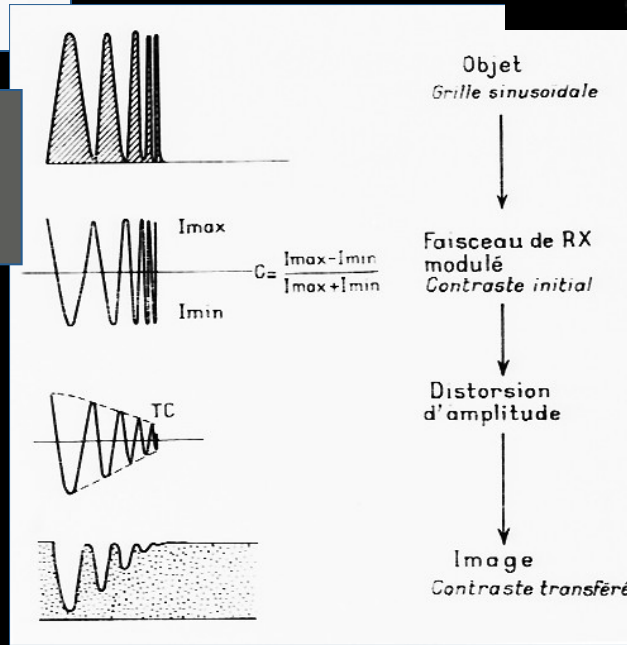
mesure de la résolution spatiale en radiographie conventionnelle

relations **taille / contraste propre / visibilité**

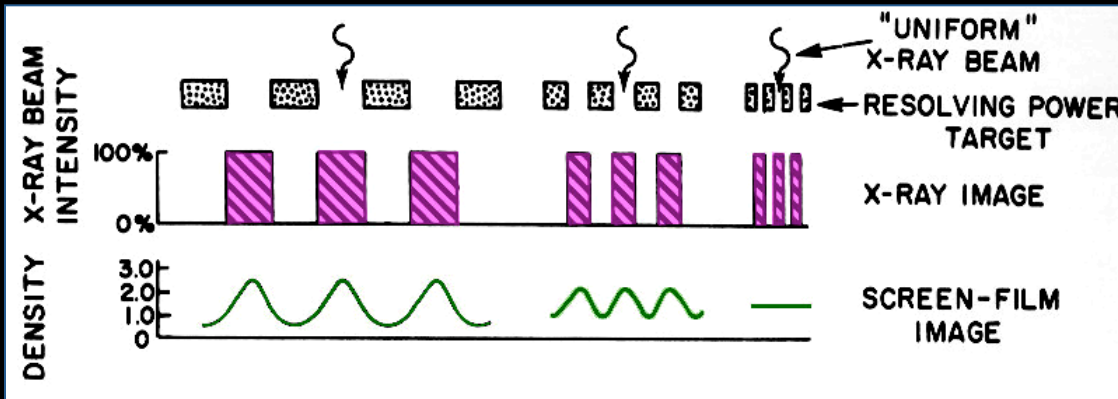
Fonction de transfert de modulation : FTM



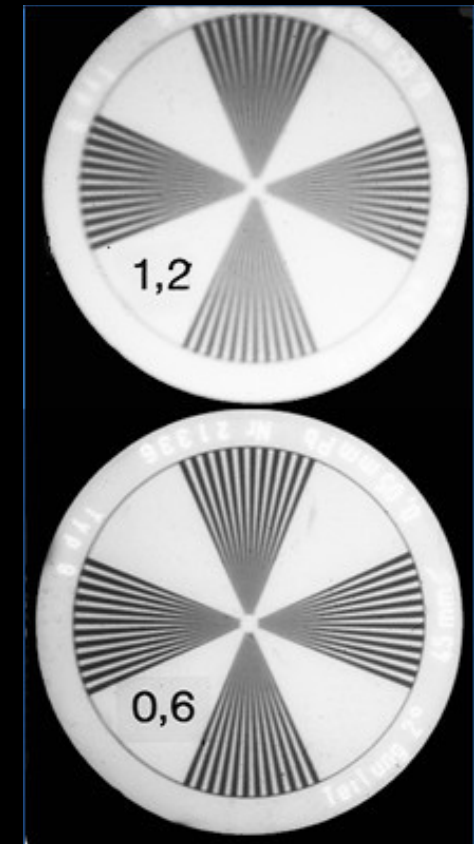
tout transfert d'information
s'accompagne d'une dégradation =
modulation d'amplitude



la FTM est la **représentation graphique de cette modulation d'amplitude de l'information** (contraste) en fonction de la **taille** des structures (représentée par le nombre de paires de lignes par unité de longueur . pl/cm)



pouvoir de résolution spatiale = fréquence spatiale limite visible sous forme de lignes distinctes ; correspondant à **10 % du contraste initial maximal**

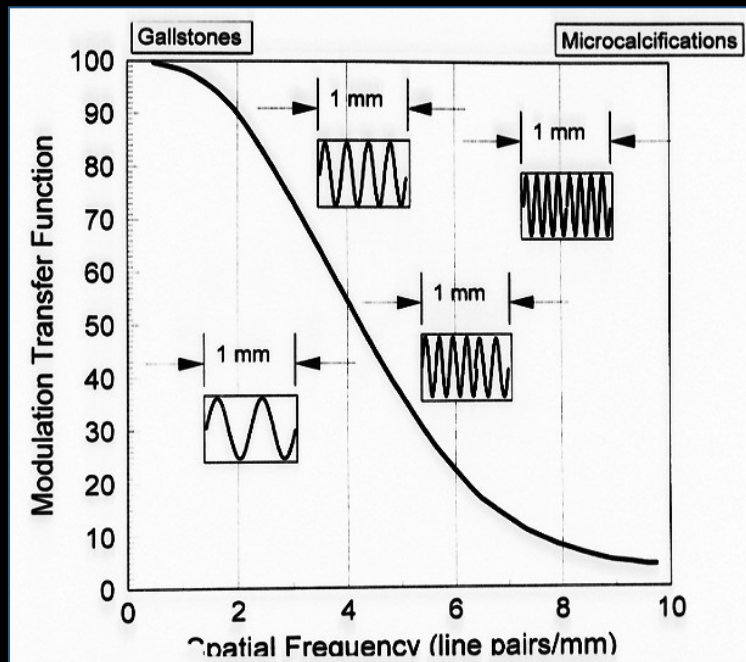


mire de **Funck**

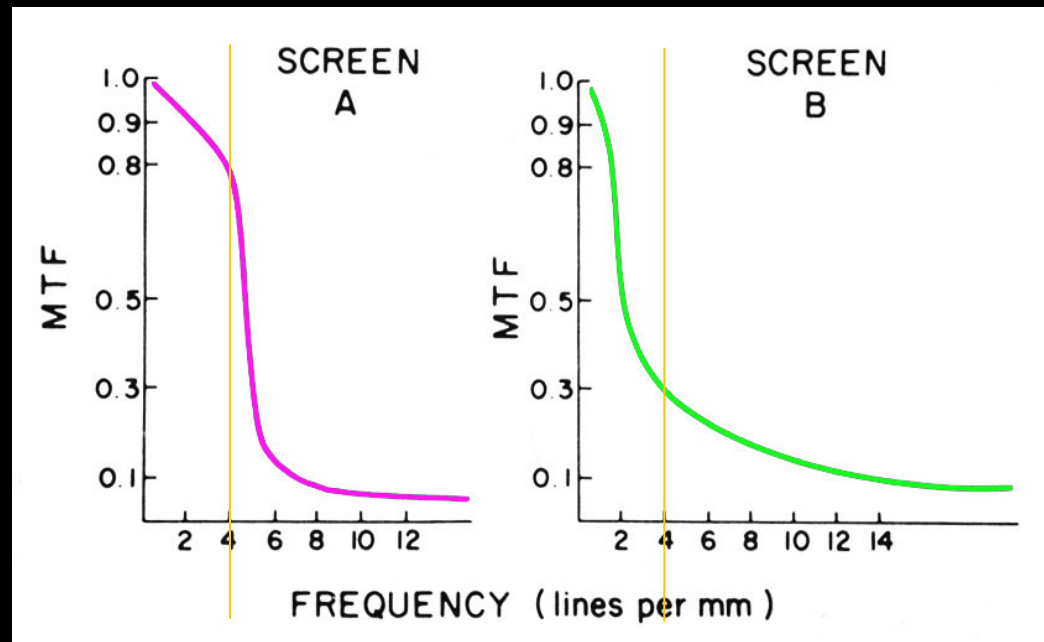
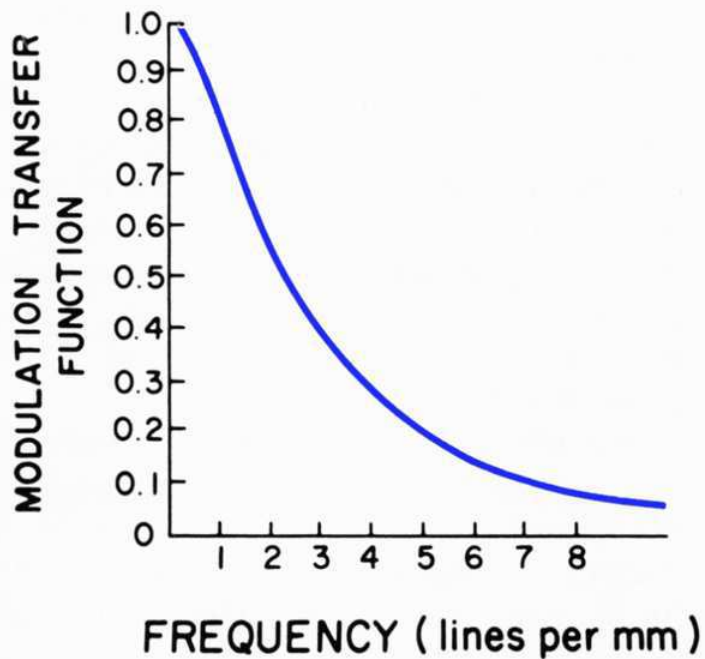
analyse fréquentielle de l'image

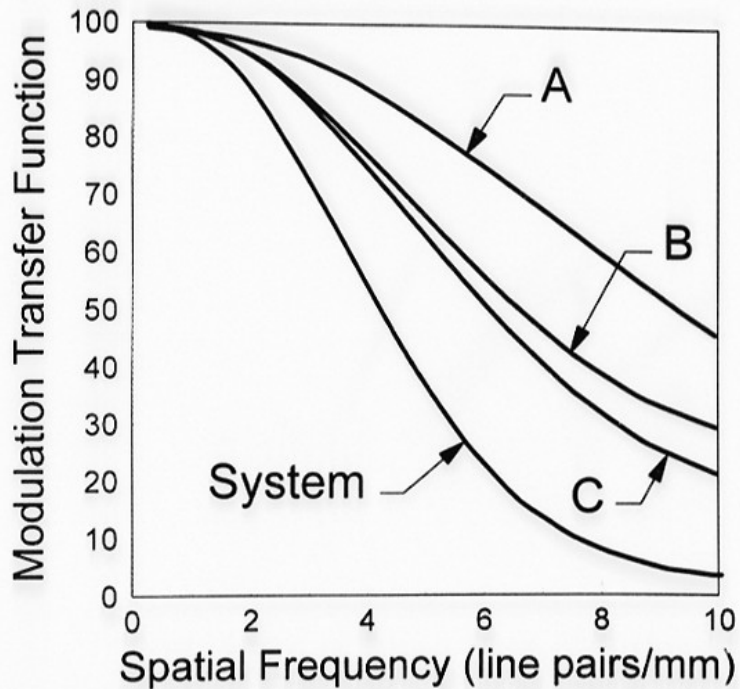
La fréquence spatiale est l'inverse de la taille d'une structure de densité différente de celle de son environnement .

- des **variations brutales de densité** entre des structures voisines de petites tailles correspondent à des **fréquences spatiales élevées** (mire de Funck)
- des **variations douces de densité** entre des zones de grande taille éloignées les unes des autres, correspondent à des **fréquences spatiales basses**



l'aptitude d'un système de détection à reproduire les informations en fonction de la taille des structures examinées est directement représentée par sa **FTM** ; la modulation du contraste est représentée pour chaque fréquence spatiale; si la modulation est $>90\%$, la structure disparaît !!





dans une chaîne de transfert de l'information ,la FTM de chaque élément doit être mesurée ; la FTM résultante est le produit des FTM des constituants .

La valeur minimale est obtenue lorsque les différents composants ont des valeurs proches .

4.2.2 facteurs photographiques

contraste
densité (noircissement)
bruit

contraste

le kilovoltage (kV) est le facteur essentiel du contraste des images ; c'est pourquoi il est le premier élément à déterminer

-un kilovoltage élevé (100 kV) privilégie les interactions (atténuations) de type Compton ; c'est la densité électronique des absorbeurs qui est l'élément essentiel, les tissus mous (Z faible) et les absorbeurs de Z élevé (Ca essentiellement) ont un μ proche.

Le rayonnement diffusé est très important quantitativement ++ ; le contraste est modéré

-un kilovoltage moyen (≤ 70 kV) privilégie les absorptions par effet photoélectrique avec les absorbeurs de Z élevé. Le contraste est maximal (de même que la dose "déposée" au sein du segment corporel examiné !!!) . Le rayonnement diffusé est minime .

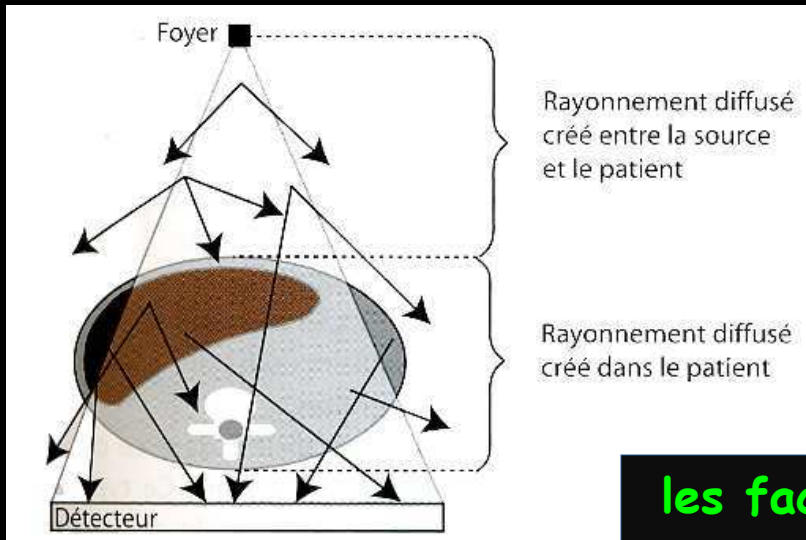


radiographie thoracique
haute tension 110 kV



radiographie thoracique
moyenne tension 75 kV

en haute tension , le rayonnement diffusé représente **50 à 90 % du nombre total de photons sortant du patient** et arrivant sur le détecteur . Ce diffusé est responsable d'une perte de contraste (car il "noie" les images des faibles densités)



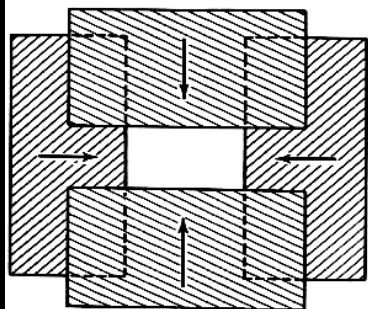
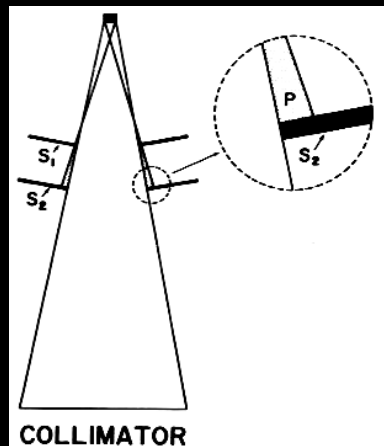
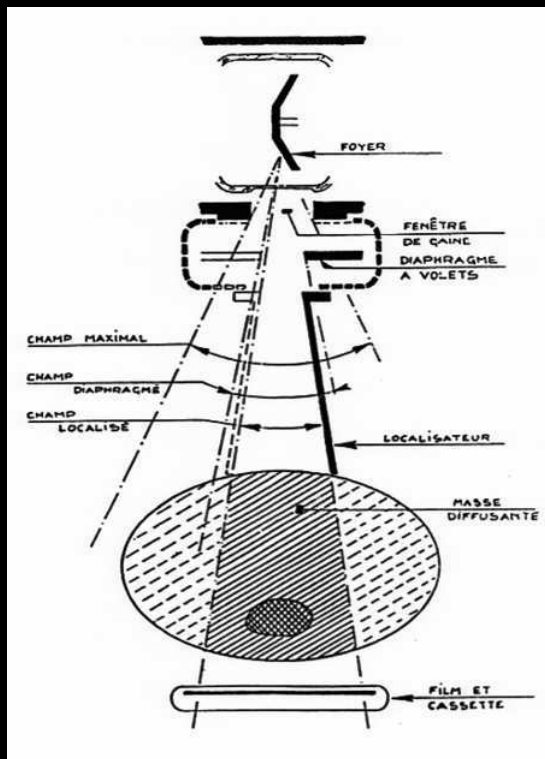
les facteurs déterminant la production du rayonnement diffusé sont :

-le kilovoltage (kVp) et le type d'absorbeur principal (faible Z moyen, tissus mous +++)

-le volume exploré ++++ cad

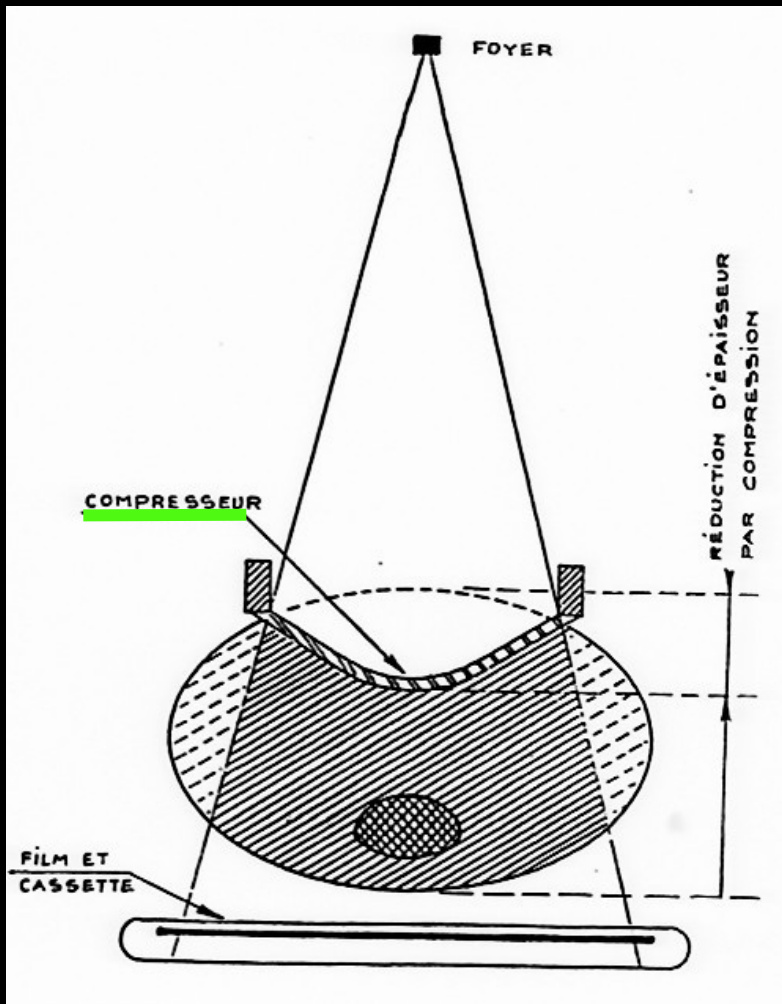
.la surface irradiée (**collimation du faisceau +++**)

.l'épaisseur du segment corporel examiné (**compression +++**)



collimation par
diaphragme à
volets plombés

matérialisée par
le faisceau
lumineux projeté
et le laser de
centrage



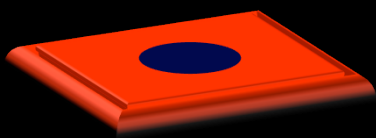
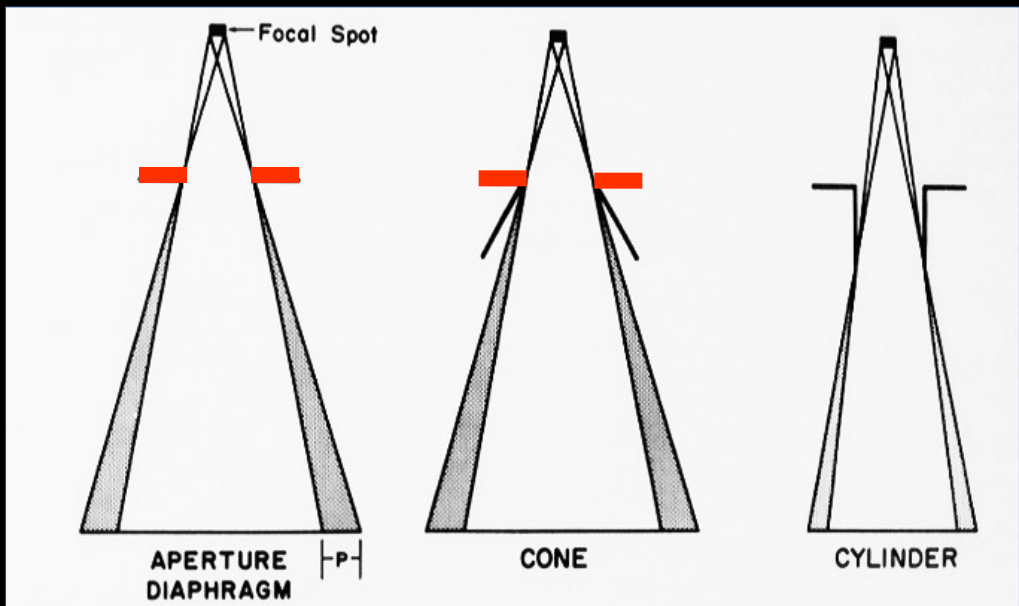
La compression abdominale **réduit l'épaisseur du segment corporel** (et contribue à la contention) ; elle homogénéise cette épaisseur +++

vessie pneumatique ("ballon gonflable")



palpateur-séparateur de Holtzknecht-Jacobson.

sangle de contention (et de compression abdominale !!!!)



collimation par **cônes et diaphragmes** , c'est le diamètre de l'orifice de l'embase qui est l'agent de collimation

2. il faut ensuite limiter la quantité de rayonnement diffusé parvenant au détecteur

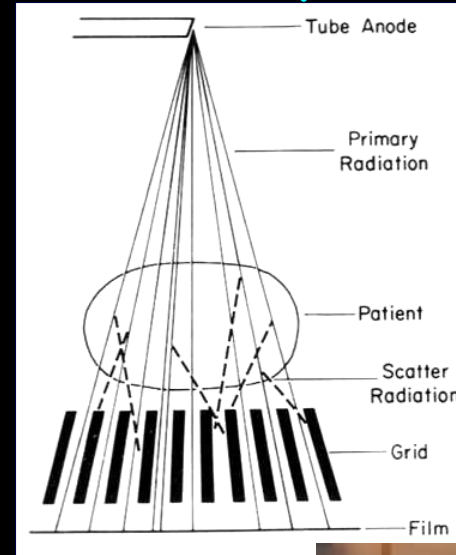
2 techniques

- grilles "anti diffusantes" ou plutôt "anti-diffusé" !

- technique de l' "air gap"

contrairement aux techniques précédentes qui contribuaient à la limitation des doses d'exposition des patients , ces techniques ont un prix à payer sur le plan de l'irradiation .

c'est leur rôle majeur dans l'amélioration de la qualité de l'image : amélioration du contraste qui permet une visualisation beaucoup plus précise des petites structures à faible contraste propre, qui justifie leur emploi



Rapport de grille : 4:1 ou 5:1
 Grilles mobiles
 30 / 50 paires de lames au cm
 Focalisation

$R = \frac{h}{D}$

Augmentation qualité image 30 / 50 %
 Dose X 2 à 2.7

le rapport de grille donne:

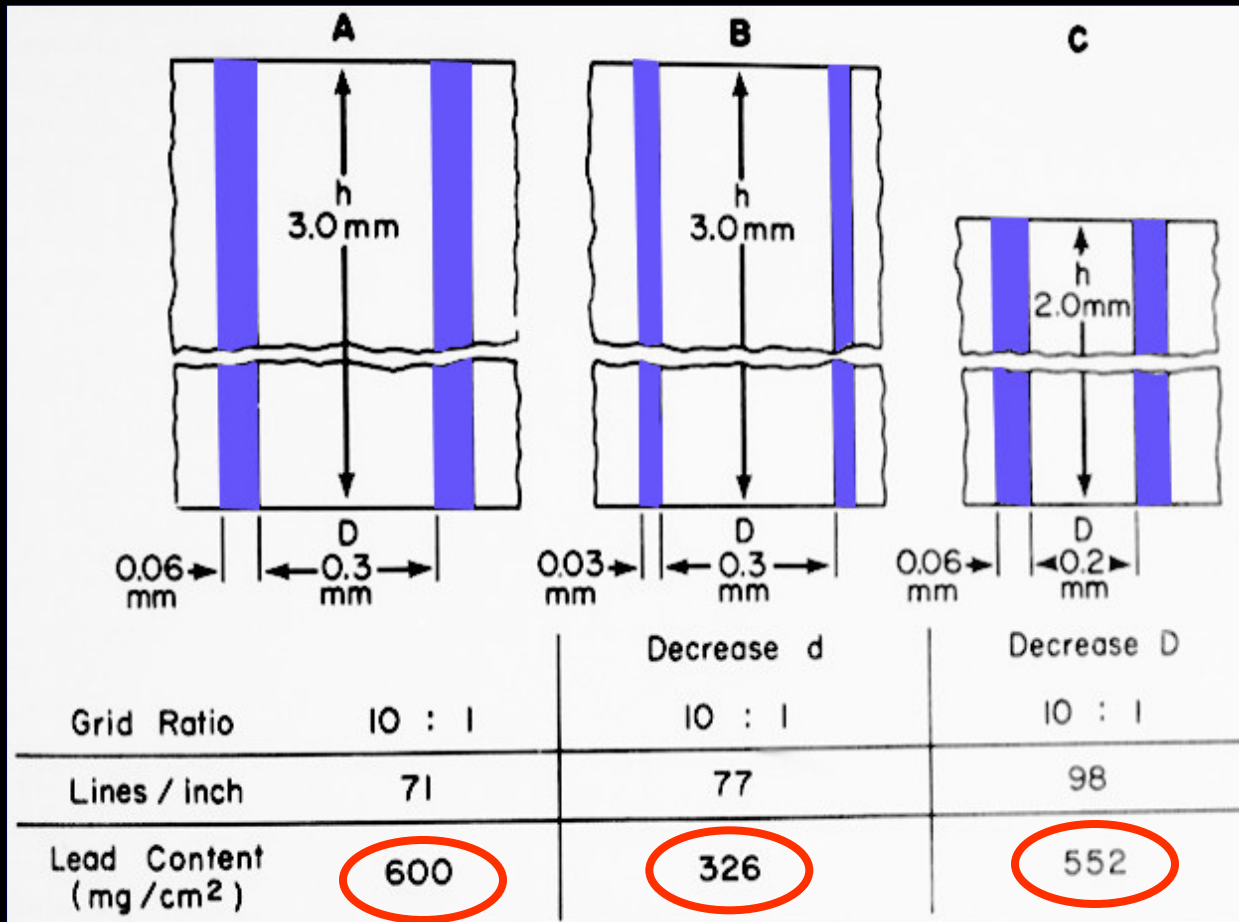
- une idée du niveau de performance de la grille pour l'amélioration du contraste

- un indice de la tolérance de la grille aux erreurs de distance focale

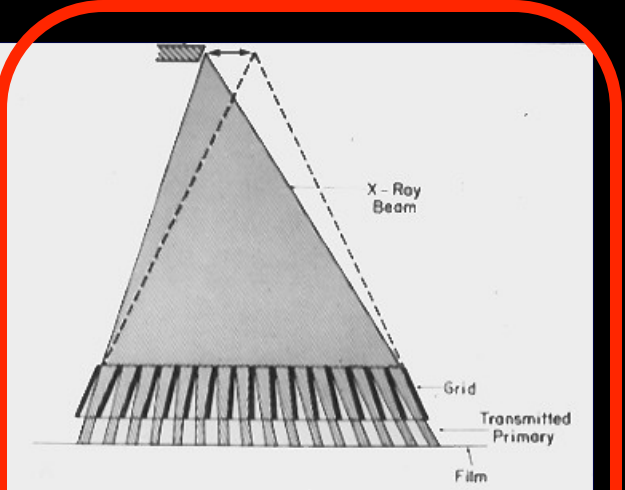
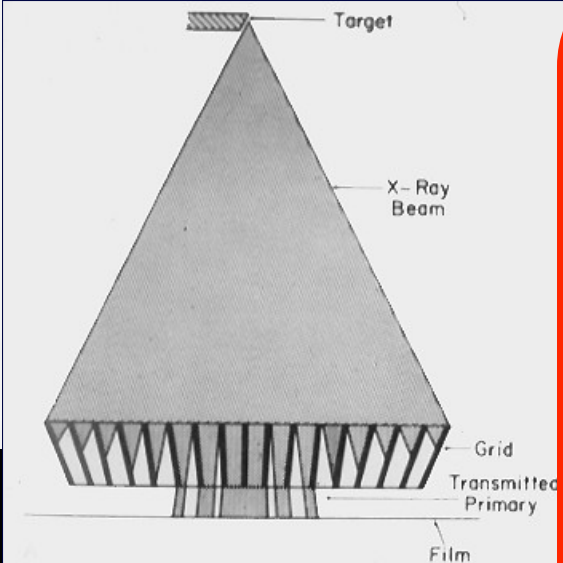
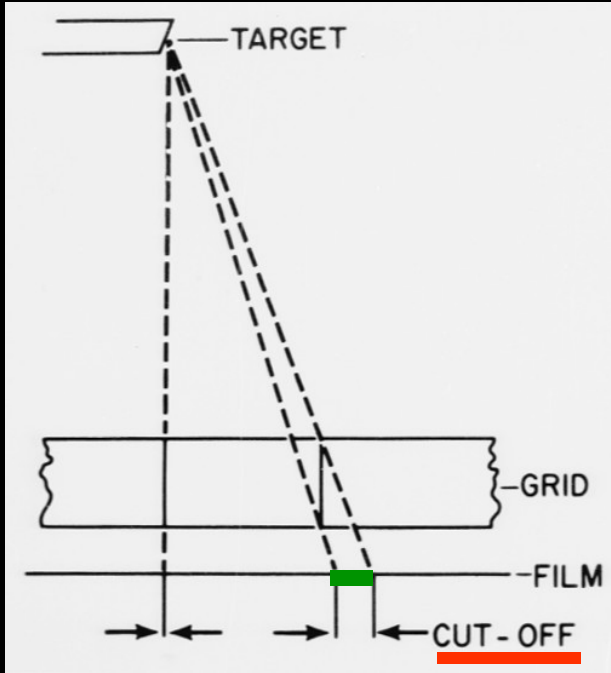
le nombre de lames/unité de longueur de la grille (pouces ou cm) détermine la visibilité de l'image de la grille sur les clichés

$r = \frac{h}{D} = \frac{2.0}{0.25} = 8$

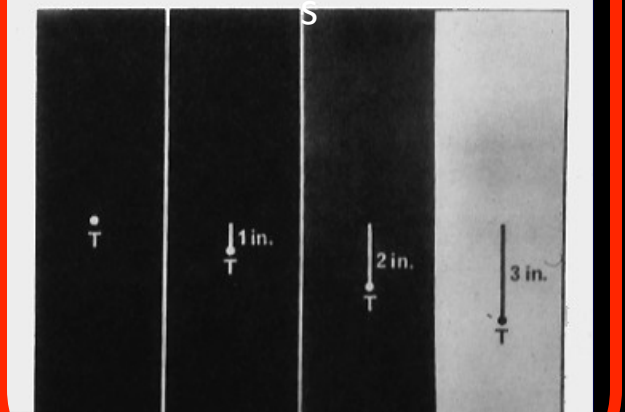
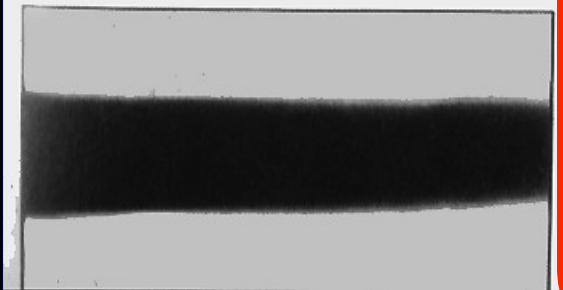
r - GRID RATIO
 h - HEIGHT OF LEAD STRIPS
 D - DISTANCE BETWEEN LEAD STRIPS

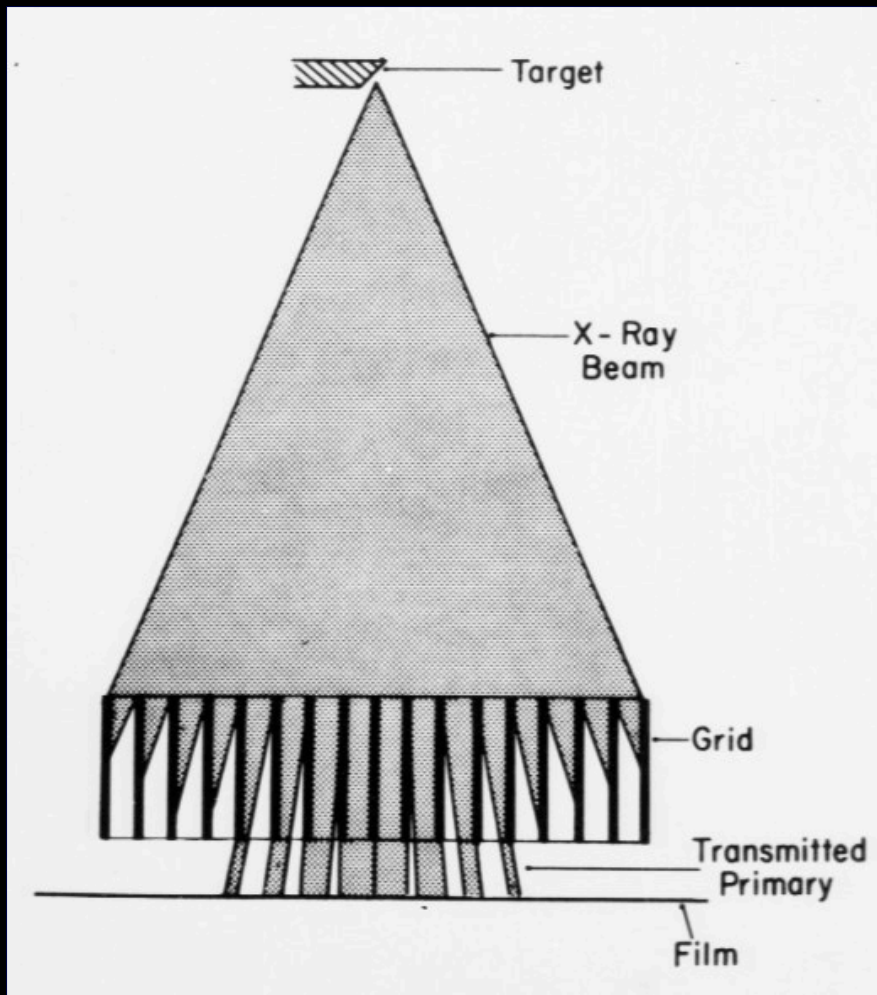


relations rapport de grille - nombre de lames au pouce
et contenu en plomb de la grille

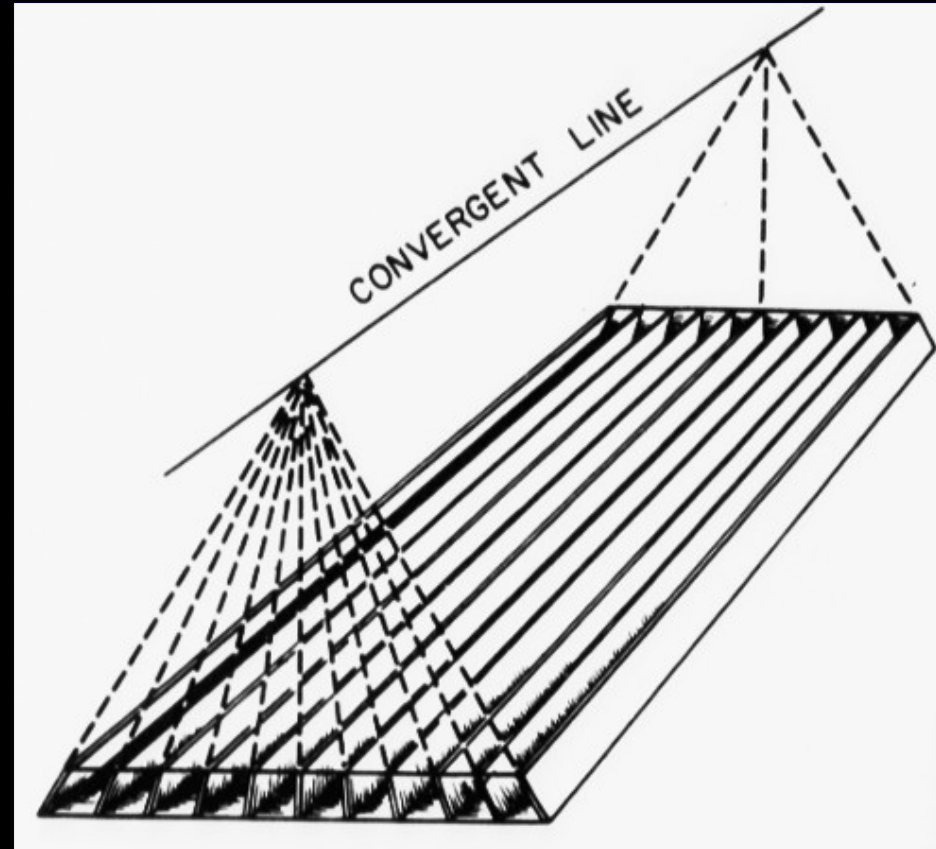


l' ombre de grille

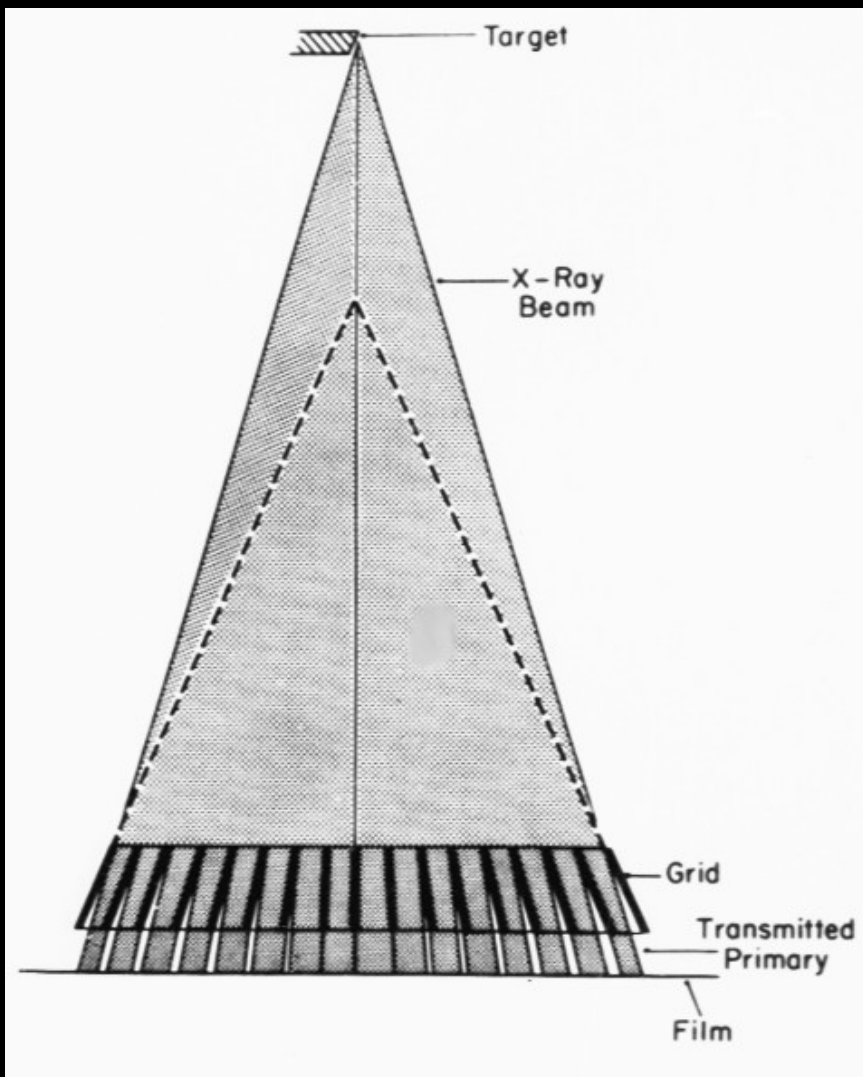




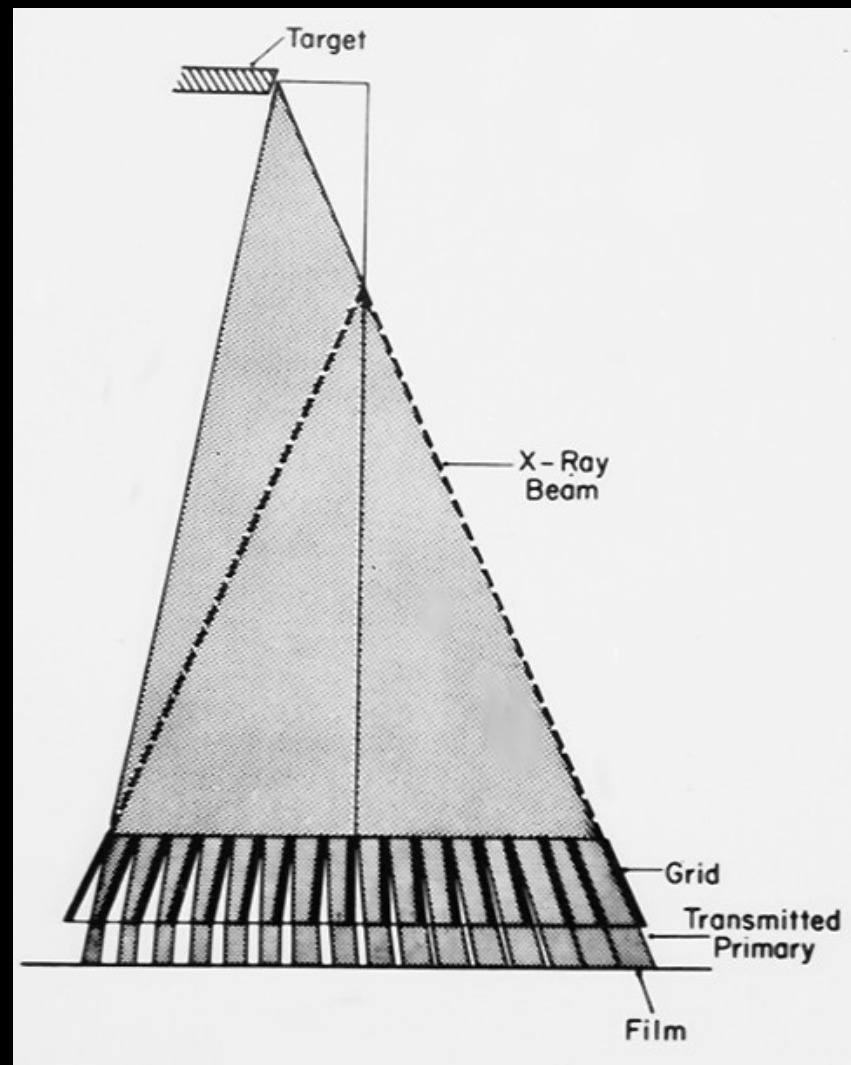
grille à lames parallèles



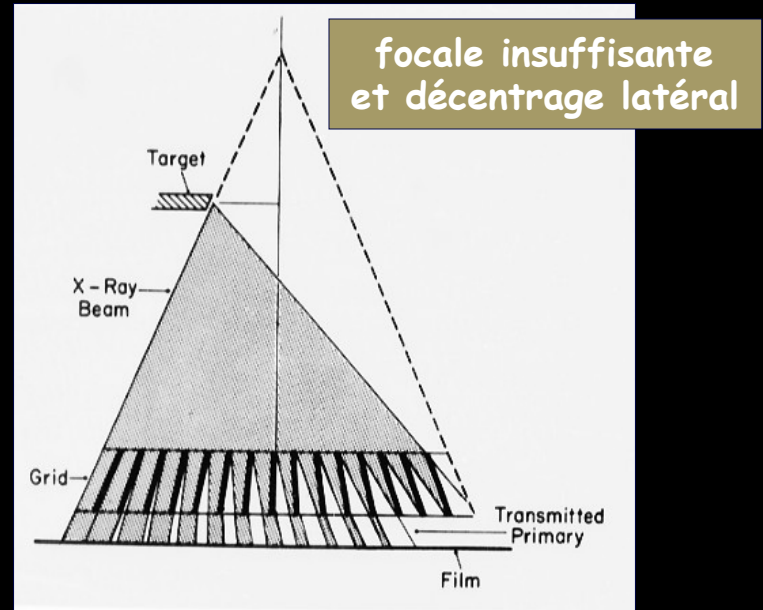
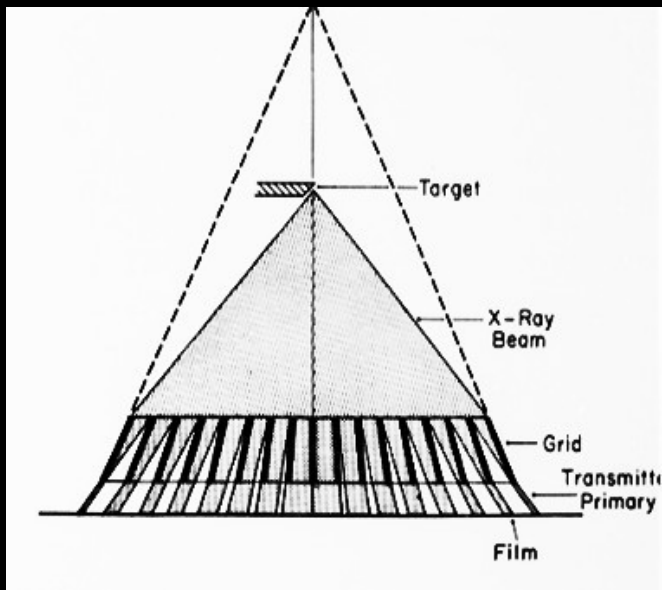
grille focalisée



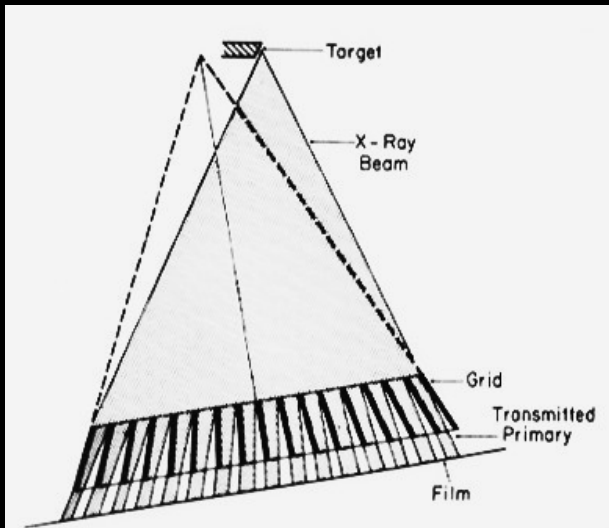
focale
excessive



focale excessive+ décentrage
latéral : héli poumon clair " faux
Janus' "



focale insuffisante

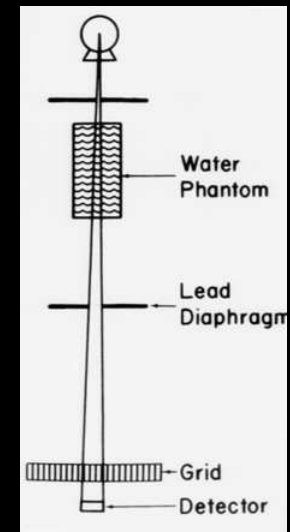


focale correcte et grille non orthogonale

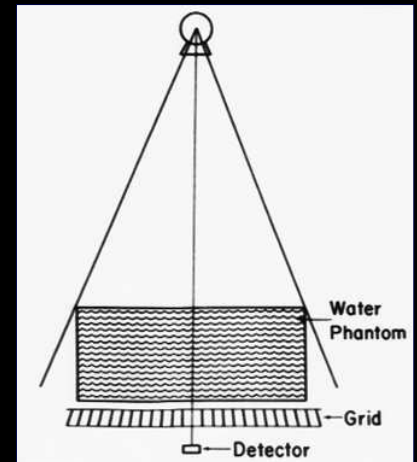
corps étranger inhalé à droite en fonction du contexte clinique et auscultatoire
 Sous exposition manifeste de l'hémi thorax gauche : parties molles +++++

évaluation des performances d'une grille

- le rôle d'une grille est **d'améliorer le contraste** des images
- Le '' prix à payer'' est l'accroissement de l'irradiation du patient et de la **charge thermique du tube** pour compenser la limitation de la participation du rayonnement diffusé à la constitution de l'image et l'**absorption du rayonnement primaire par les lames de la grille**
- le **taux de transmission du rayonnement primaire** mesure la fraction de rayonnement primaire absorbé par la grille (60 à 70%)
- le **facteur Bucky** mesure l'accroissement de l'irradiation nécessaire pour compenser la mise en place de la grille (3 à 6!!!)
- le **facteur d'amélioration du contraste** (2 à 3) est directement corrélé au contenu en plomb de la grille

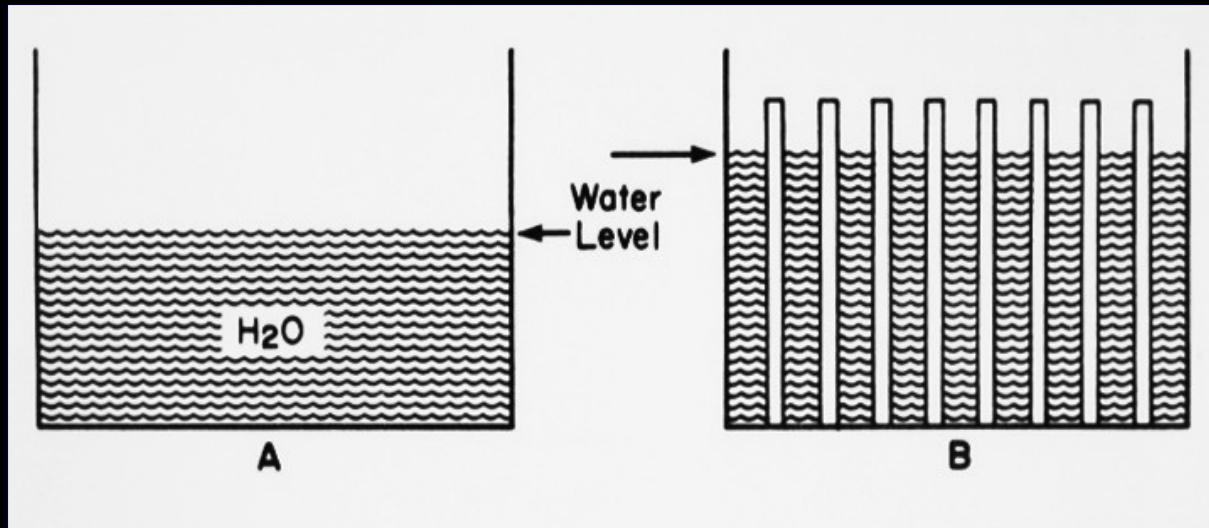


calcul et mesure du taux de transmission du rayonnement primaire



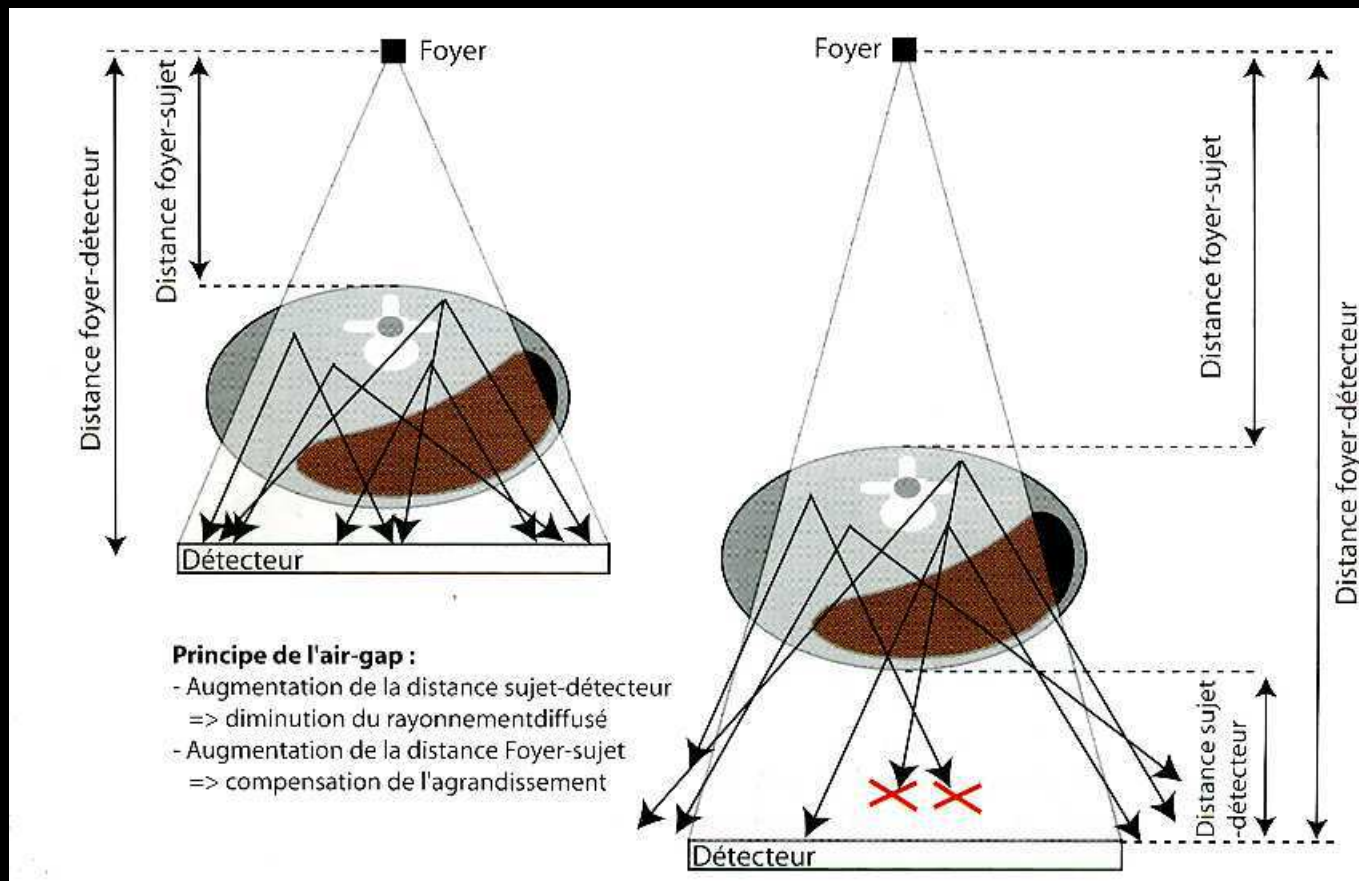
mesure du facteur Bucky

Grille mobile (système de Potter-Bucky) et grilles fixes



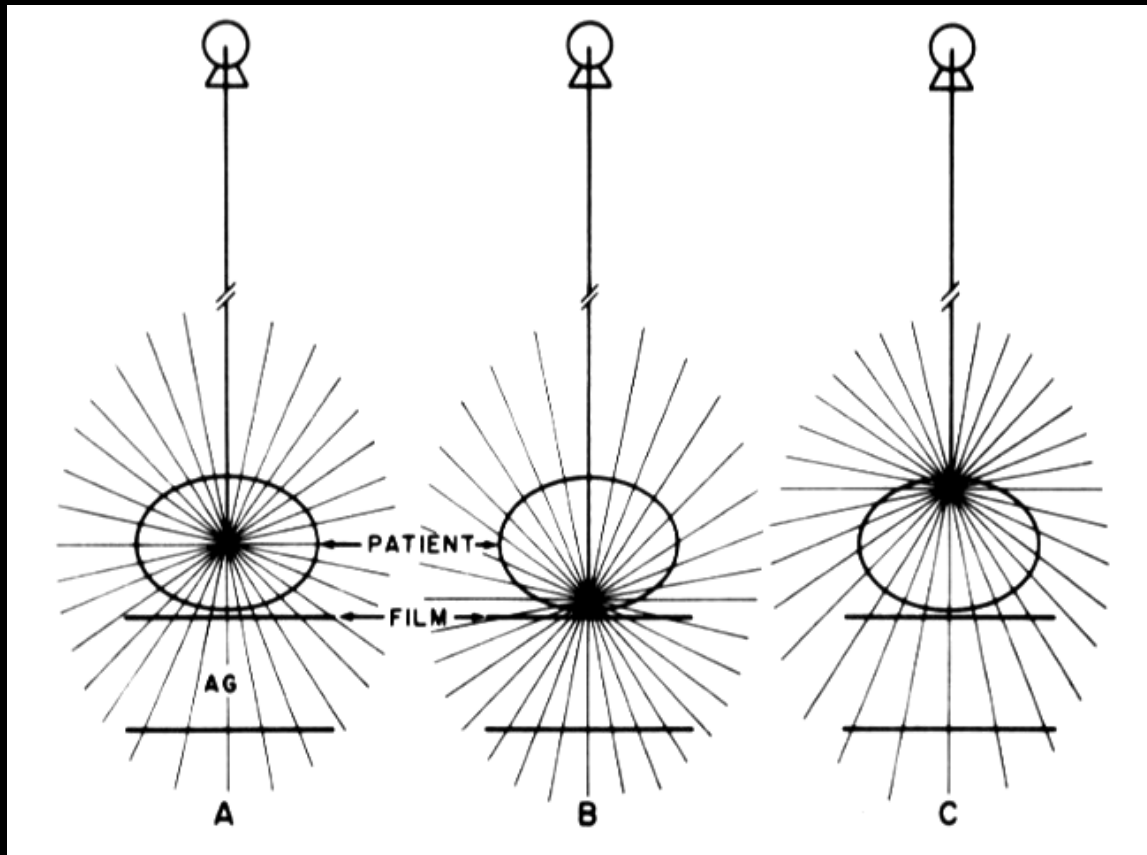
les grilles "classiques" comportent un relativement faible nombre de lames assez épaisses / unité de longueur. De ce fait les lames sont visibles sur les films qui sont "tramés". Pour éviter ce tramage, le système de Potter-Bucky (ressort permettant d'animer la grille d'un mouvement de va et vient pendant l'exposition) empêche que les lames soient visibles sur les clichés

Les grilles **très fines** (mammo :30 à 50 lames par cm) permettent de **supprimer le système vibrant**, source d'artefacts cinétiques



l'air gap joue un rôle identique à celui de la grille : amélioration du contraste par élimination d'une fraction suffisante du rayonnement diffusé .

dans les techniques de radiographie en agrandissement , l'éloignement du système de détection crée un air gap ; en pareil cas il ne faut évidemment pas garder la grille qui est inutile et augmente l'exposition nécessaire



dans la technique de l'air gap, la qualité de l'élimination des photons diffusés dépend du lieu de leur émission ; elle est plus importante pour les photons diffusés à partir des régions antérieures que pour ceux qui sont issus des plans postérieurs

b-densité (« noircissement » du film)

la densité photographique est déterminée par le **produit mA x t en mAs** pour un kilovoltage donné

elle dépend de la **sensibilité du système de détection**

c-bruit

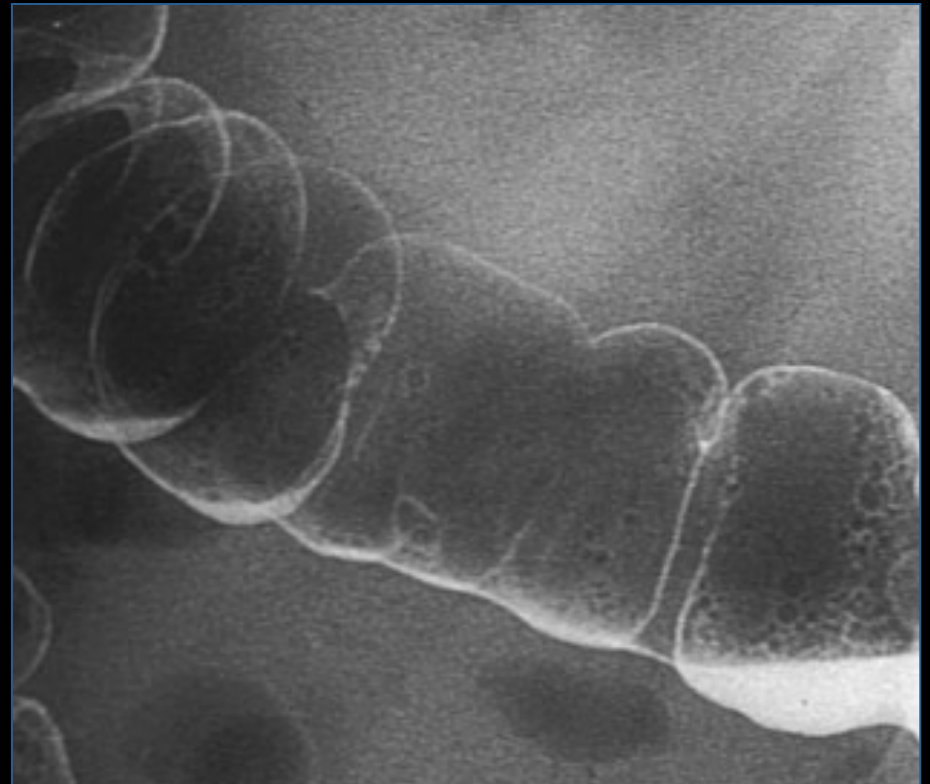
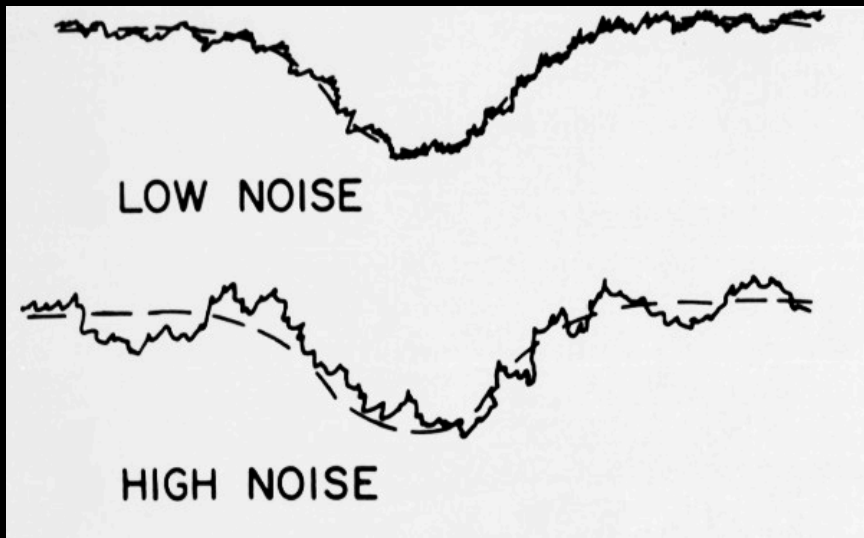
la source essentielle du bruit en radiographie conventionnelle (comme en radiographie numérique) est le **bruit quantique** .

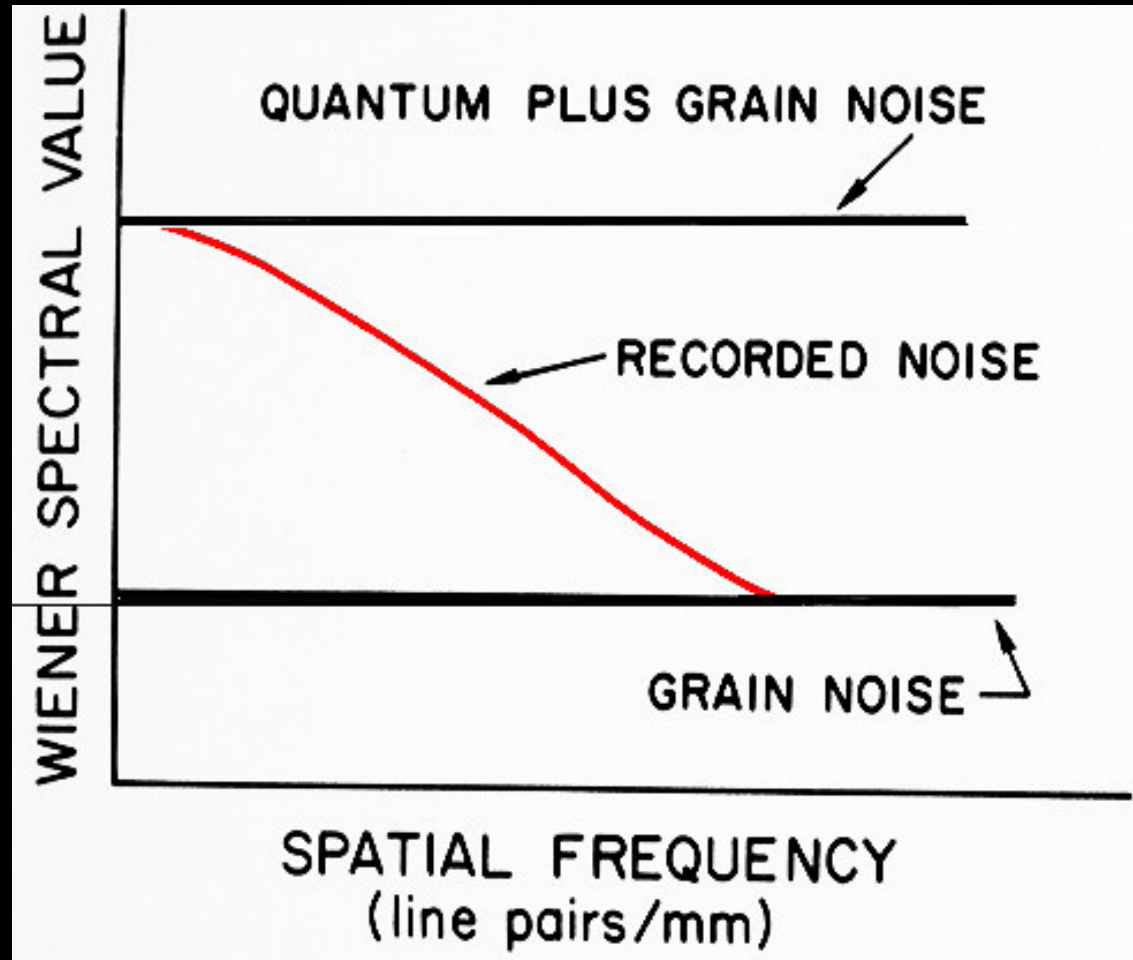
les autres causes de bruit sont

- le **grain des écrans renforçateurs** lié à la taille des cristaux , donc maximal avec les écrans rapides
- le **grain de l'émulsion** du film radiographique

"bruit" de l'image radiographique

le bruit se traduit par un " grain " visible sur l'image radiographique observée à la loupe ; il peut être mesuré au micro densitomètre





le **bruit quantique** n'est qu'une information de **fréquence spatiale élevée** ; sa visibilité dépend donc de la **qualité du détecteur** pour ce type d'information

les seules façons de **diminuer le niveau de bruit quantique** consistent à **augmenter le nombre de photons X utilisés** pour créer l'information ; c'est à dire :

augmenter le débit de photons du tube radiogène donc
augmenter les mAs

diminuer la sensibilité du détecteur pour obliger à
augmenter le nombre de photons utilisés

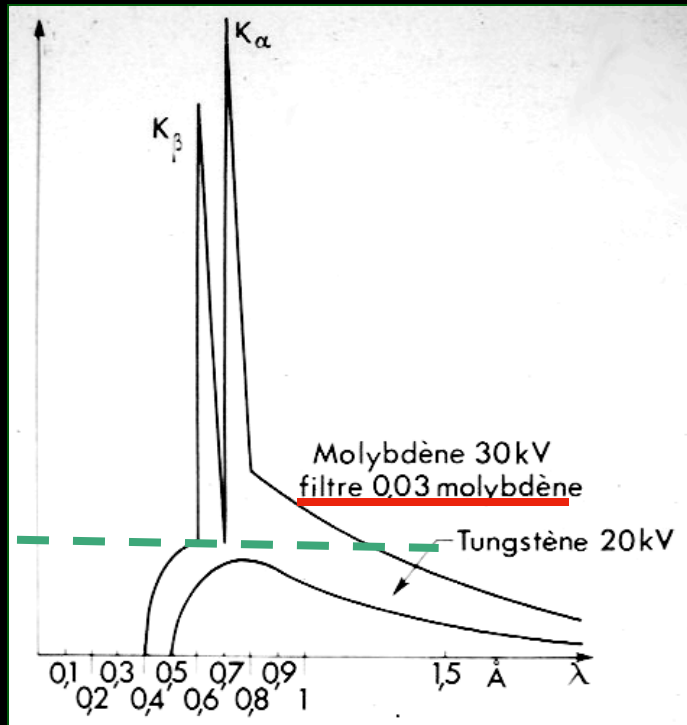
dans les 2 cas , on augmente :

- . la dose délivrée au patient (et au personnel dans la salle)
- . la charge thermique du tube radiogène

en radiologie röntgenienne (graphie , scopie télévisée , scanner), **la qualité d'image** (niveau de bruit visible conditionnant la résolution en densité) **est directement liée à la dose !!!**

Les mammographie

anodes en molybdène Mo et W-Rh (mammographie)

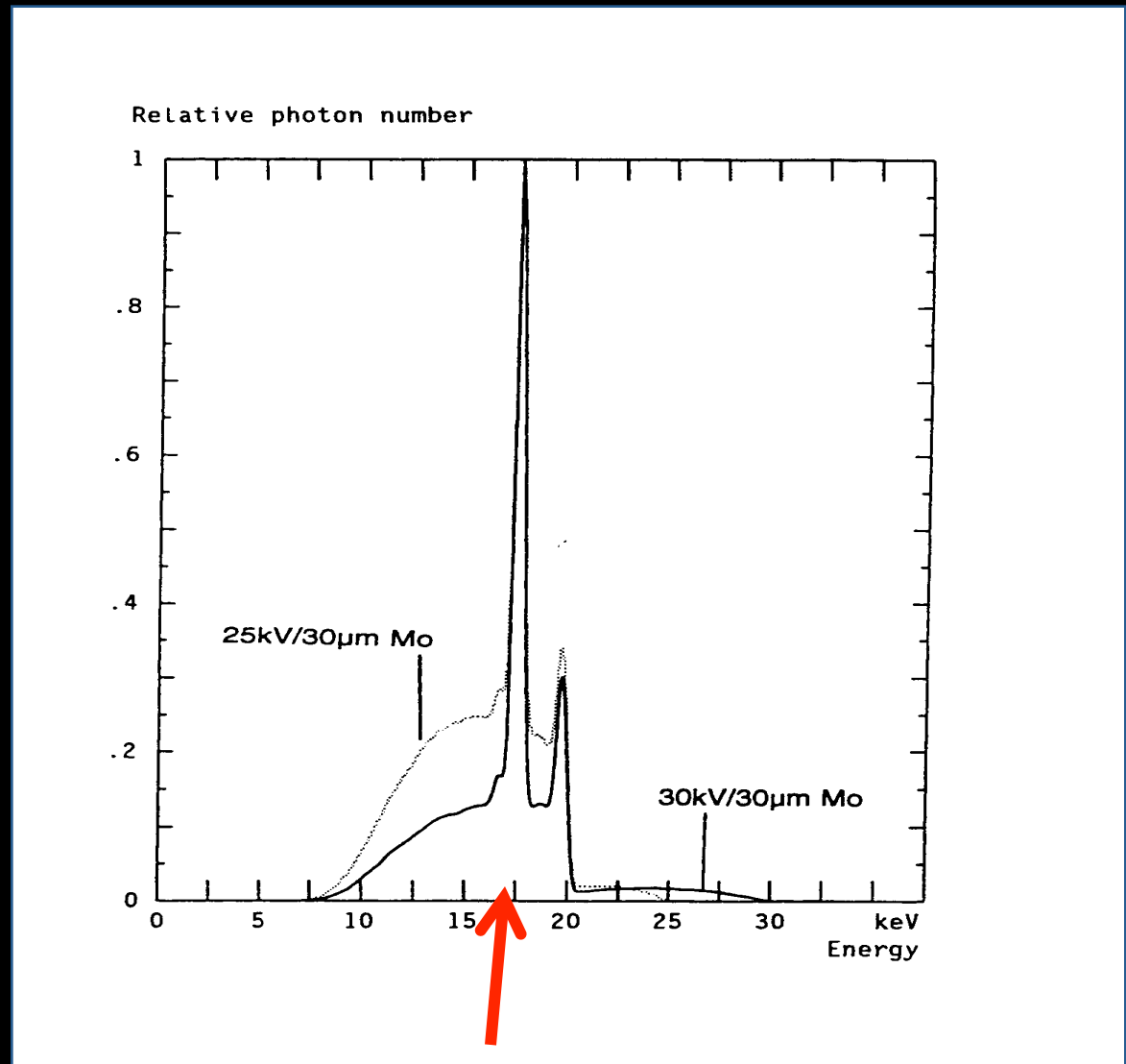


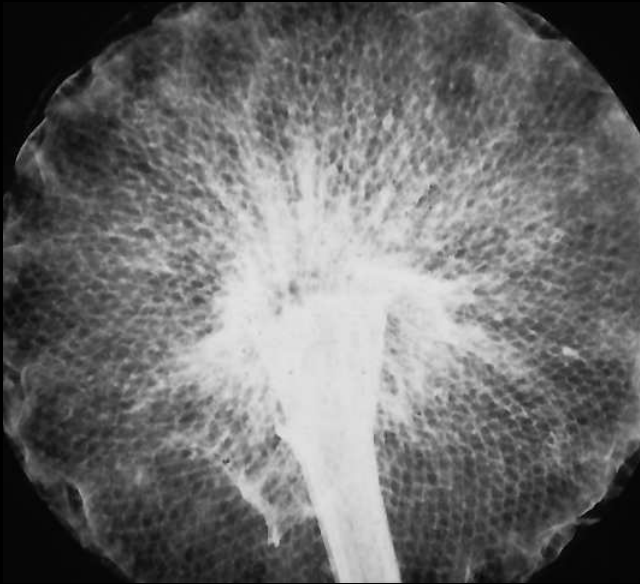
rayonnement caractéristique du molybdène utilisé **isolément** grâce à une filtration du rayonnement de freinage par filtre de **0,03mm** d'épaisseur de **molybdène**

rayonnement " **monochromatique** "
 2 raies **19,7 et 17,3 keV**

contraste maximal pour structures de faible épaisseur : mammo

rendement maximum à 28 kV de DDP





tube W/Mo
28 kV anode Mo
filtre Mo 0.03mm

applications extra mammaires :

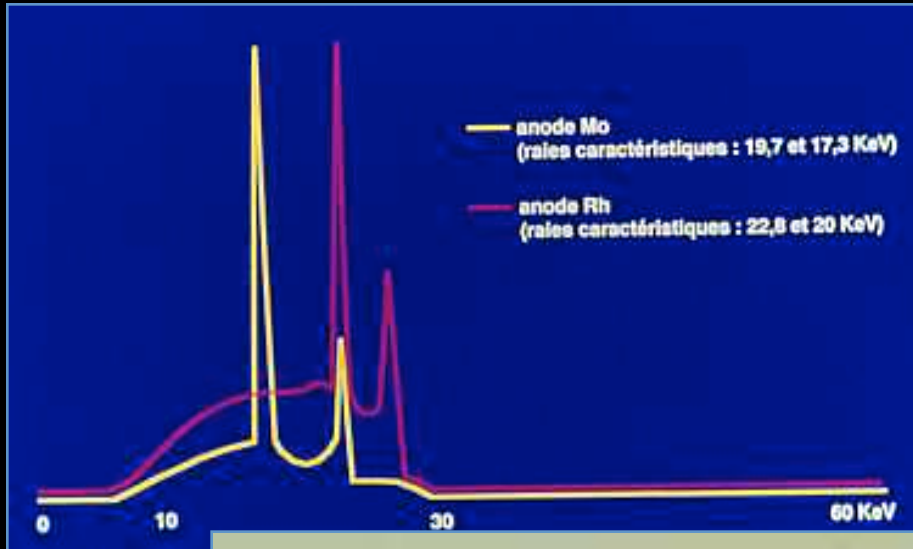
pièces anatomiques

diagnostic de l'hyperparathyroïdie
essentiellement secondaire (IRC) ;P1 et
P2 des 2 et 3^{ème} doigts



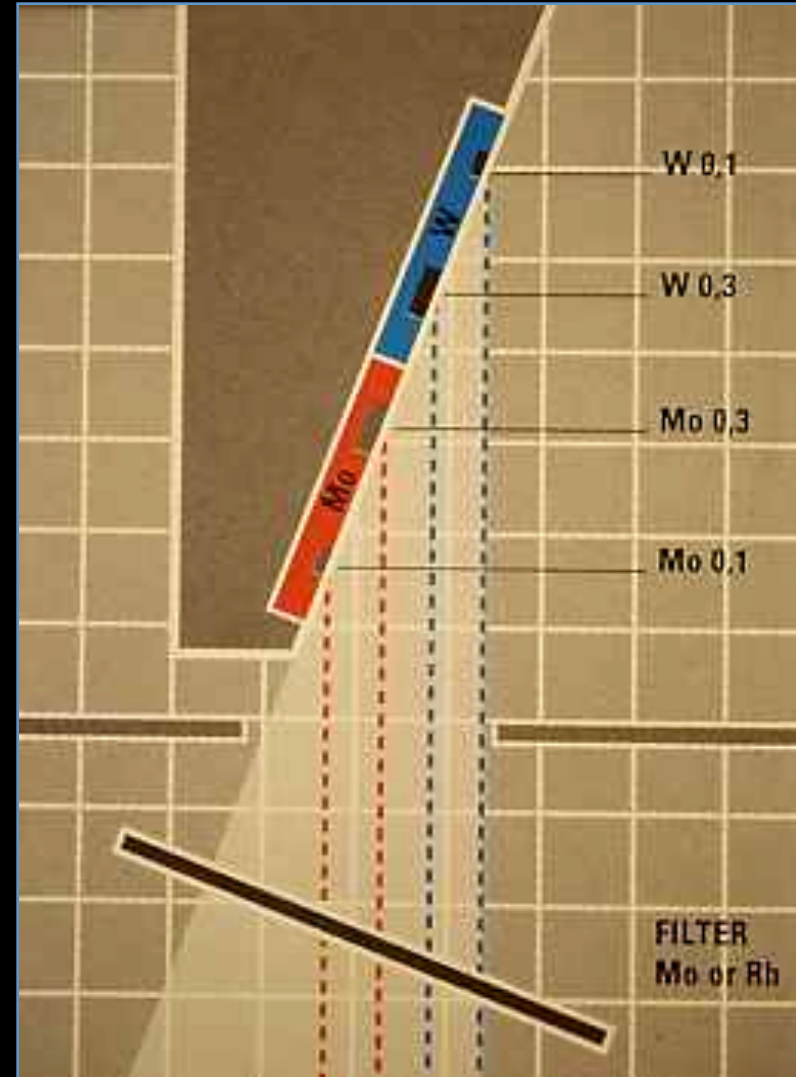
rhodium et tungstène

(dopés avec d'autres métaux : vanadium...)

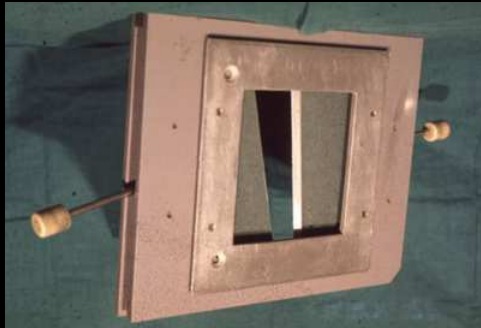


Detailed description: A portion of the periodic table is shown, highlighting the elements Molybdenum (Mo) and Rhodium (Rh). Mo is highlighted in yellow and Rh is highlighted in pink. The elements shown include Ti, V, Cr, Mn, Fe, Co, Ni, Cu, Zn, Nb, Mo, Ru, Rh, Pd, Ag, Cd, Pt, Au, and Hg.

Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn
Zr	Nb	Mo	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	
Hf	Ta	W	Re	Os	Pt	Au	Hg	



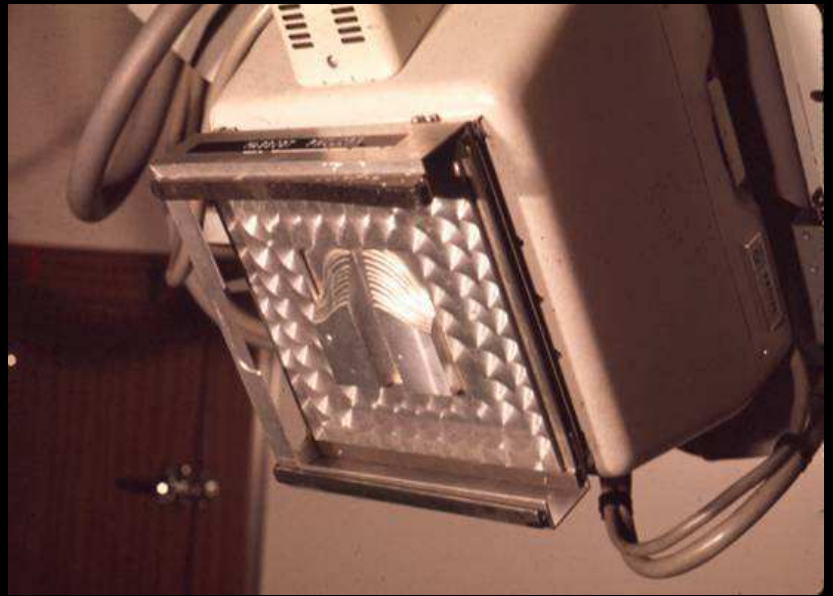
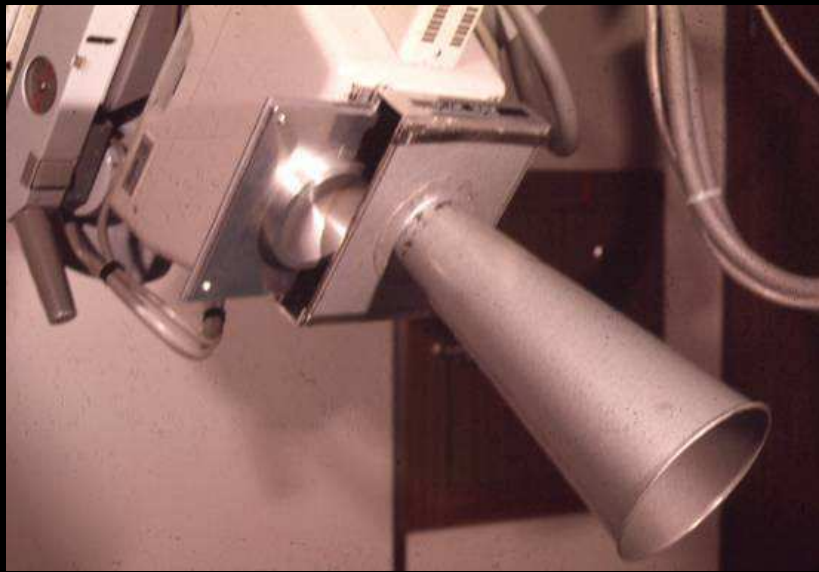
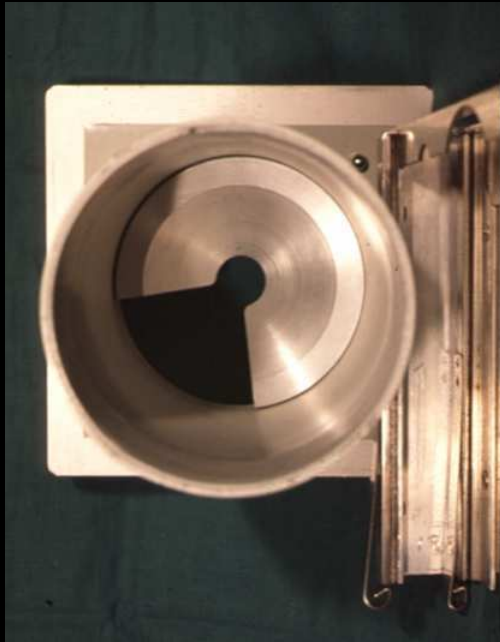
Les filtres "compensateurs" en radiographie

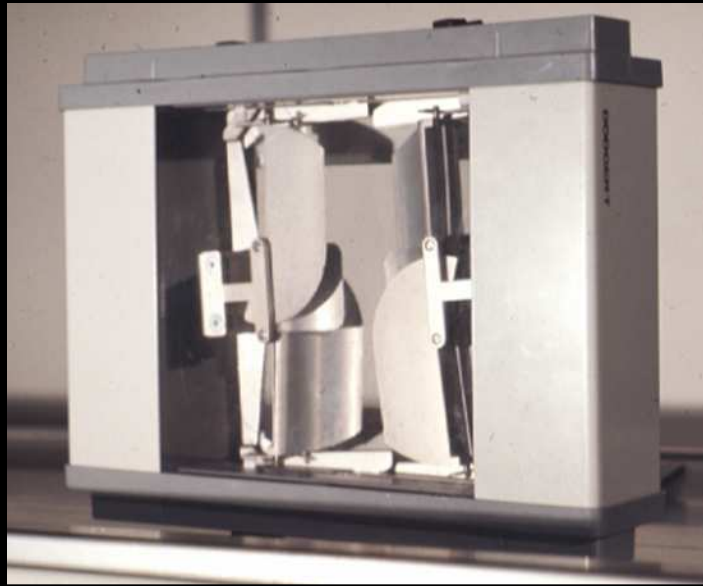


ils permettent la modulation du faisceau incident pour l'adapter aux variations d'épaisseur et/ou de densité des différentes régions du segment corporel examiné

- atténuation des zones périphériques
- "durcissement" de la région centrale

ils nécessitent toujours une augmentation de l'exposition.



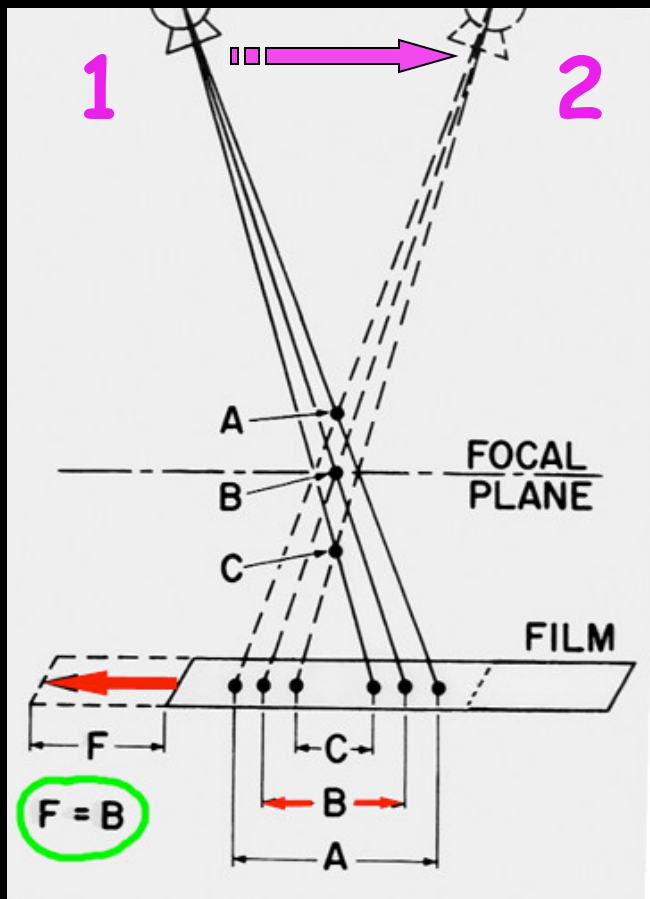


filtre Dodger "multi-usage"

La tomographie conventionnelle

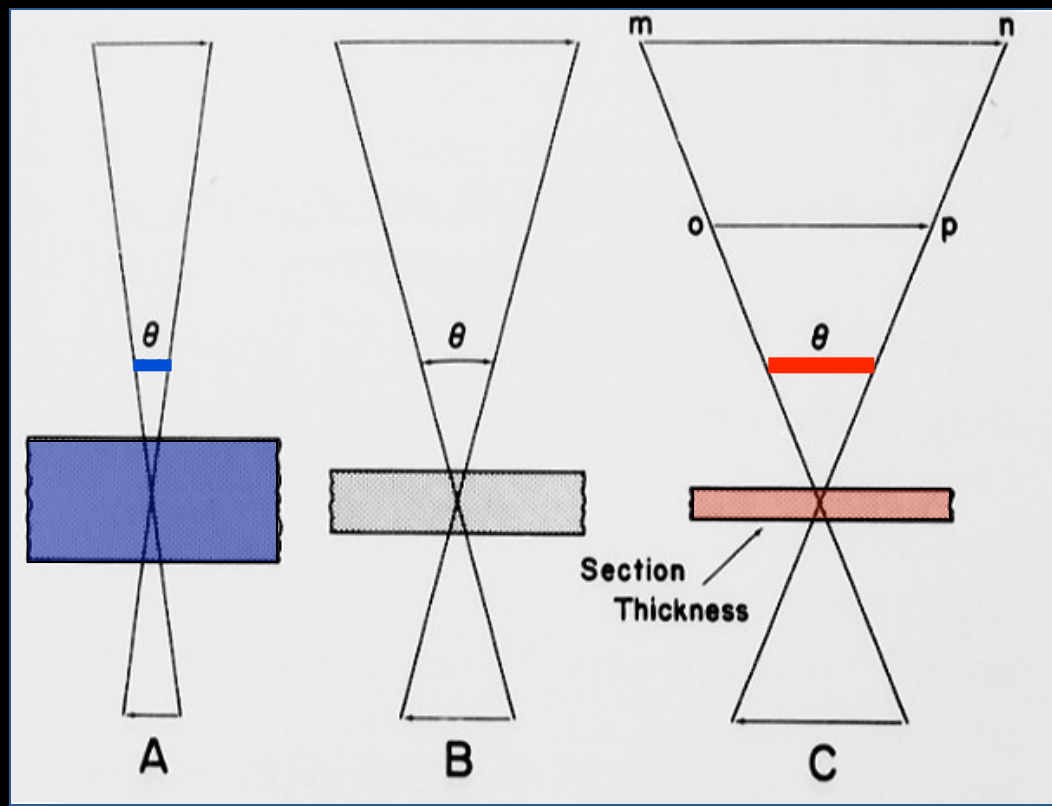
technique de réalisation d'images en coupe par effacement des images des structures situées en dehors de l'épaisseur de la coupe

la tomosynthèse sur capteur plan, bien que différente, a un champ d'application potentiel du même type



Principe : déplacer 2 des 3 éléments du tryptique : **foyer - plan de coupe - film** d'un mouvement **homothétique, synchrone**, dans un système dont le 3^{ème} élément constitue le **centre d'homothétie**

Pour tous les plans en dehors de B, la projection sur le film se fera sur **une trace** dont la **longueur est d'autant plus grande** que le plan considéré sera distant de B

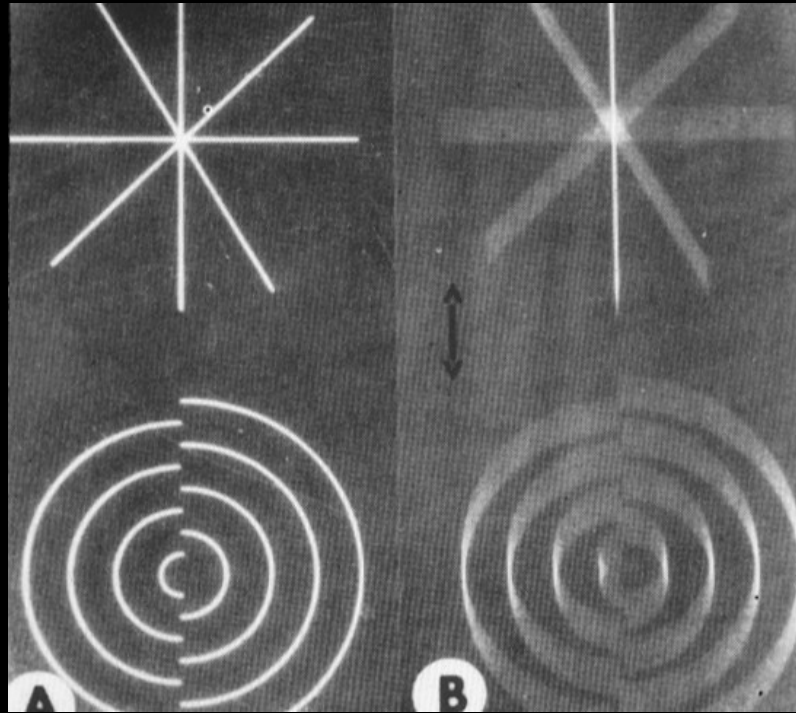


L'épaisseur de coupe correspond à l'ensemble des plans dont la projection sur le film se fera avec une trace dont la longueur est inférieure au "flou maximum admissible" soit ~ 2 mm

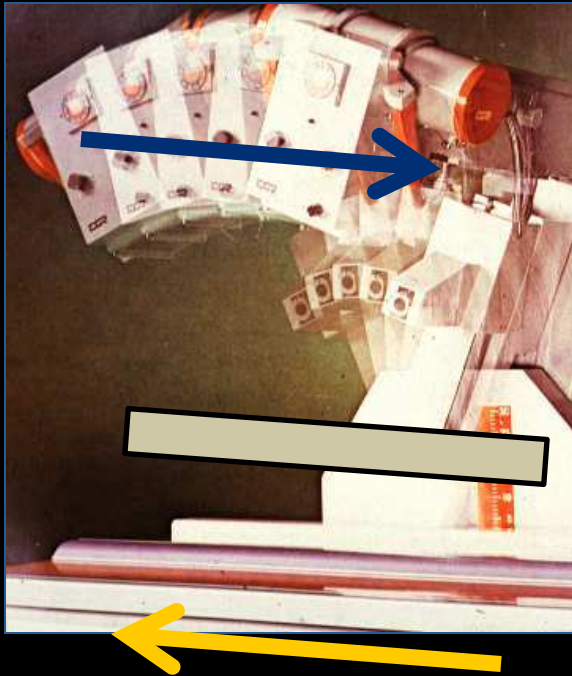
Elle est déterminée par l'angle de coupe :

angle faible $< 10^\circ$ coupe épaisse = zonographie (tomographie d'effacement)

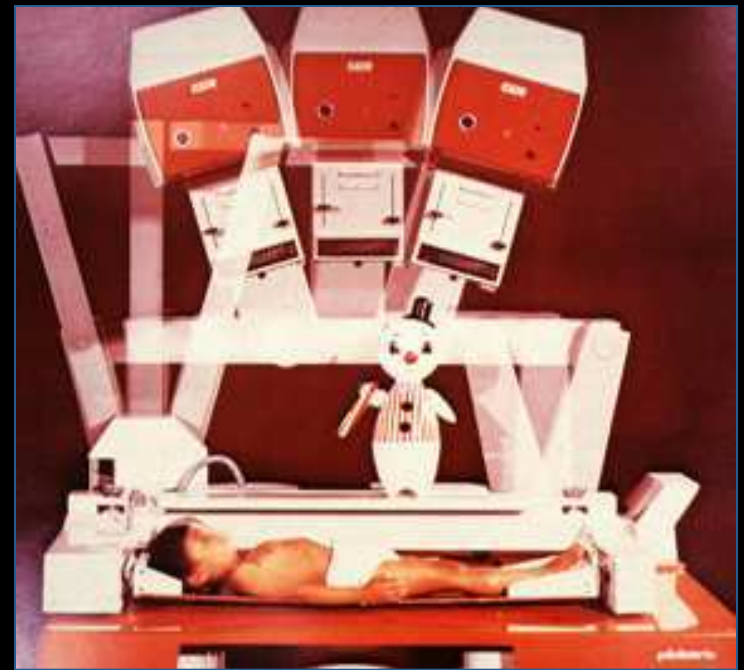
angle important $> 30^\circ$ coupe mince (tomographie d'analyse)



La qualité de l'effacement dépend de l'orientation de la structure par rapport à la direction du balayage ; elle est **maximale pour un structure perpendiculaire à la direction du balayage**

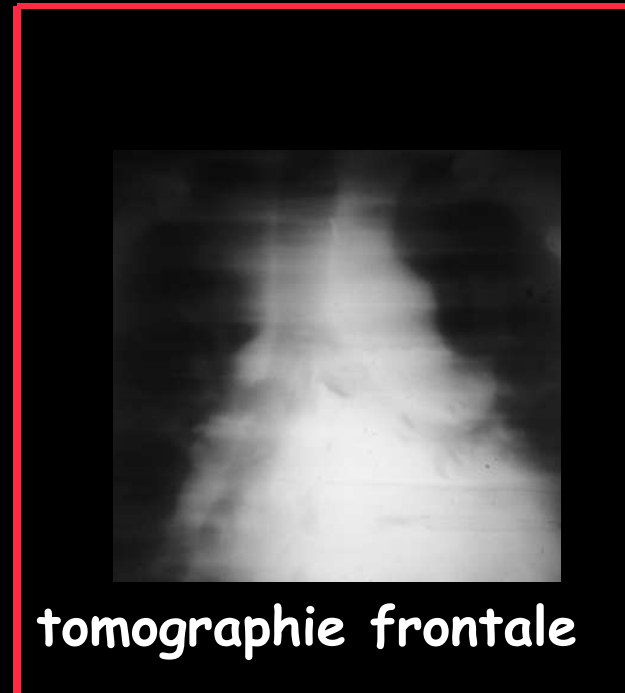
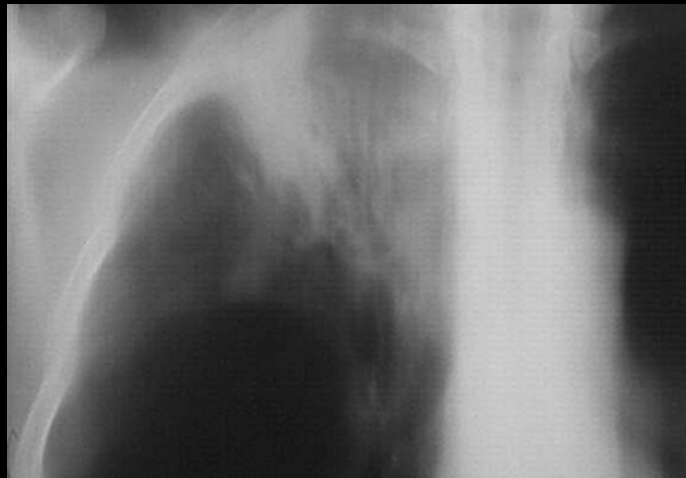
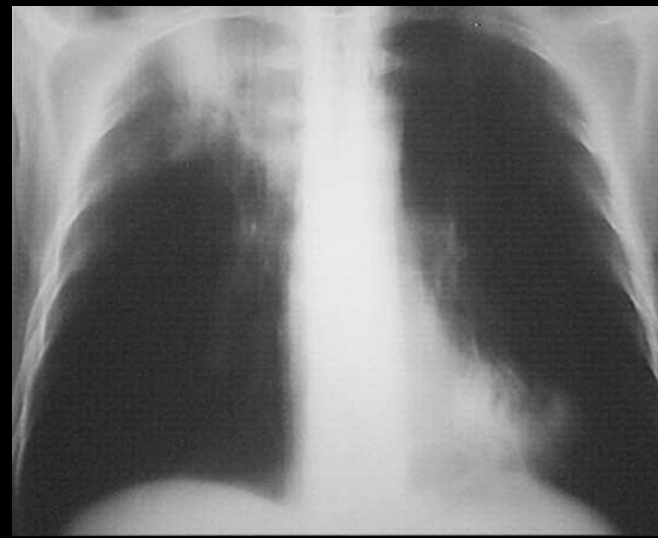
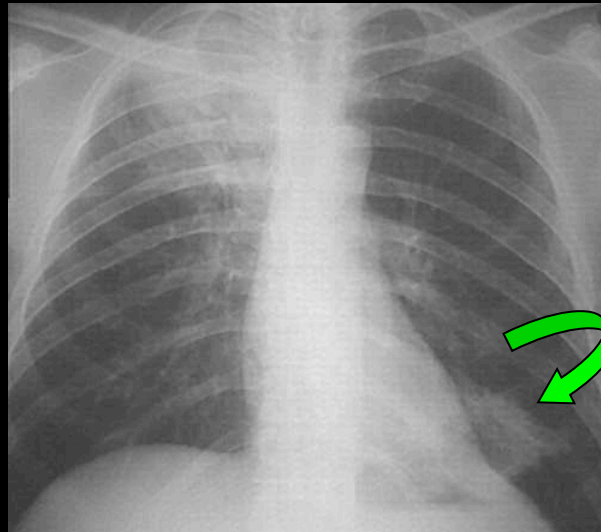
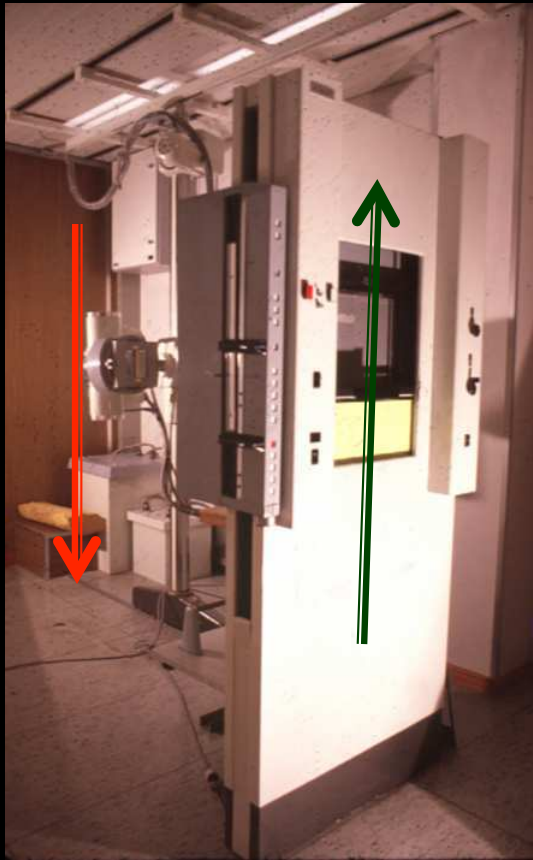


tube et film mobiles ; patient fixe



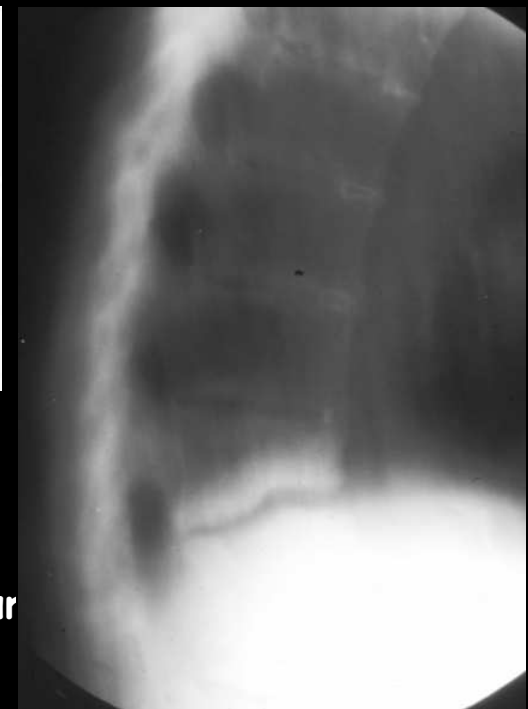
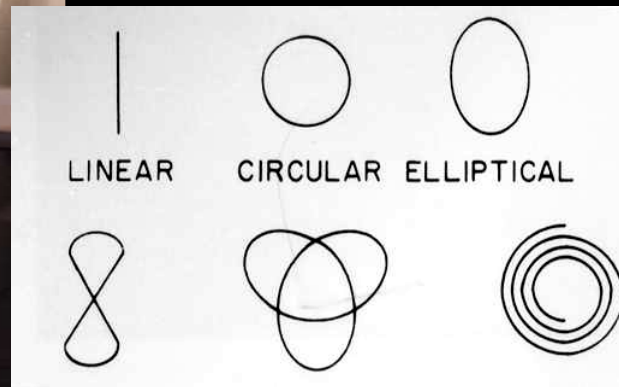
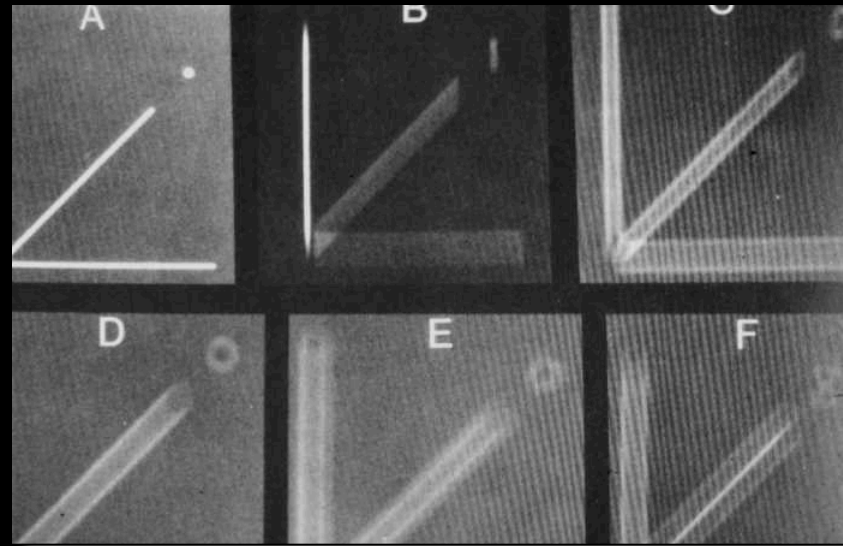
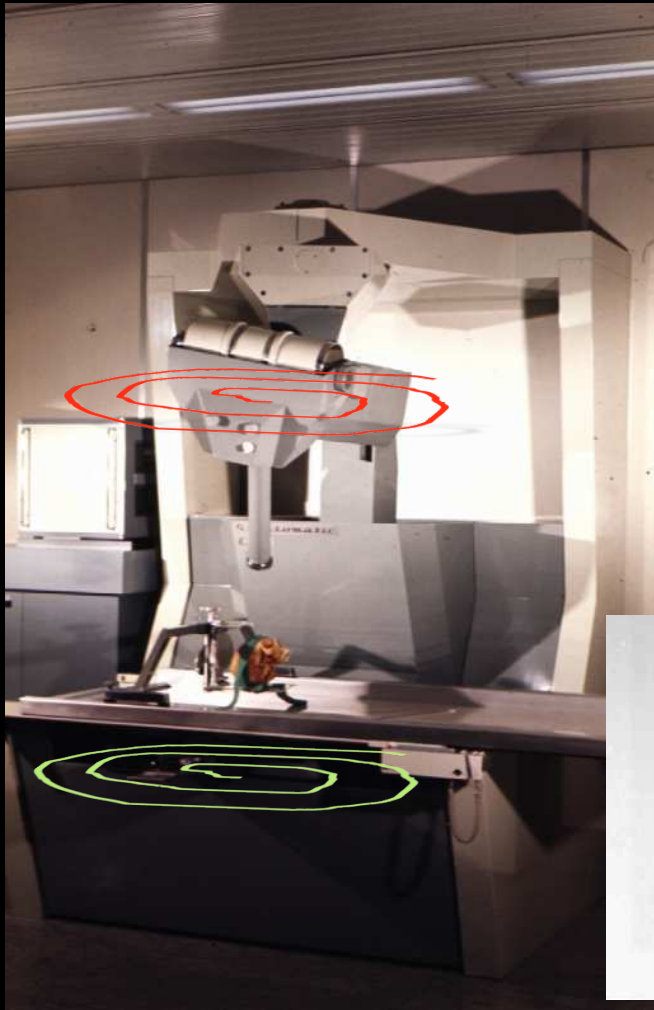
tube et patient mobiles ; film fixe

tables télécommandées multi-usages avec tomographie à trajectoire linéaire



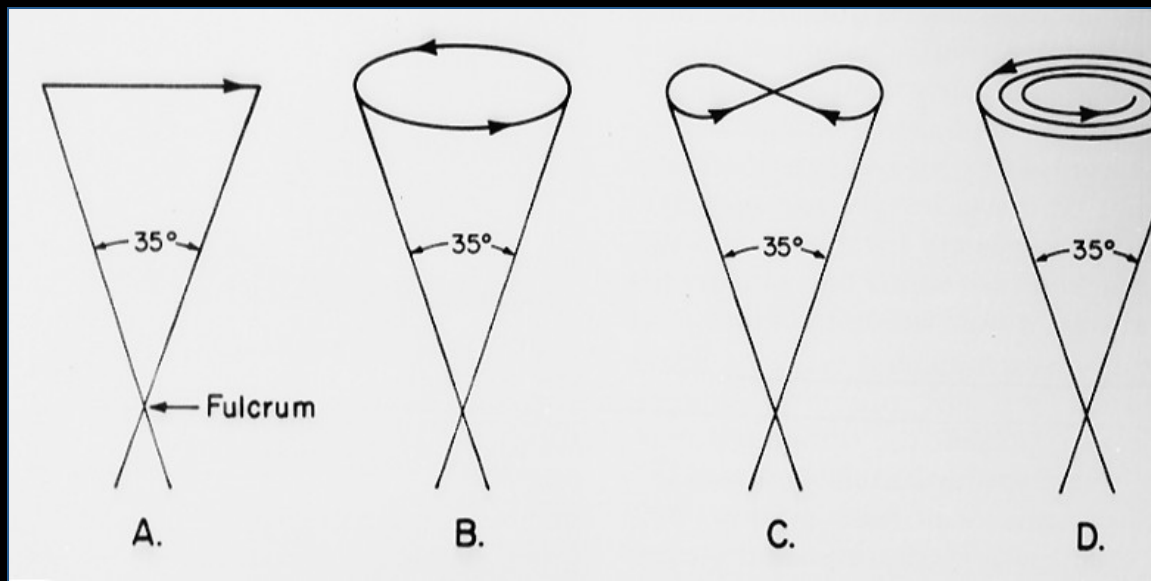
tomographie frontale

tomographe pulmonaire Pulmorapid "dédié" à l'exploration thoracique en télé radiologie : distance focale 180 cm



tomographe à **trajectoires complexes**
 (linéaire, circulaire, spiralée , hypocycloïde ...)

durée d'exposition : 3 à 6 s par coupe ; jusqu'à 100 coupes pour
 oreille moyenne , atm ...etc avec les cristallins et la thyroïde
 dans le champ irradié



L'angle de coupe ne dépend pas du type de trajectoire ; il détermine l'épaisseur de coupe

Le type de trajectoire détermine la longueur de la trace des structures hors plan de coupe , donc la qualité de l'effacement (mais également la durée de réalisation de la coupe : 3 à 6 secondes par coupe en trajectoire spiralée" ou hypocycloïde !!)

L'irradiation était proportionnelle à la durée (donc à la longueur de la trajectoire ...!!!!

à suivre