

PARAMÈTRES INFLUANT L'IMAGE EN RADIOLOGIE

JL DRAPÉ

CHU Cochin - APHP
Service de Radiologie B
jean-luc.drape@aphp.fr



OBJECTIFS PÉDAGOGIQUES

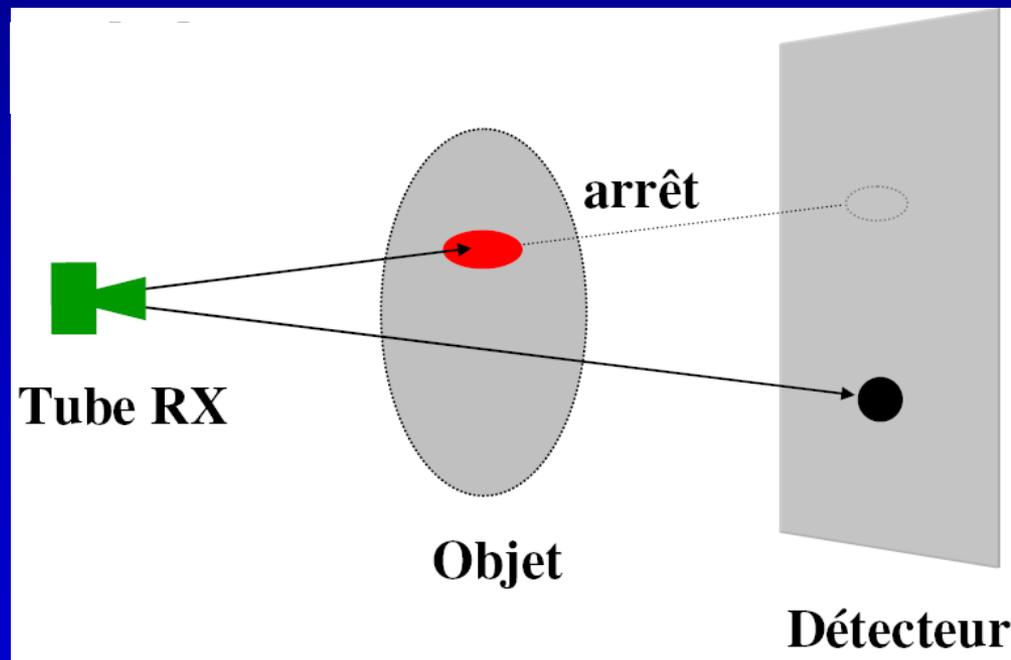
- 1. Contraste
- 2. Densité et bruit
- 3. Géométrie

1. ATTÉNUATION ET CONTRASTE

- Atténuation, modulation, contraste
- Rôle des kV
- Produits de contraste
- Rôle du diffusé

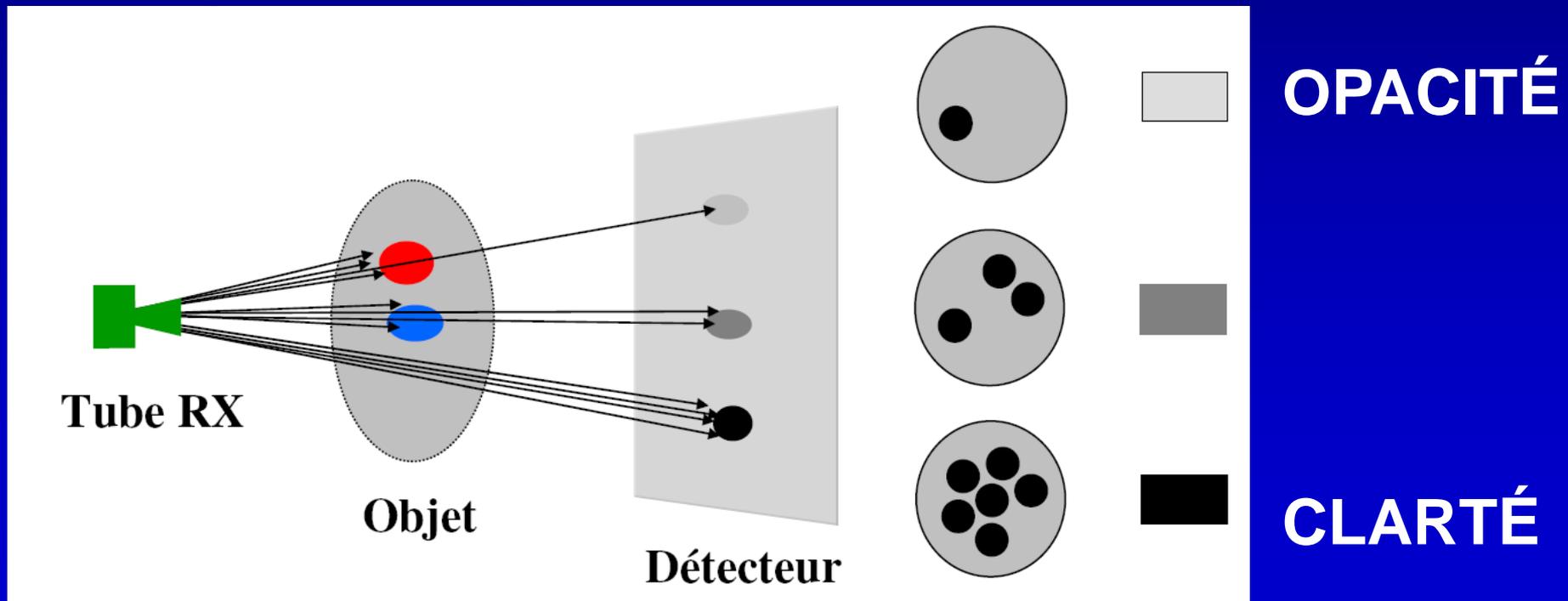
ÉTAPES DE FORMATION DE L'IMAGE

- Effet photo-électrique : basse énergie
- Arrêt du RX : un seul photon
- Effet binaire : 1 ou 0 (tout ou rien)



ÉTAPES DE FORMATION DE L'IMAGE

- Effet photo-électrique
- Beaucoup de photons
- Modulation : somme d'effets binaires



DE QUOI DÉPEND LA MODULATION ?

- Puissance émise par le tube $\propto I.t$ (mAs)
- Énergie reçue par le détecteur $E \propto I.V^2.t.1/d^2$

Paramètre	Facteur	Noircissement
Nombre de photons	I <i>ou</i> $t \nearrow$	\nearrow
Energie des photons	$V \nearrow$	\nearrow
Fluence (E/S)	$d \nearrow$	\searrow

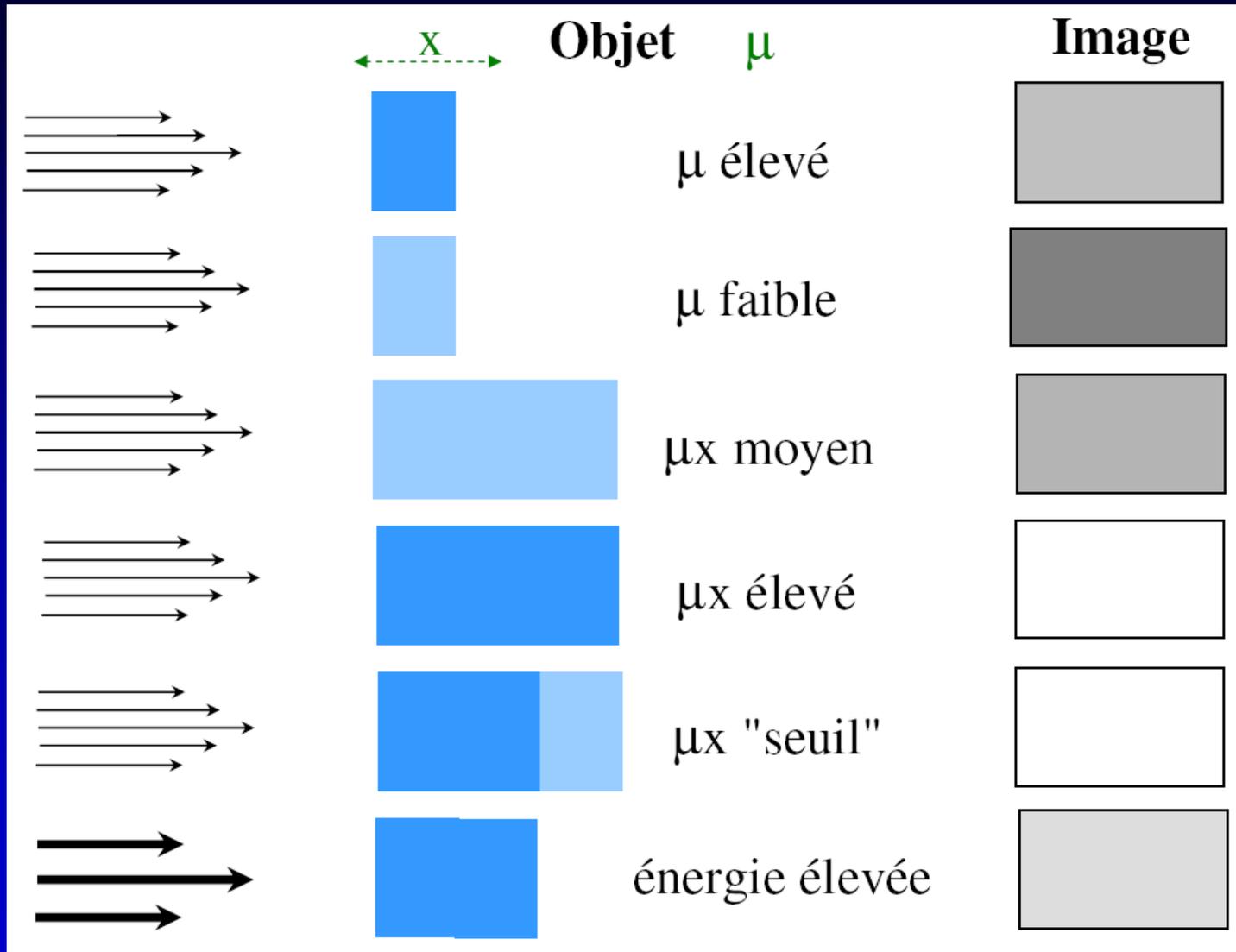
ATTÉNUATION DES RX

- L'atténuation dépend de μ (coefficient d'atténuation linéaire) et x

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

- Le noircissement du film est la traduction visuelle des variations locales du facteur d'atténuation

INFLUENCE DE μ , x et E



- X = épaisseur objet

LES VARIATIONS DE μ

- **ÉNERGIE PHOTONS INCIDENTS**

- ┆ Absorption photo-électrique $\mu_{\tau} \propto Z^{4,5} / E^{3,5}$
- ┆ Atténuation Compton varie $\propto E$, peu avec Z

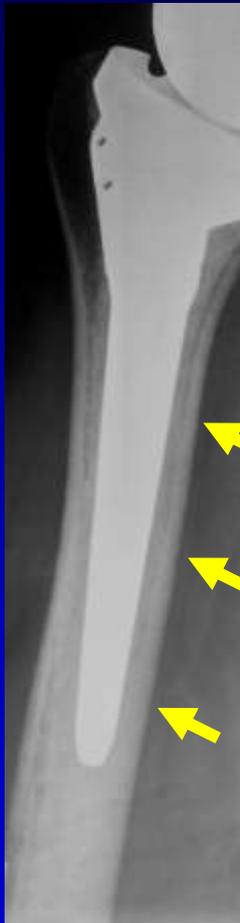
- **ATOME CIBLE (Z)**

- ┆ Effet photo électrique < 50 kV
- ┆ Les principaux milieux (5):
- ┆ Métal, Os (ciment), Eau (tissus mous et liquides), Graisse, Air

- **DENSITÉ (ρ)**

- ┆ Effet photo électrique et Compton (>100 kV)

STRUCTURES IDENTIFIABLES



METAL

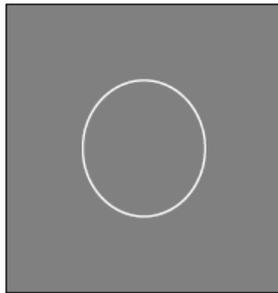
OS

TISSUS MOUS

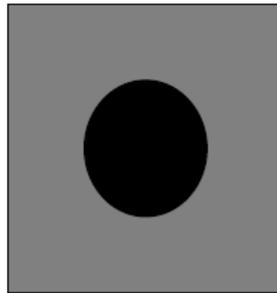
GRAISSE

AIR

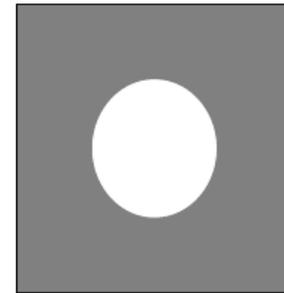
IMAGES ÉLÉMENTAIRES



Cercle



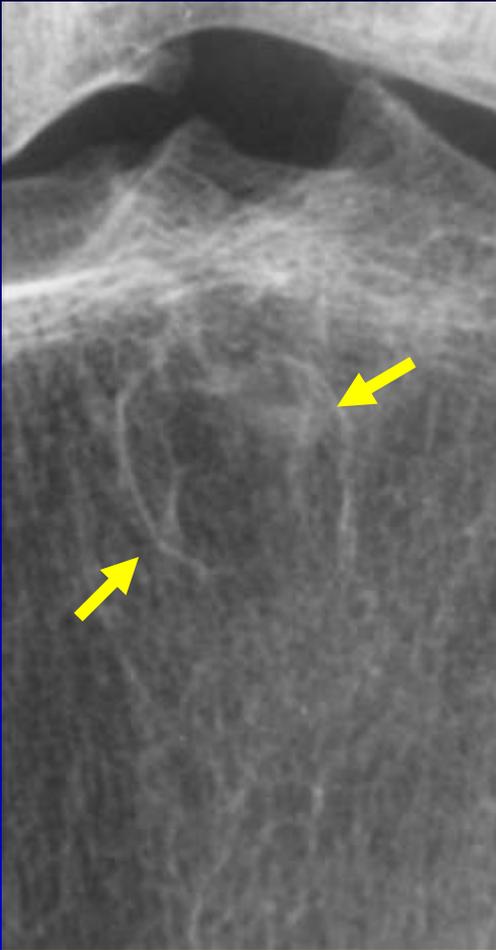
Clarté



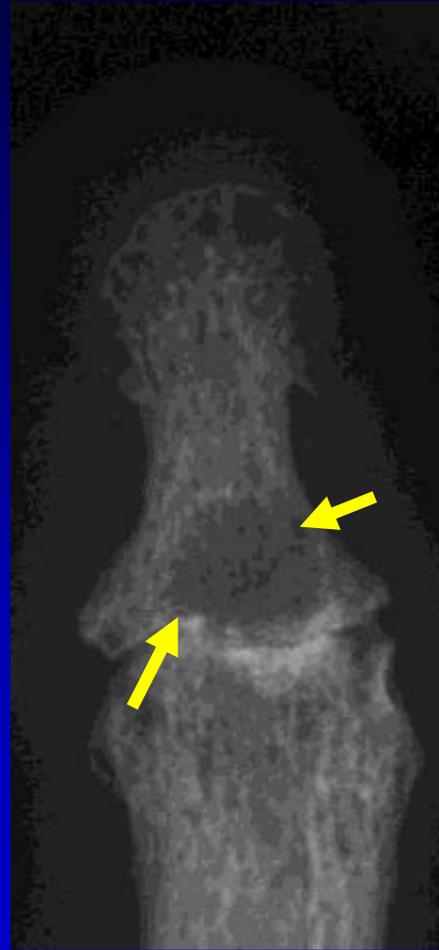
Opacité

- Différences d'atténuations

IMAGES ÉLÉMENTAIRES



CERCLE

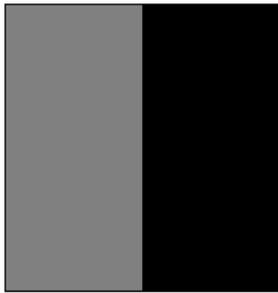


CLARTÉ

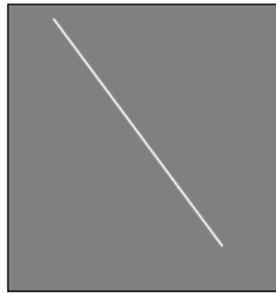


OPACITÉ

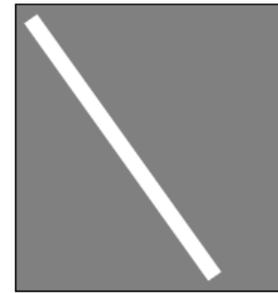
IMAGES ÉLÉMENTAIRES



Bord



Ligne

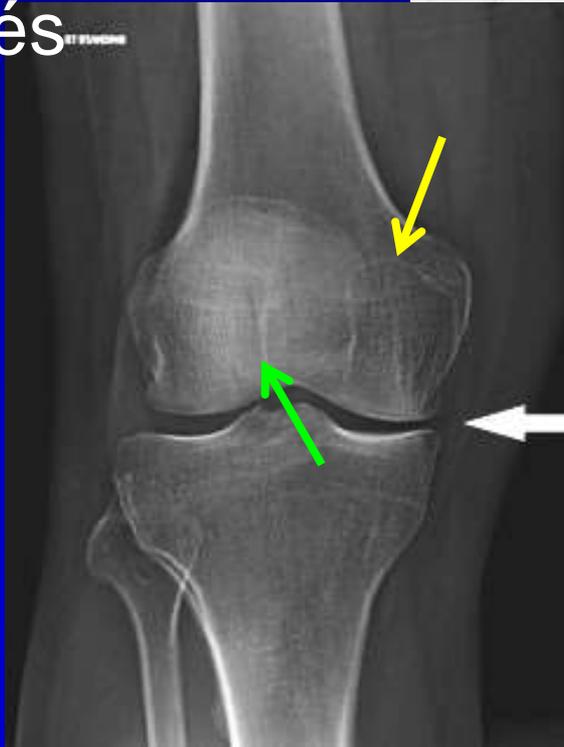
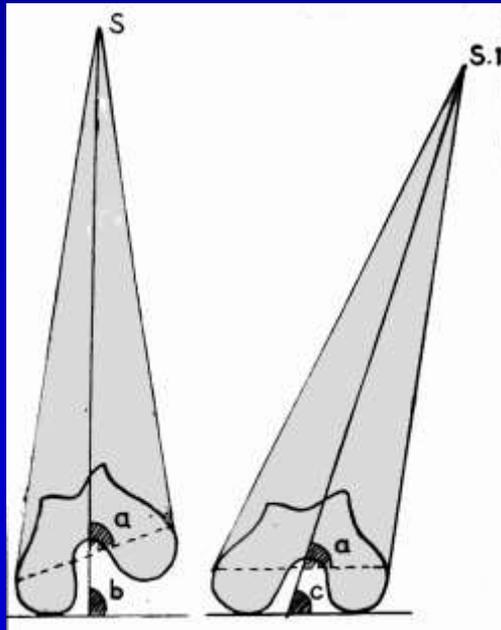
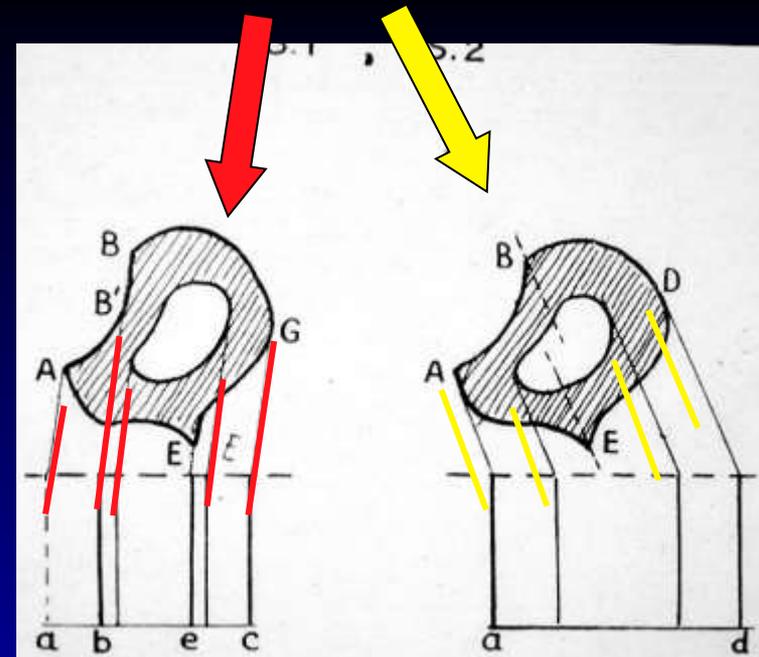


Bande

- Différences d'atténuations
- Géométrie

LOIS DES INCIDENCES TANGENTIELLES

- Loi des tangences de Tillier
 - Naissance du trait : rayon tangent surface objet opaque ou interface 2 objets différentes opacités



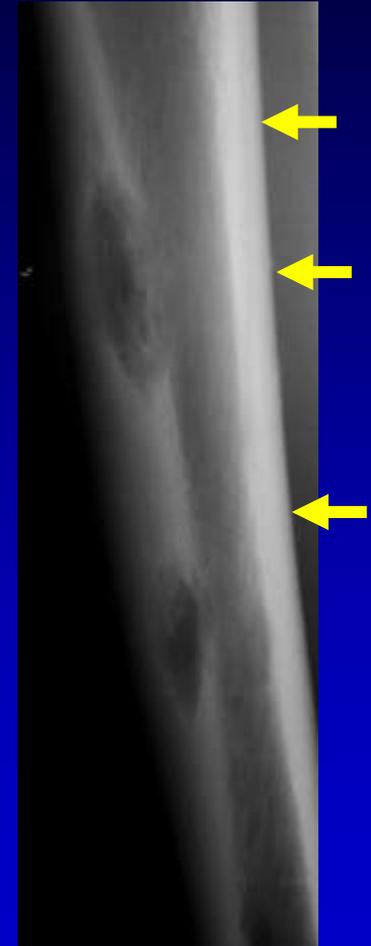
IMAGES ÉLÉMENTAIRES



BORD



LIGNE



BANDE

LE CONTRASTE

- Définition

- | $C = (I_1 - I_2)/(I_1 + I_2)$

- | Dépend directement de $I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x}$

SIGNE DE LA SILHOUETTE



- 2 structures de tonalité hydrique se confondent si elles sont situées dans le même plan

LES MODIFICATEURS DE CONTRASTE

- Adapter les réglages de V (kV) et de i.t (mAs)
- Diminuer le μ d'un milieu
- Renforcer le μ d'un milieu

ATTÉNUATION GLOBALE

Energie(keV)	μ/ρ Tissu mou	μ/ρ Os
40	$24,5 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$	$54,1 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$
100	$16,7 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$	$17,5 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$
400	$10,6 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$	$10,2 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$

kV ET 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

LES MODIFICATEURS DE CONTRASTE

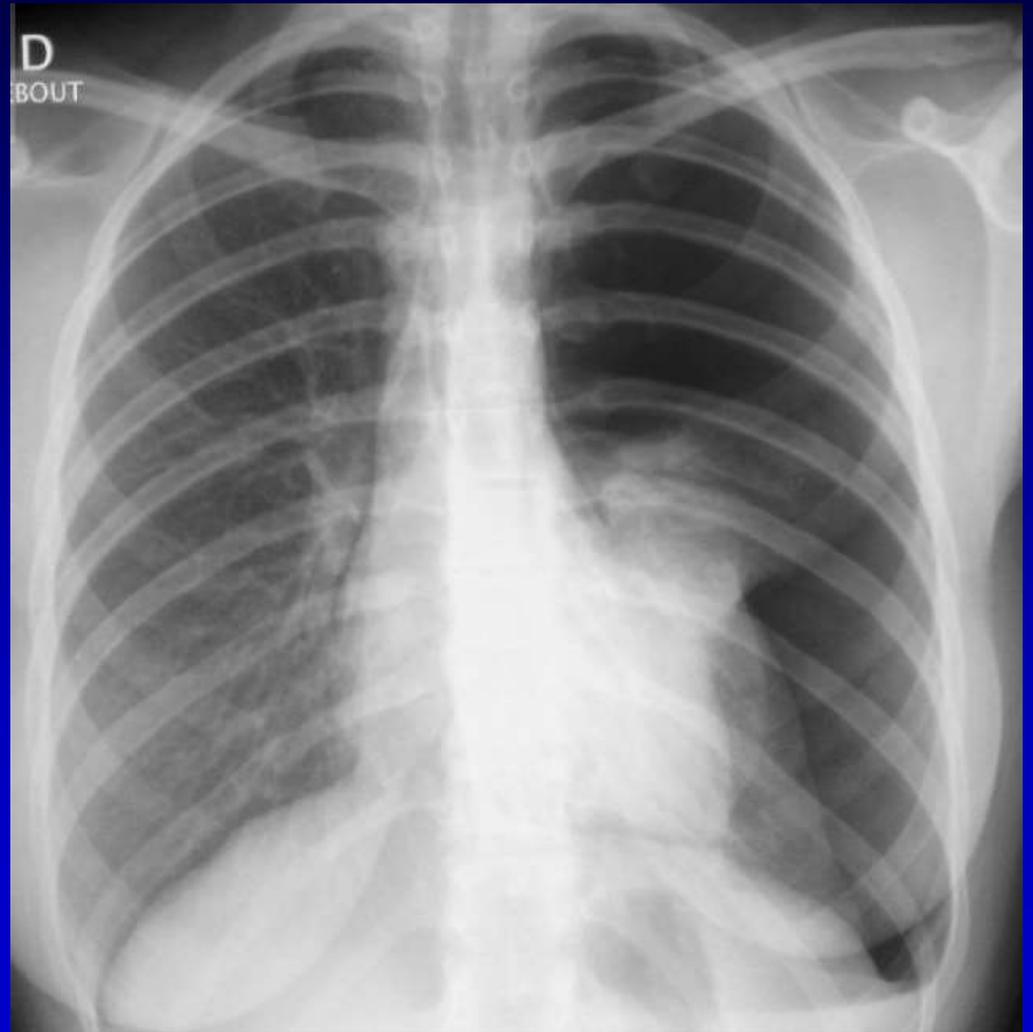
- Adaptation des réglages

	Examen	d	Tension	Intensité	Temps de pose
a	Poumon face	1,8 m	135 kV	250 mA	20 ms
b	Poumon face (<i>enfant</i>)	1,5 m	80 kV	250 mA	16 ms
c	Gril costal	1 m	55 kV	520 mA	250 ms
d	Abdomen	1 m	70 kV	600 mA	200 ms

LES MODIFICATEURS DE CONTRASTE

- Adapter les réglages de V (kV) et de i.t (mAs)
- Diminuer le μ d'un milieu
 - | Air remplace localement le tissu
 - | Clichés en inspiration-expiration, eau gazeuse...
- Renforcer le μ d'un milieu

CONTRASTE AÉRIQUE



LES MODIFICATEURS DE CONTRASTE

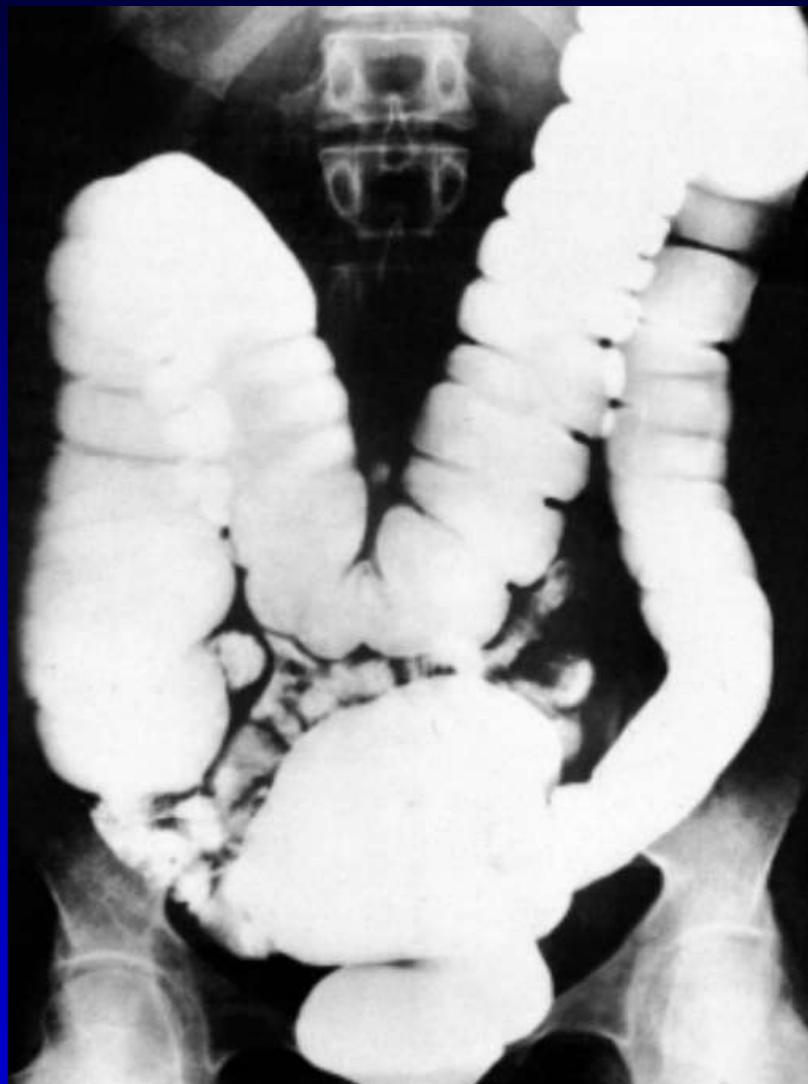
- Adapter les réglages de V (kV) et de i.t (mAs)
- Diminuer le μ d'un milieu
- Renforcer le μ d'un milieu
 - ▮ Sels de baryum (TD) remplissent une cavité
 - ▮ Composés iodés (vaisseaux) se diluent dans le sang
 - ▮ Double contraste

LES MODIFICATEURS DE CONTRASTE

- Adapter les réglages de V (kV) et de i.t (mAs)
- Diminuer le μ d'un milieu
- Renforcer le μ d'un milieu
 - ▮ Modifier le comportement organisme
 - Diurétiques : UIV
 - Médicaments cardiovasculaires
 - Aliments : vidange vésicule biliaire

SELS DE BARYUM

- ${}_{56}\text{Ba}$
- Métal alcalino-terreux
- Sulfate de Baryum
- Masse atomique 137



PRODUITS DE CONTRASTE IODÉS



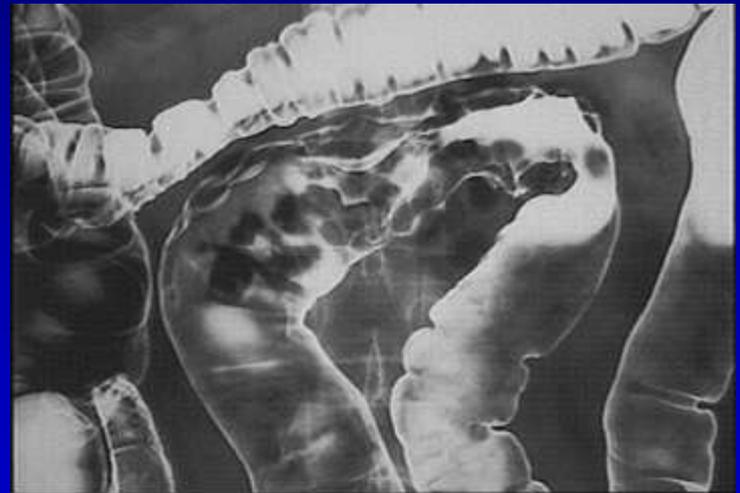
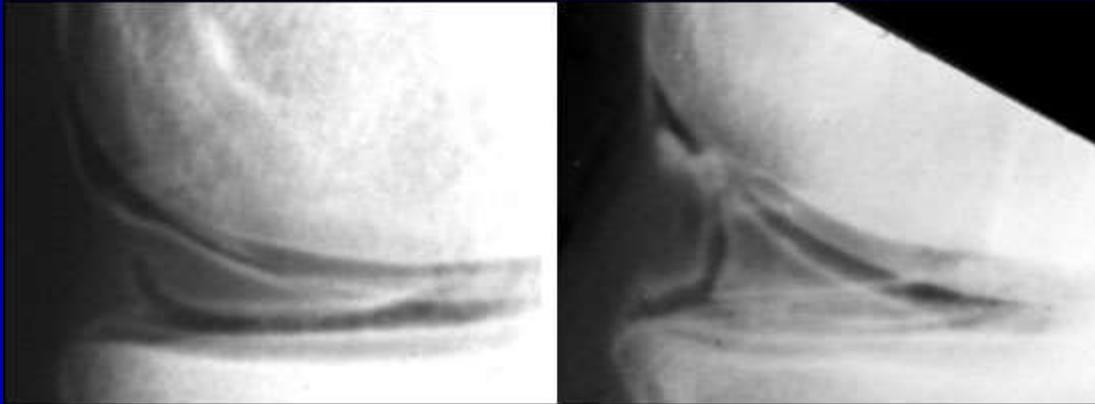
- ^{53}I
- Effet photoélectrique amplifie les différences
 $Z : Z^2$ effet photoélectrique $\times 8$

PRODUITS DE CONTRASTE IODÉS

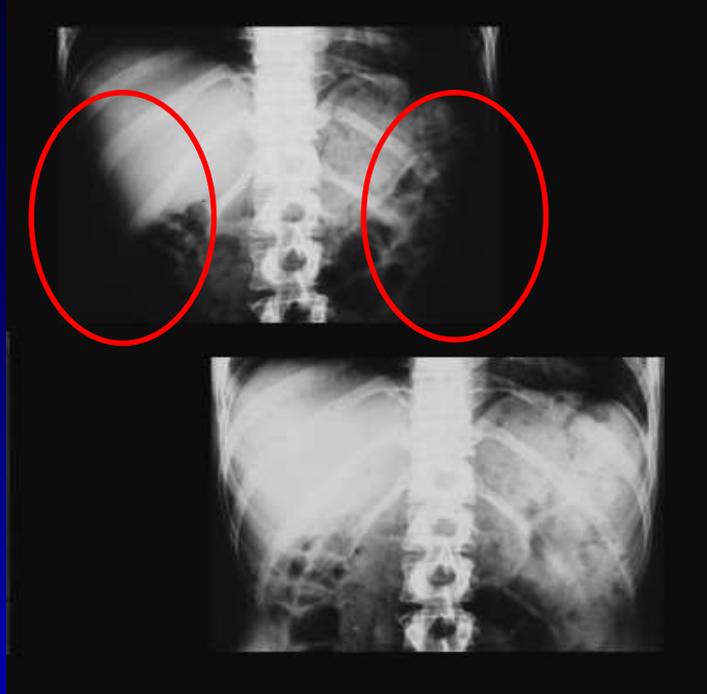
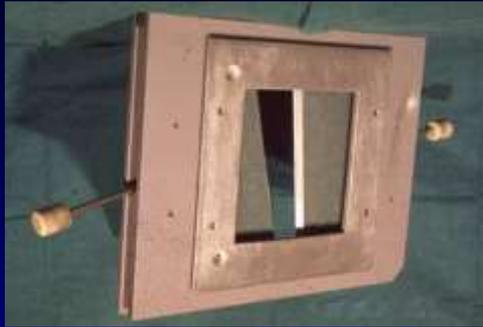
- Pouvoir opacifiant dépend concentration iode
- PBO : en mg/ml ou g/l (ex : Iopamiron 300)
- PHO : en g/100 ml (ex : télébrix 35)
- Indice d'efficacité

DOUBLE CONTRASTE

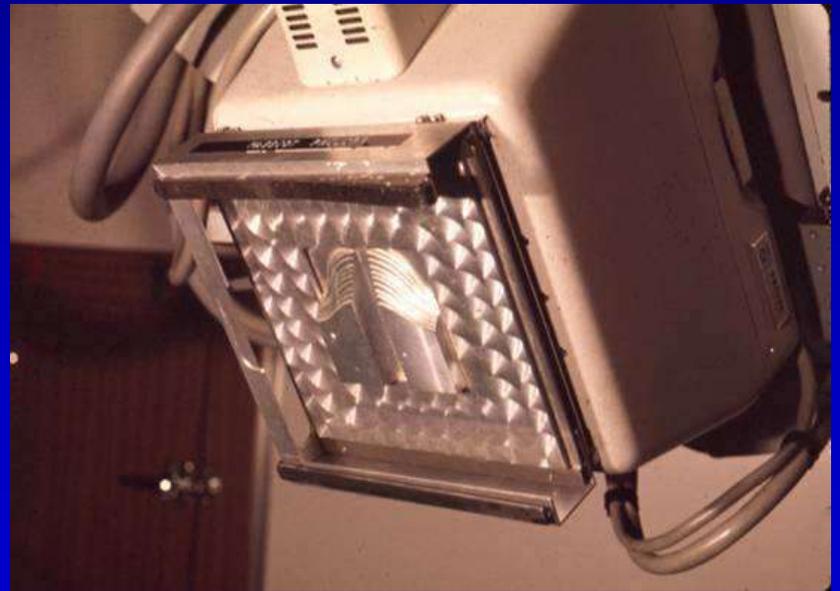
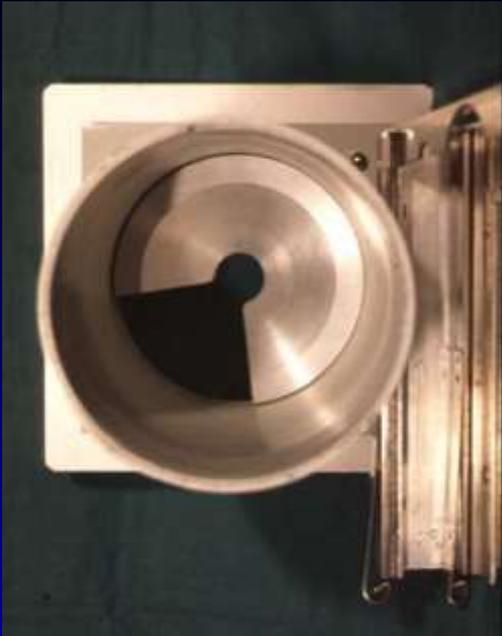
- Air / contraste iodé ou baryum



LES FILTRES COMPENSATEURS



- 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



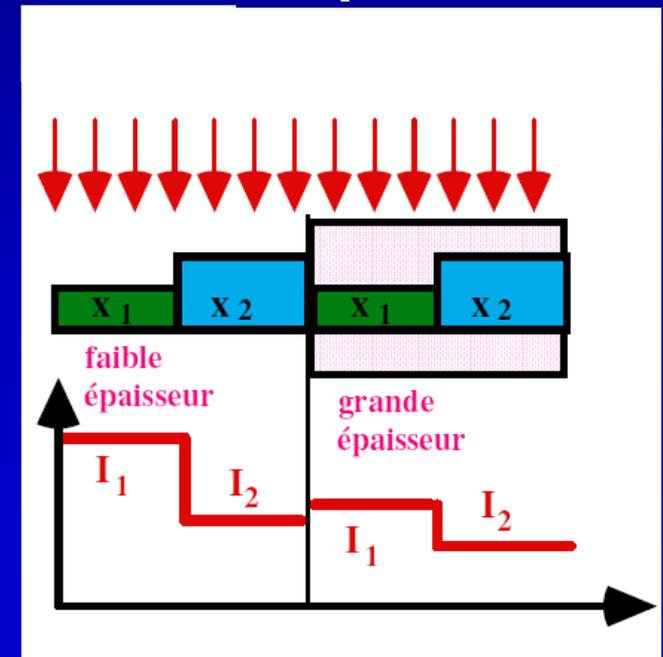
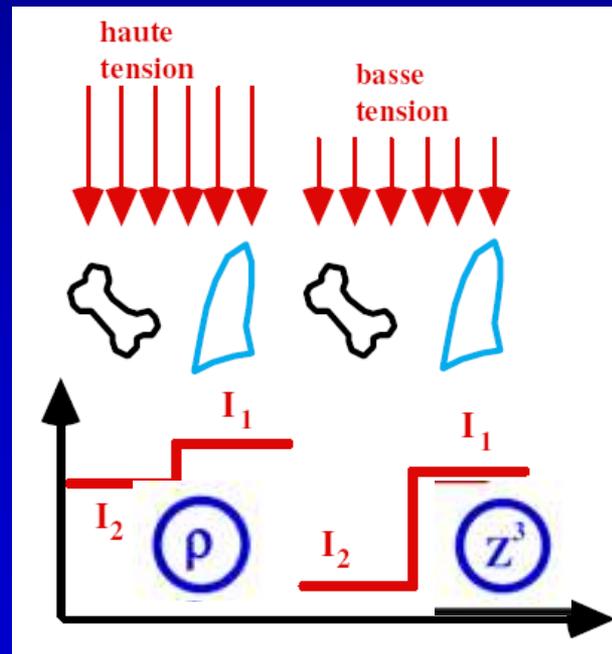
FILTRE EN SILICONE



- Filtre boomerang pour l'épaule

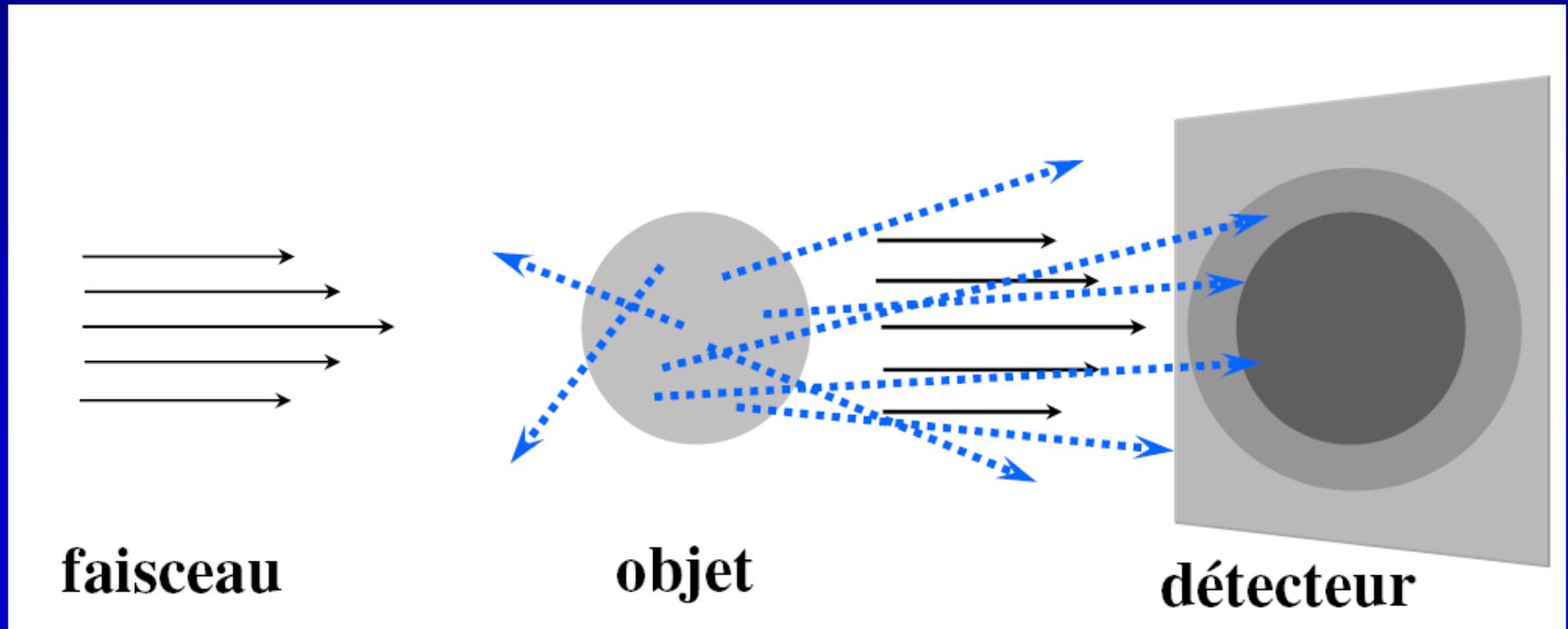
CONTRASTE ENTRE 2 OBJETS

- Différence épaisseur et Z
- Prédominance épaisseur / Z selon KV
- Diffusé
- Épaisseur totale traversée : compression

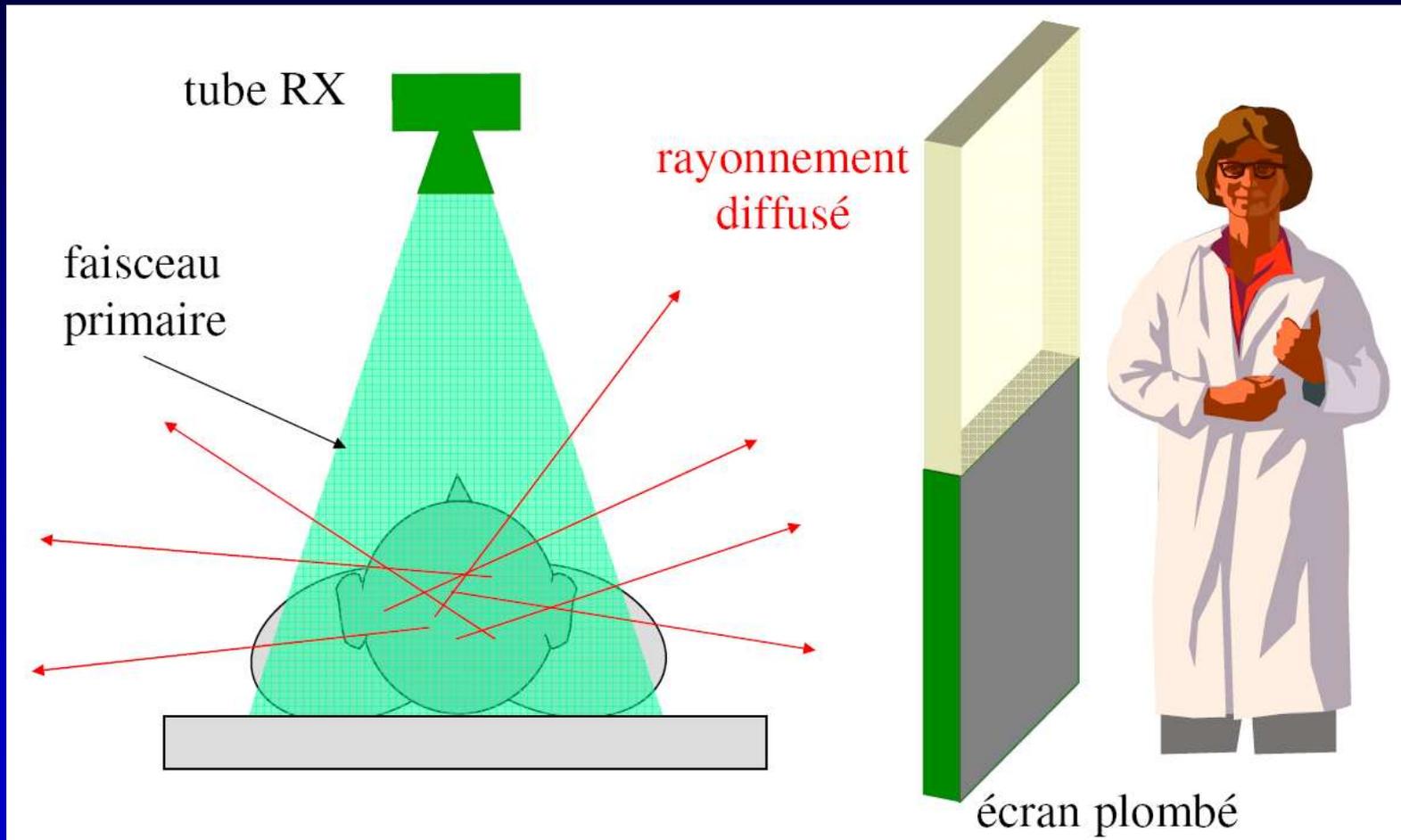


LE RAYONNEMENT DIFFUSÉ

- Lié à l'effet Compton ($> 100 \text{ KeV}$)
- Déviation avec perte énergie RX
- Diffusion dans toutes directions

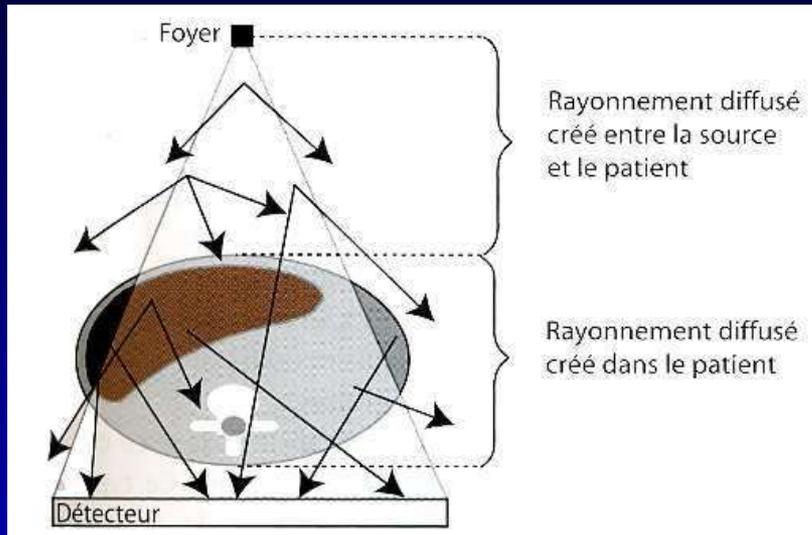


LE DIFFUSÉ ET LE RADIOLOGUE



- Radioprotection : écrans, tablier...

DIFFUSÉ



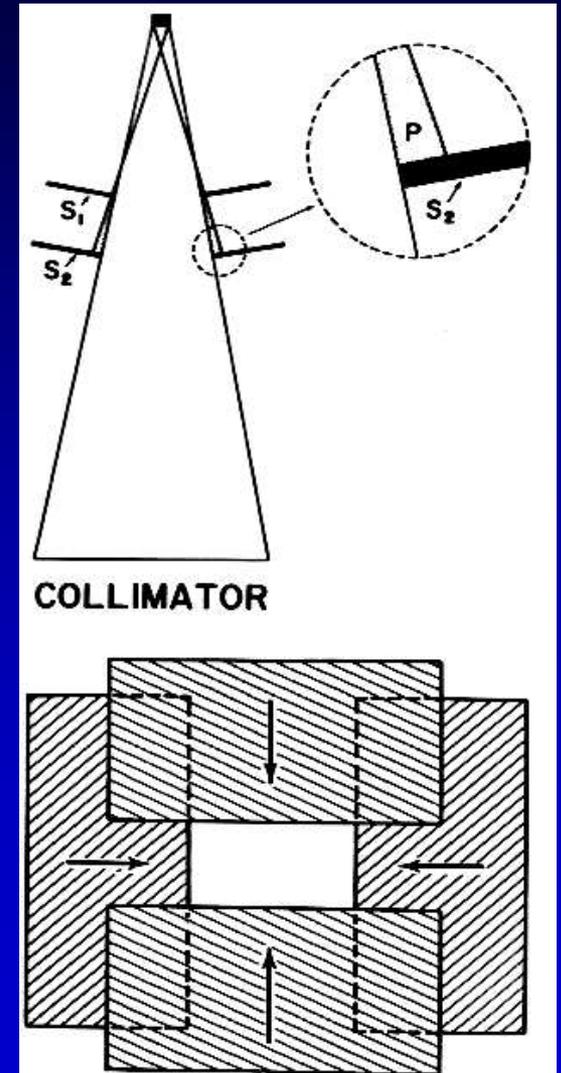
En haute tension, le rayonnement diffusé représente **50 à 90 % du nombre total de photons sortant du patient** et arrivant sur le détecteur. Ce diffusé est responsable d'une perte de contraste (car il "noie" les images des faibles densités)

Les facteurs déterminant la production du rayonnement diffusé sont :

- le **kilovoltage (kV)** 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 ++**)

DIFFUSÉ

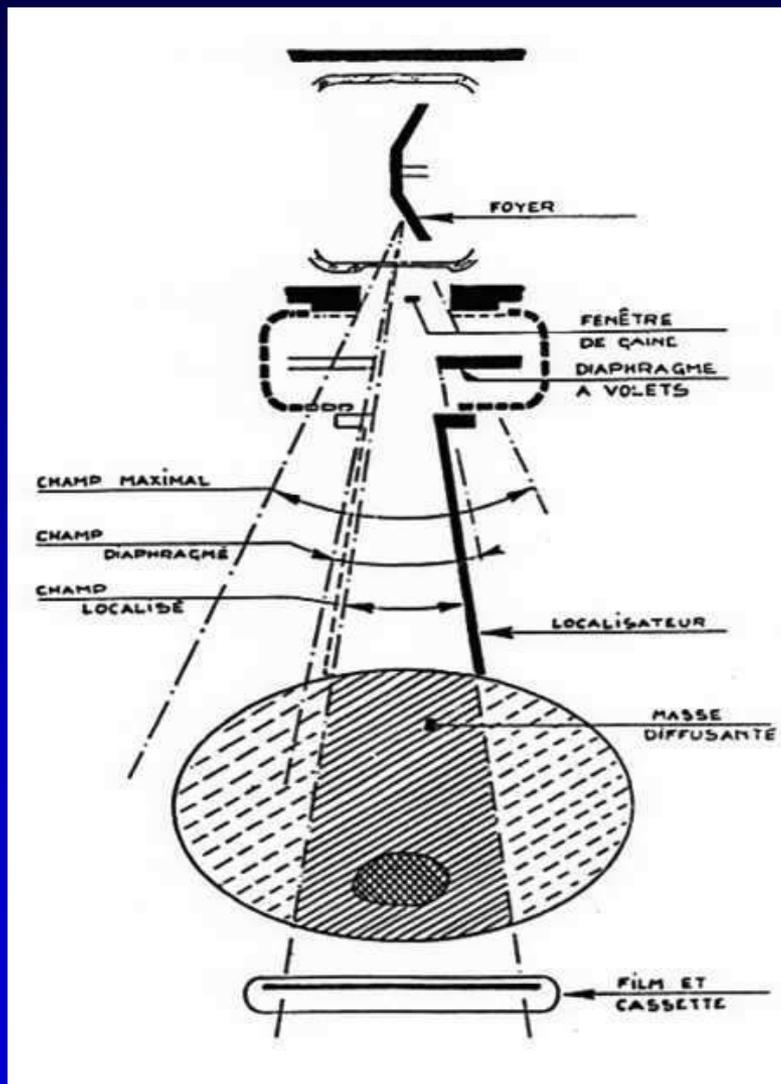
- Rayonnement diffusé provient du patient : radioprotection
- Dans toutes les directions
- Baisse le contraste
- Augmente avec :
 - ┆ Énergie RX
 - ┆ Épaisseur patient
 - ┆ Taille champ



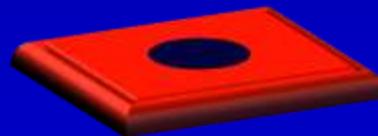
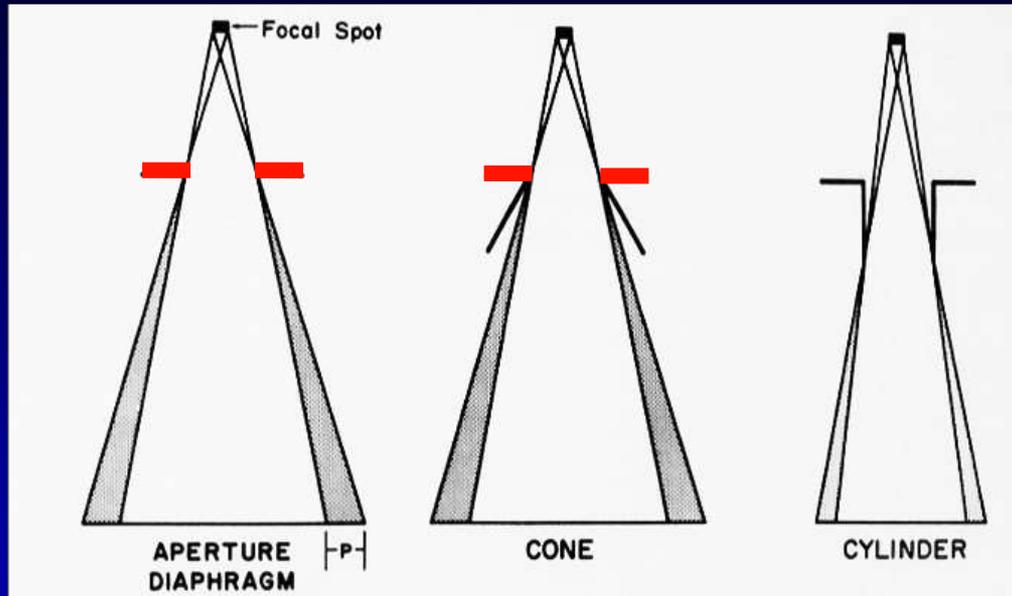
COLLIMATION

Collimation par diaphragme à volets plombés

Matérialisée par le faisceau lumineux projeté et le laser de centrage

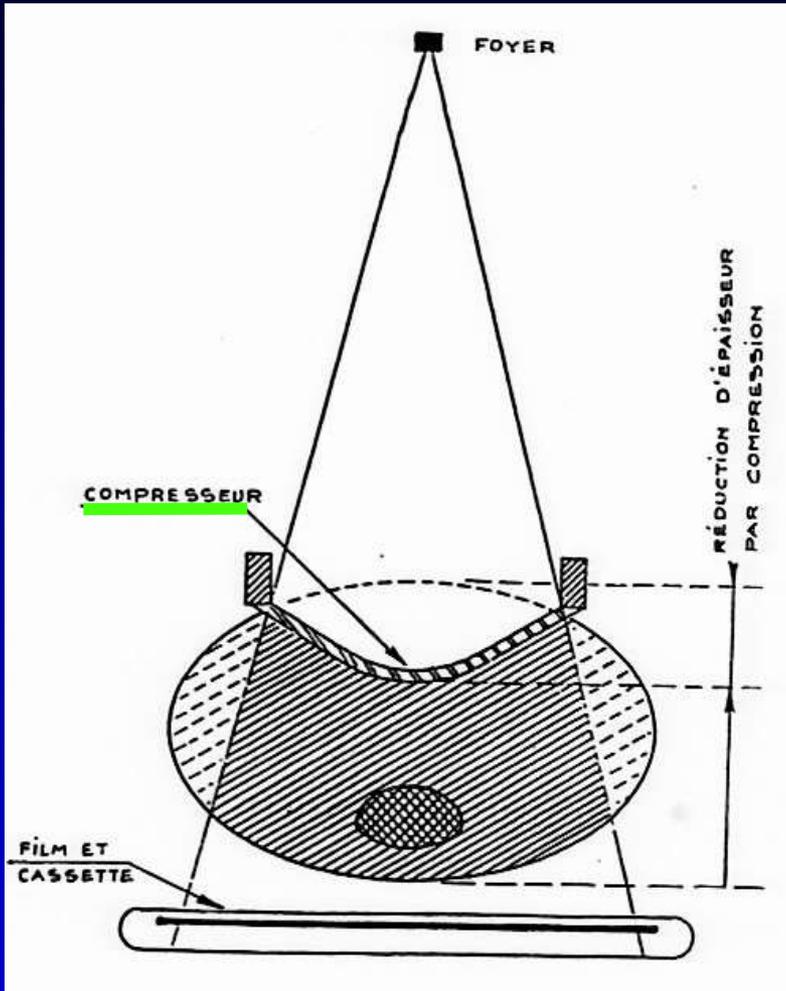


COLLIMATION

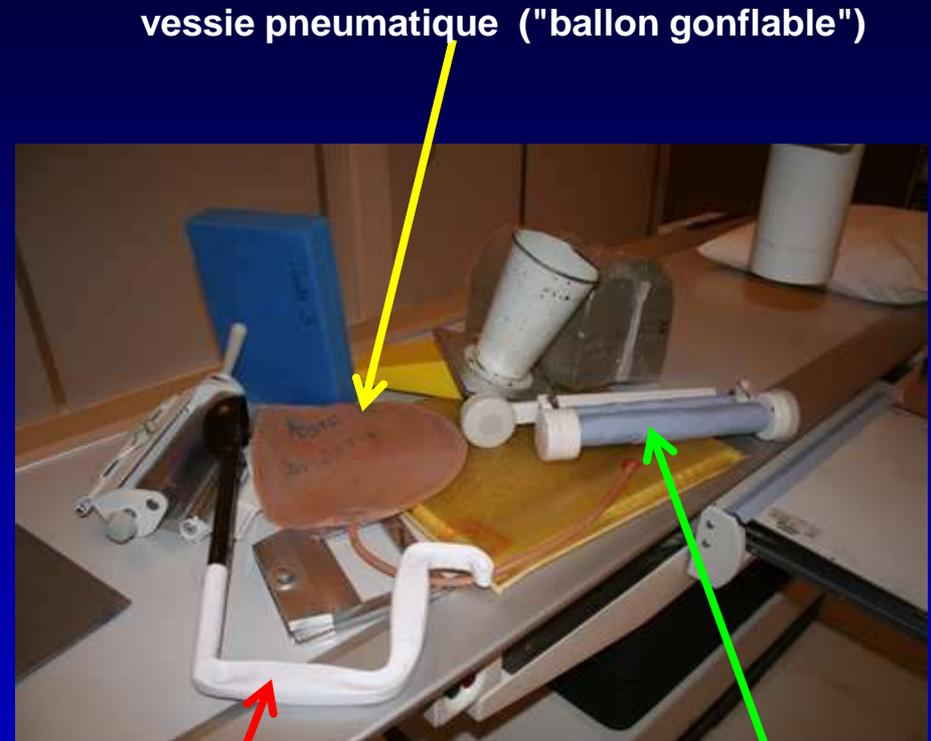


Collimation par **cônes et diaphragmes**, c'est le diamètre de l'orifice de l'embase qui est l'agent de collimation

COMPRESSION



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



Palpateur-séparateur de Holtzknecht-Jacobson.

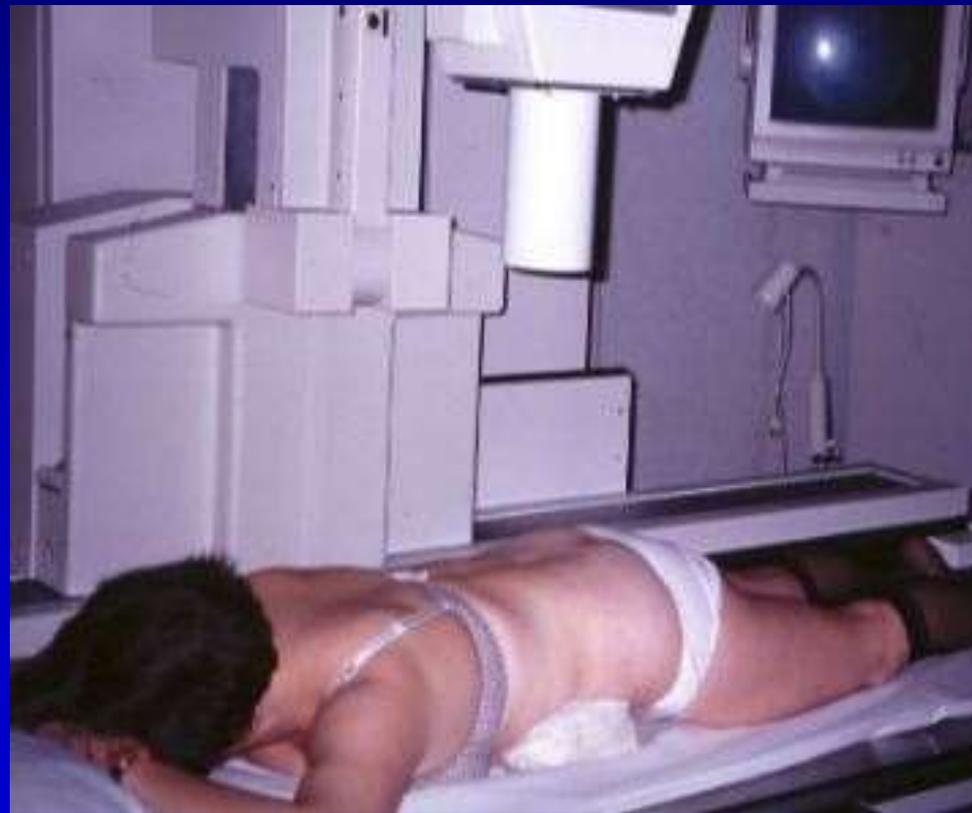
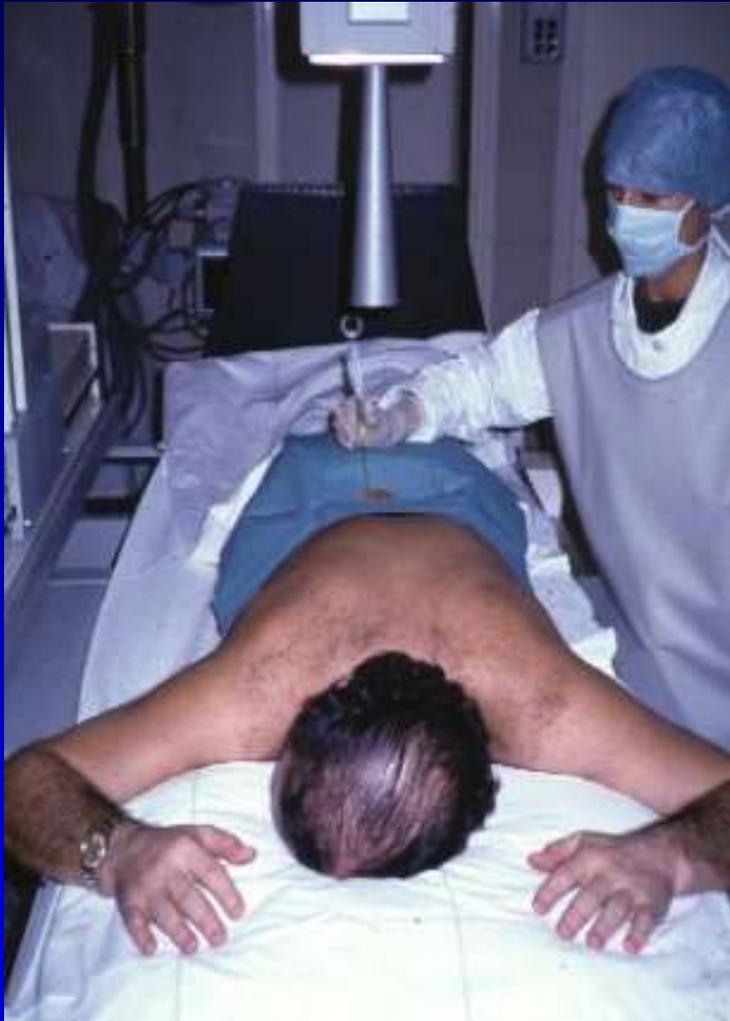
Sangle de contention (et de compression abdominale)

SANGLE DE CONTENTION



BILLOT DE COMPRESSION

- Billot de compression (mousse)



GRILLE ANTIDIFFUSANTE

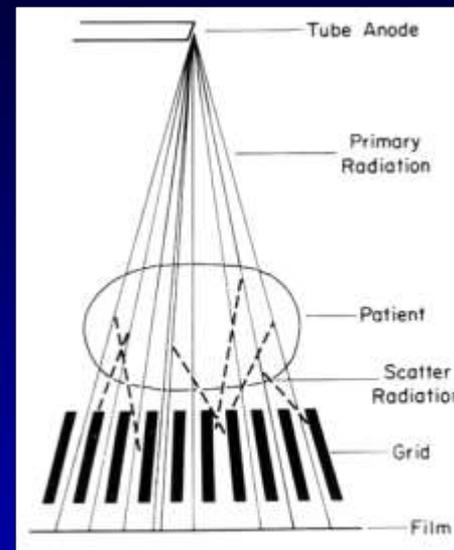
2 techniques

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

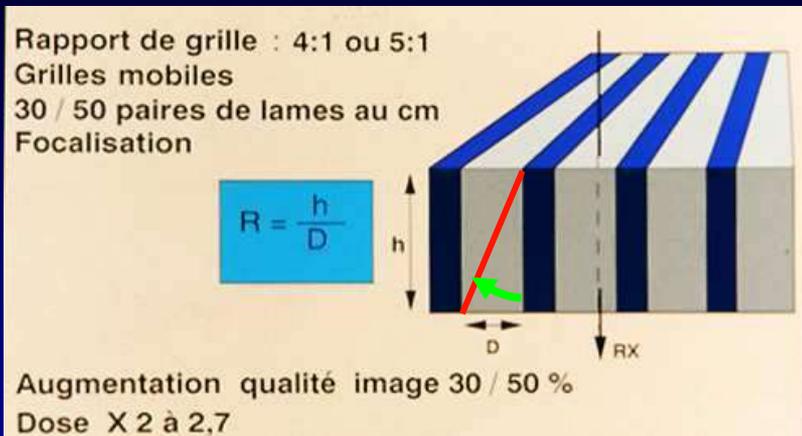
- technique de l' "air gap"

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

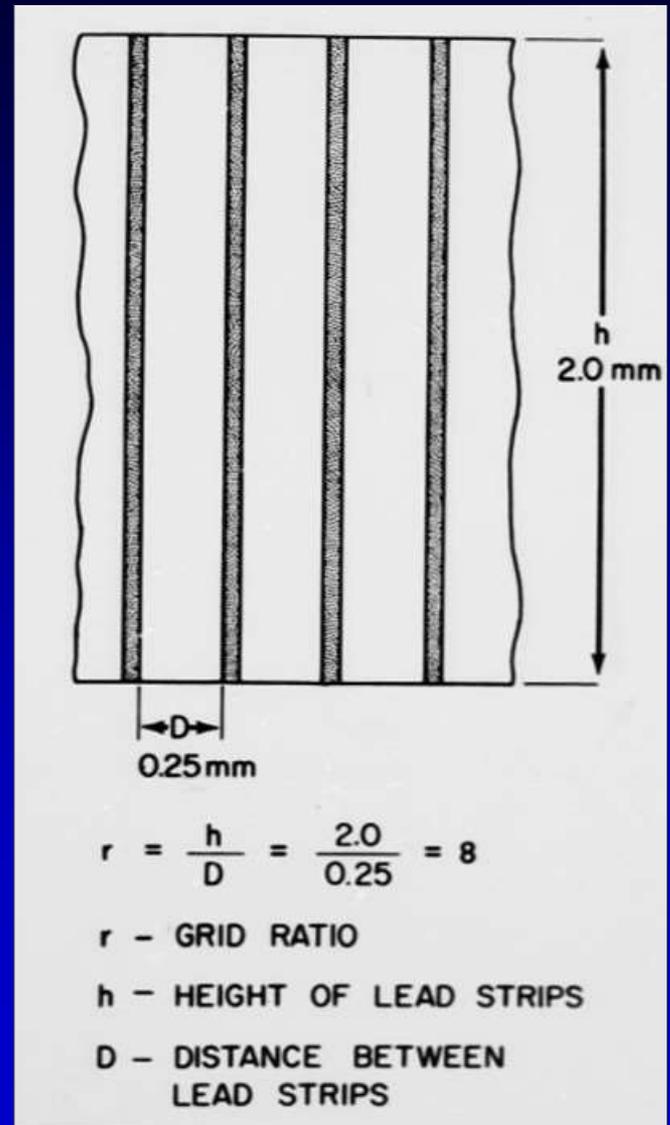


Le rapport de grille donne:

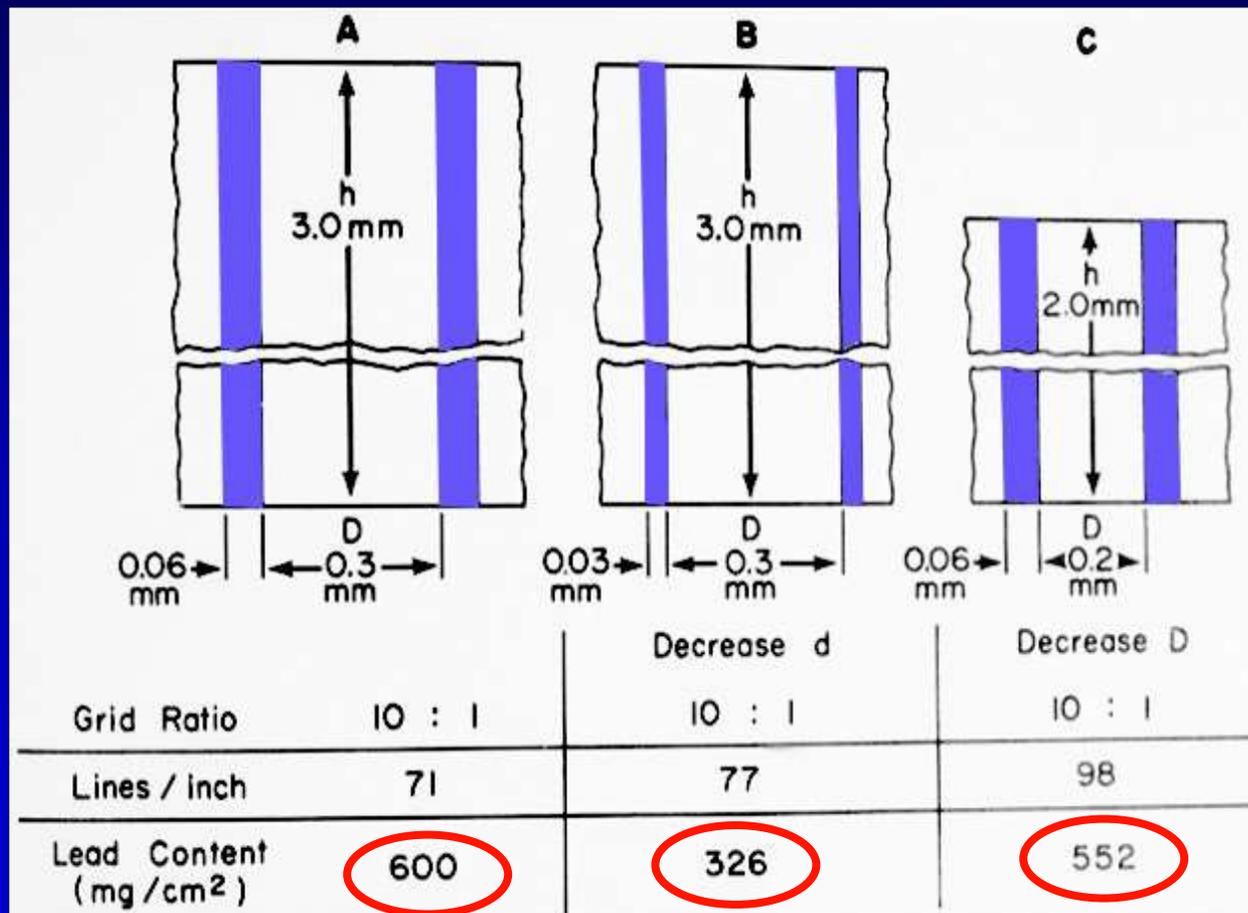
- une idée du niveau de performance de la grille pour l'amélioration du contraste

- 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



RELATIONS RAPPORT DE GRILLE - NOMBRE DE LAMES AU POUCE ET CONTENU EN PLOMB DE LA GRILLE



ÉVALUATION DES PERFORMANCES D'UNE GRILLE

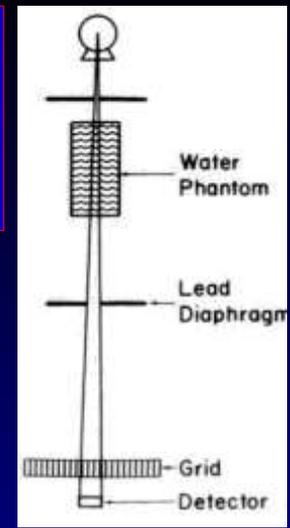
-Le rôle d'une grille est **d'améliorer le contraste** des images

-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**

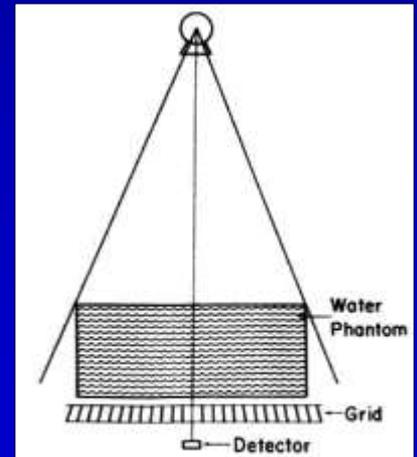
- **Le taux de transmission du rayonnement primaire** mesure la fraction de rayonnement primaire absorbé par la grille (60 à 70%)

- **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

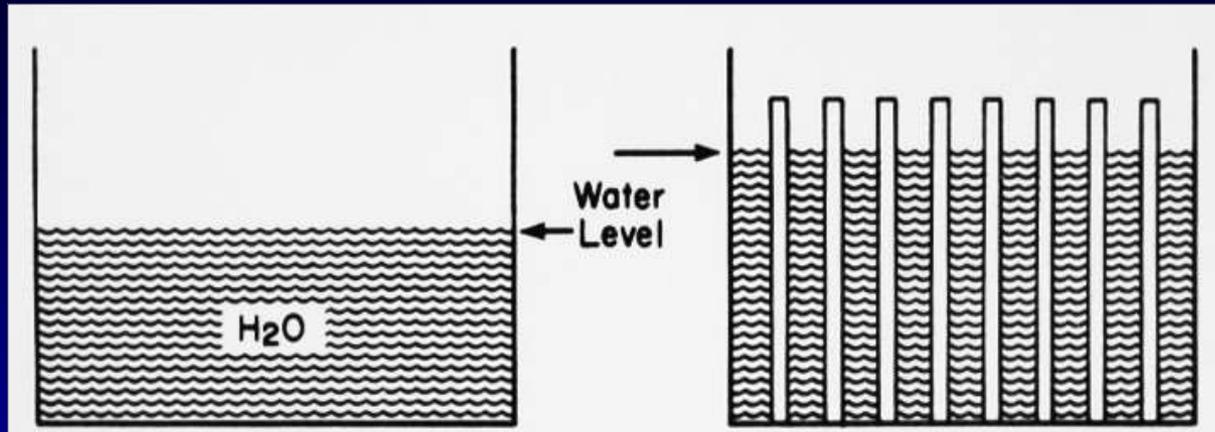


calcul et mesure du taux de transmission du rayonnement primaire



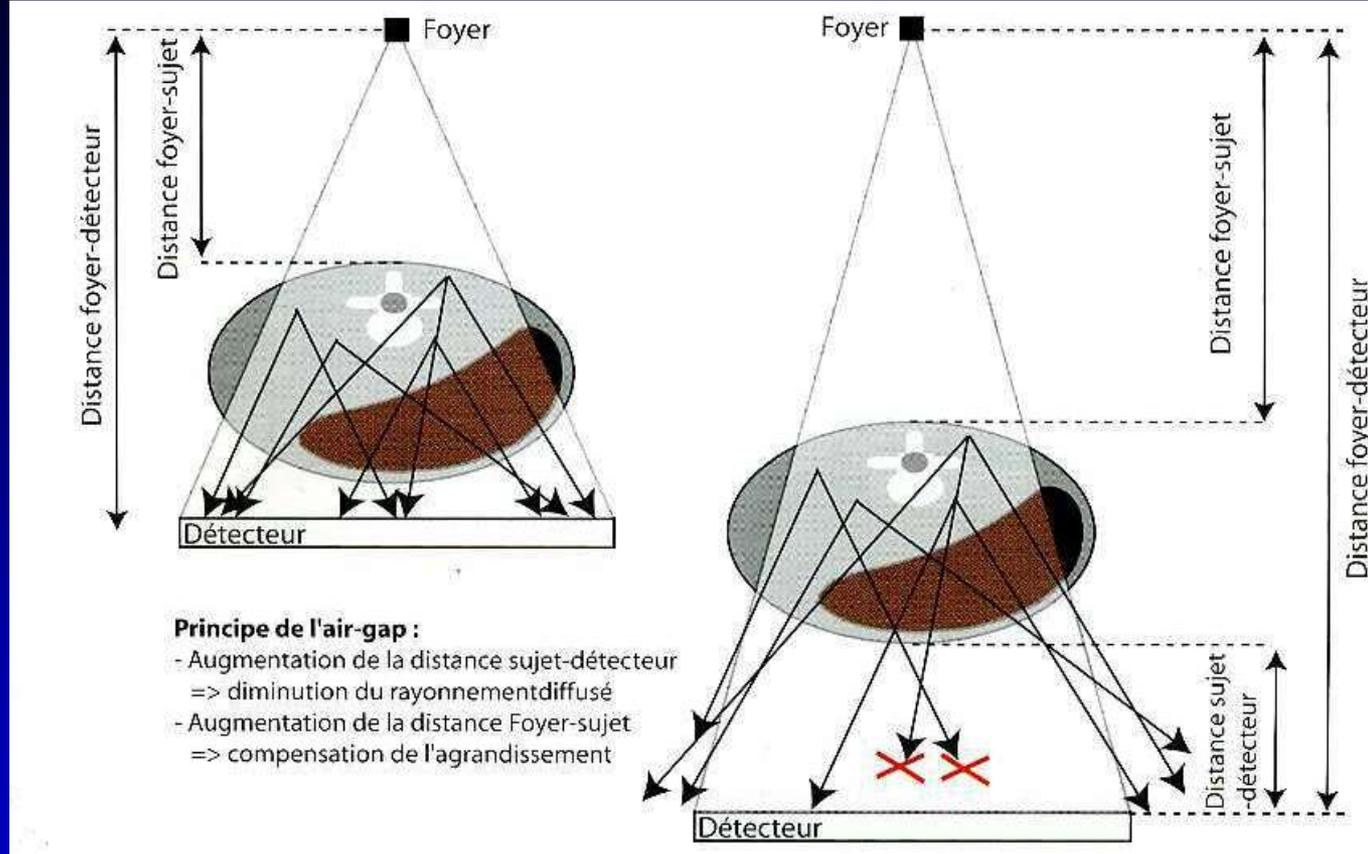
mesure du facteur Bucky

GRILLES MOBILES ET GRILLES FIXES



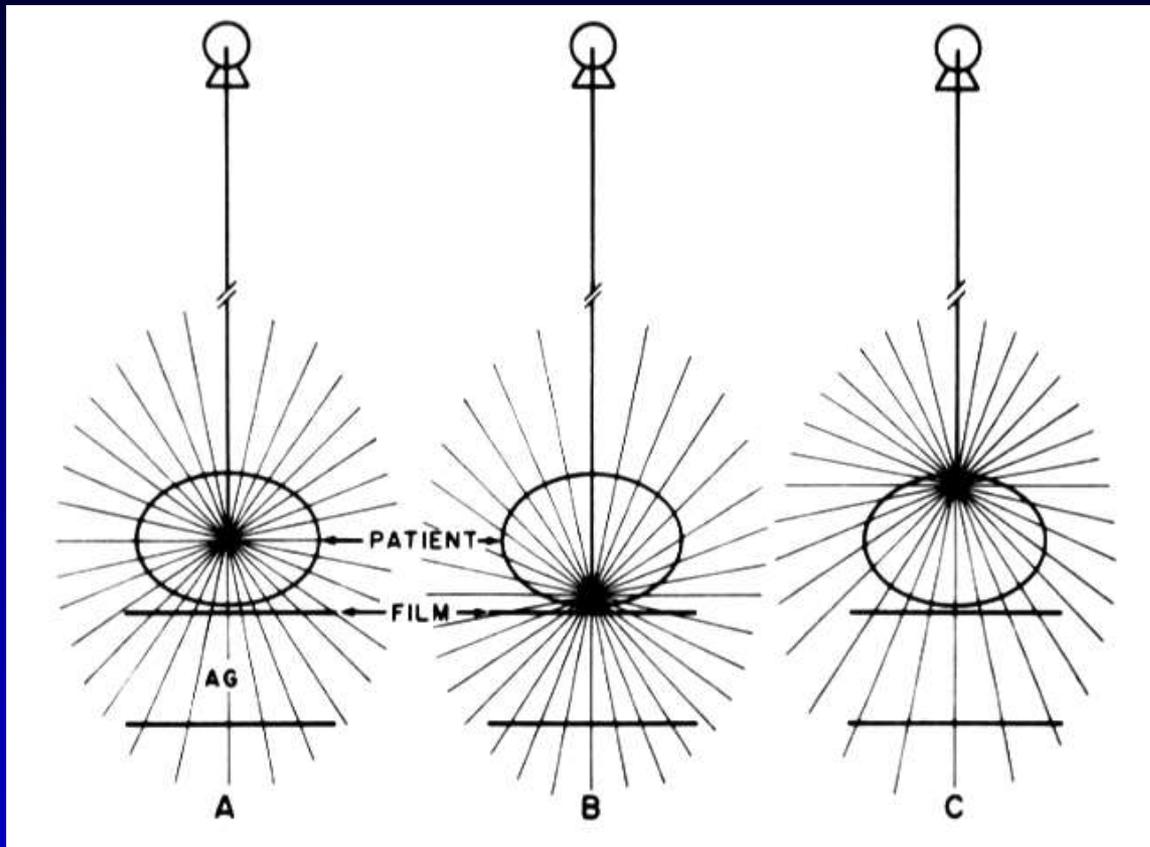
- Les grilles "classiques" comportent un relativement faible nombre de lames assez épaisses / unité de longueur. Les lames sont visibles sur les films qui sont "tramés". Pour éviter ce tramage, le système de **Potter-Bucky** (ressort permettant d'animer la grille d'un mouvement de va et vient pendant l'exposition) empêche que les lames soient visibles
- Les grilles **très fines** (mammo : 30 à 50 lames/cm) permettent de **supprimer le système vibrant**, source d'artefacts cinétiques

AIR GAP



- 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

AIR GAP



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

2. DENSITÉ ET BRUIT

- Exposition
- Couple écran/film – capteur plan
- Bruit

DENSITÉ

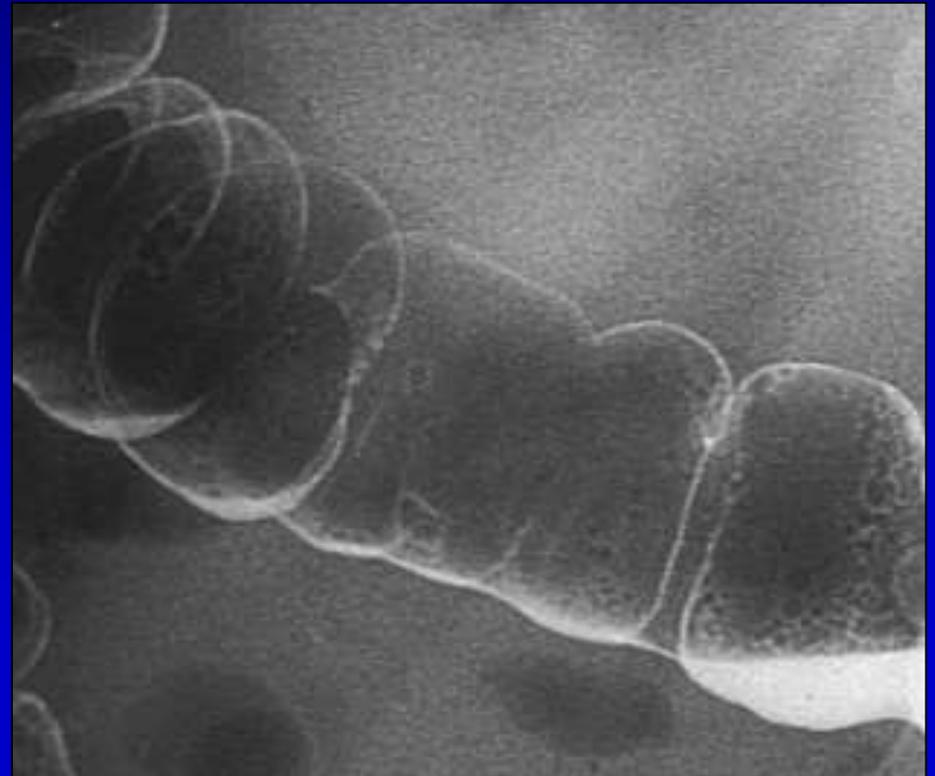
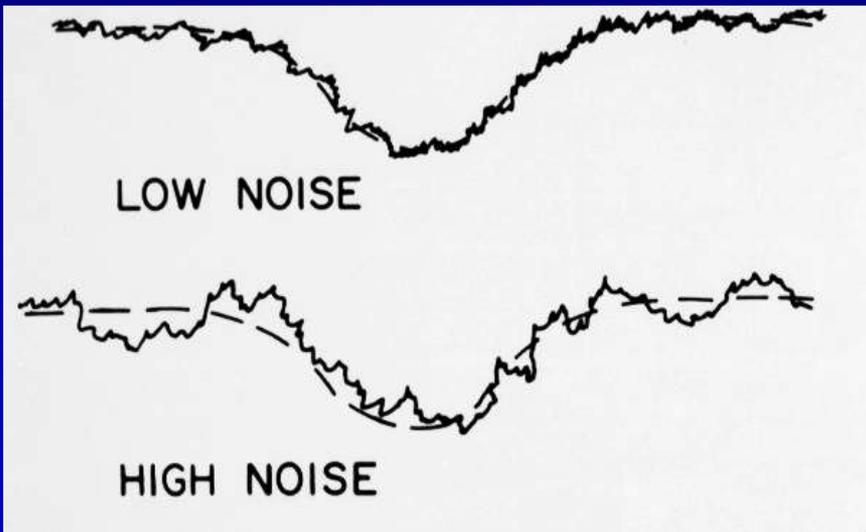
- « Noircissement » du film
- La densité photographique est déterminée par le produit $\text{mA} \times t$ en mAs pour un kilovoltage donné
- Elle dépend de la sensibilité du système de détection

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

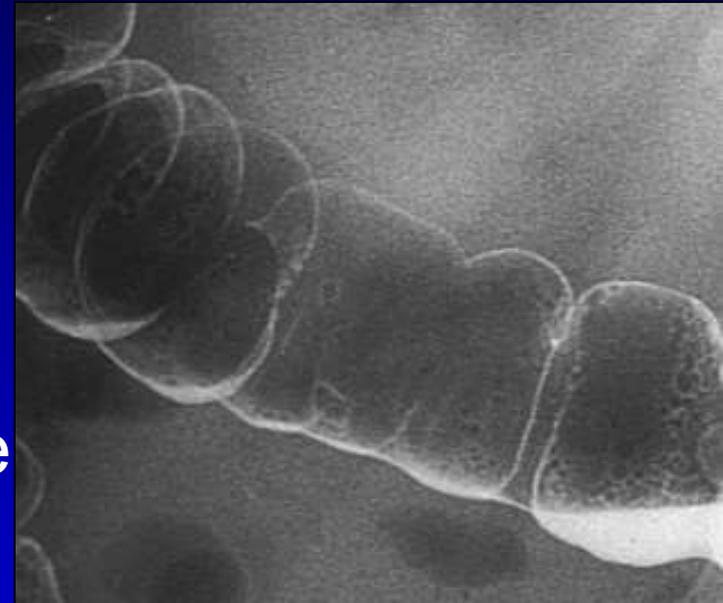
BRUIT

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



BRUIT

- Doses d'exposition sont ↓ avec accroissement rapidité des écrans renforçateurs aux « terres rares »
- Le niveau de bruit quantique augmente et ce "bruit" devient visible sous forme de "grain" dans l'image
- → perte de résolution en contraste (objets à faible contraste)
- Problème encore majoré avec ERLM et capteurs plans
- Raison des techniques "low dose"



BRUIT

- Pour diminuer le niveau de bruit quantique : augmenter le nombre de photons X pour créer l'information
 - ↑ le débit de photons du tube radiogène donc ↑ **les mAs**
 - ↓ **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, TDM) **la qualité d'image** (niveau de bruit visible) **est directement liée à la dose**

COUPLES ECRANS RENFORCATEURS / FILM

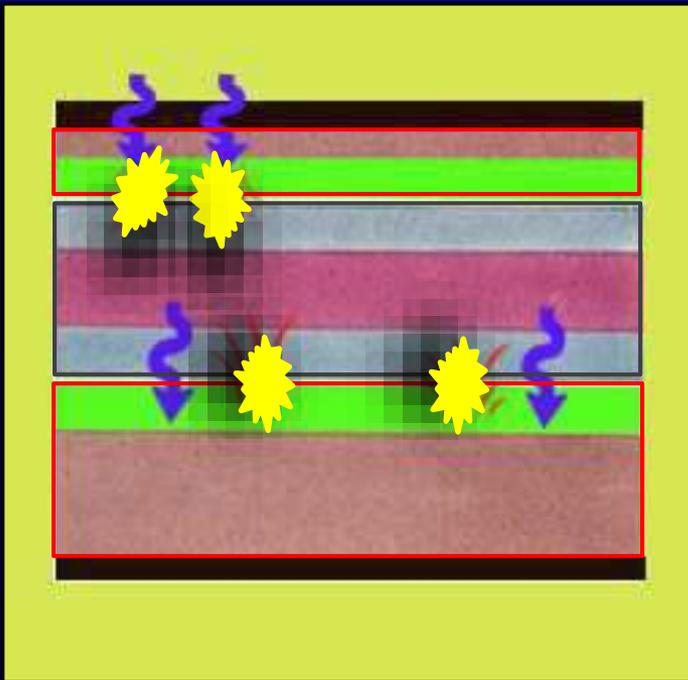


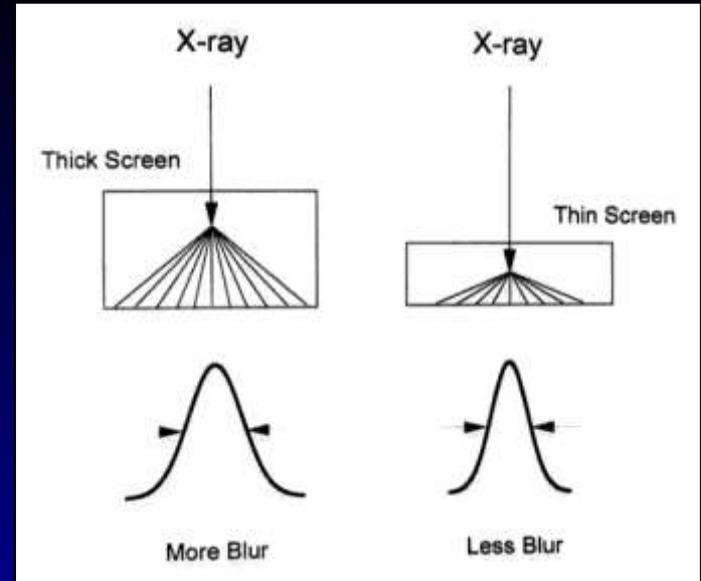
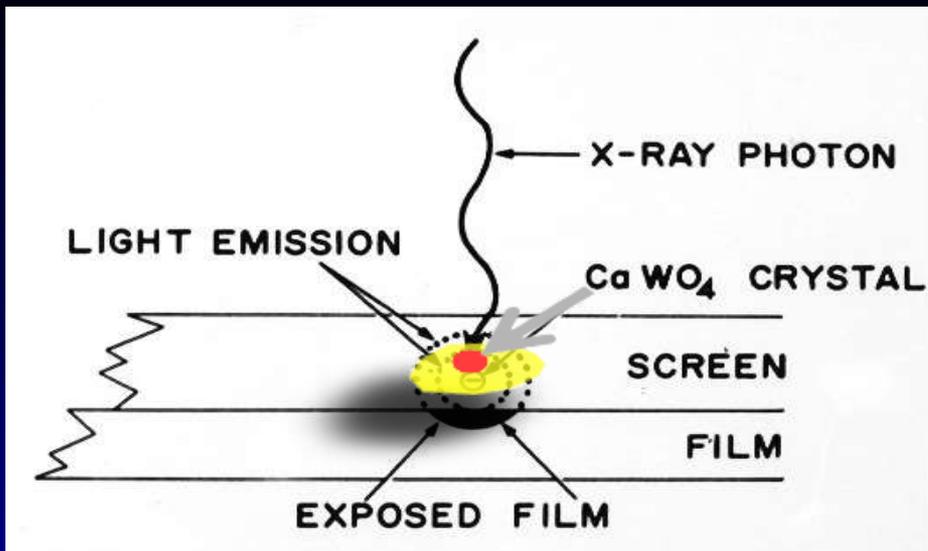
- Les écrans renforçateurs absorbent une partie des photons X [par effet photo-électrique = $f(Z)$ de l'élément absorbeur] ; ils restituent une faible partie de l'énergie sous forme de lumière

- Le taux d'absorption des photons X (efficacité de détection quantique EDQ) variait de 20 à 40 % pour les écrans "classiques" CaWO_4 , [f (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 est considérable; la longévité des tubes est décuplée...(diminution des coûts de maintenance)





- 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

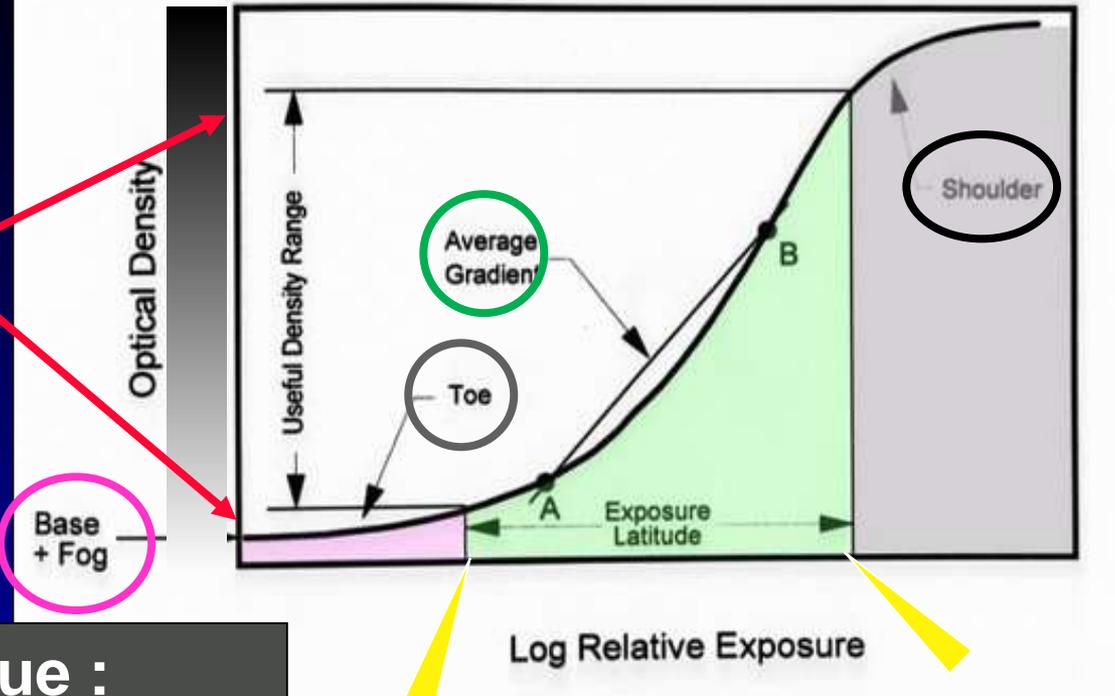
. écrans "standards" ou moyens ou "regular"

FI 200

. écrans "rapides" ou "fast"

FI 400

fenêtre de lecture



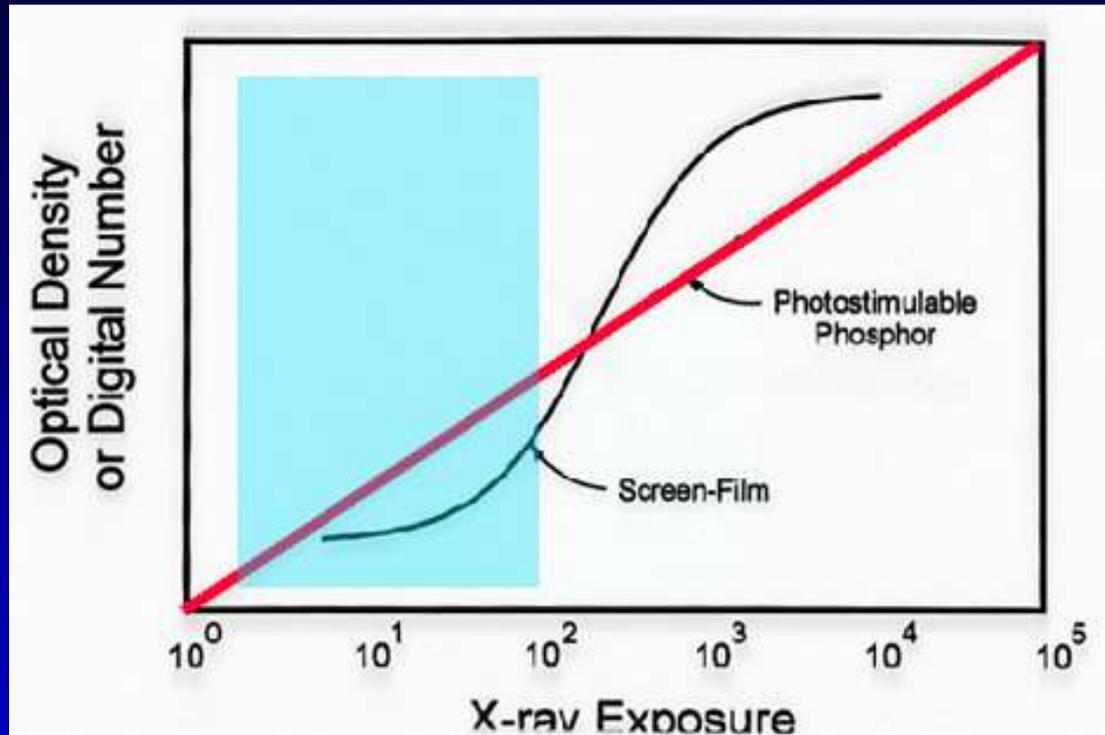
courbe sensitométrique :
densité optique = f(exposition)

latitudo d'exposition : infos visibles

- Pied de courbe (zone de sous-exposition)
- Partie rectiligne (zone de proportionnalité) ; pente = gamma
- Épaule de la courbe (zone de surexposition)

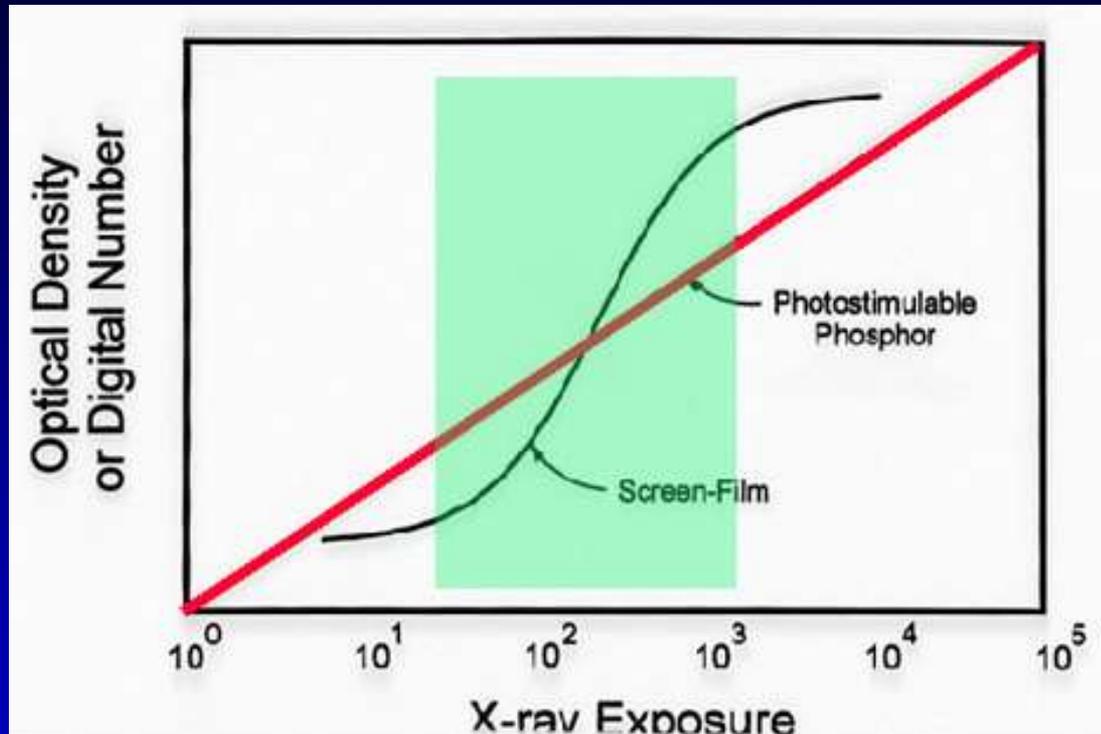
- La **courbe sensitométrique** est la représentation graphique de la réponse du couple écrans renforçateurs-film à l'exposition aux rayons X

sous exposition



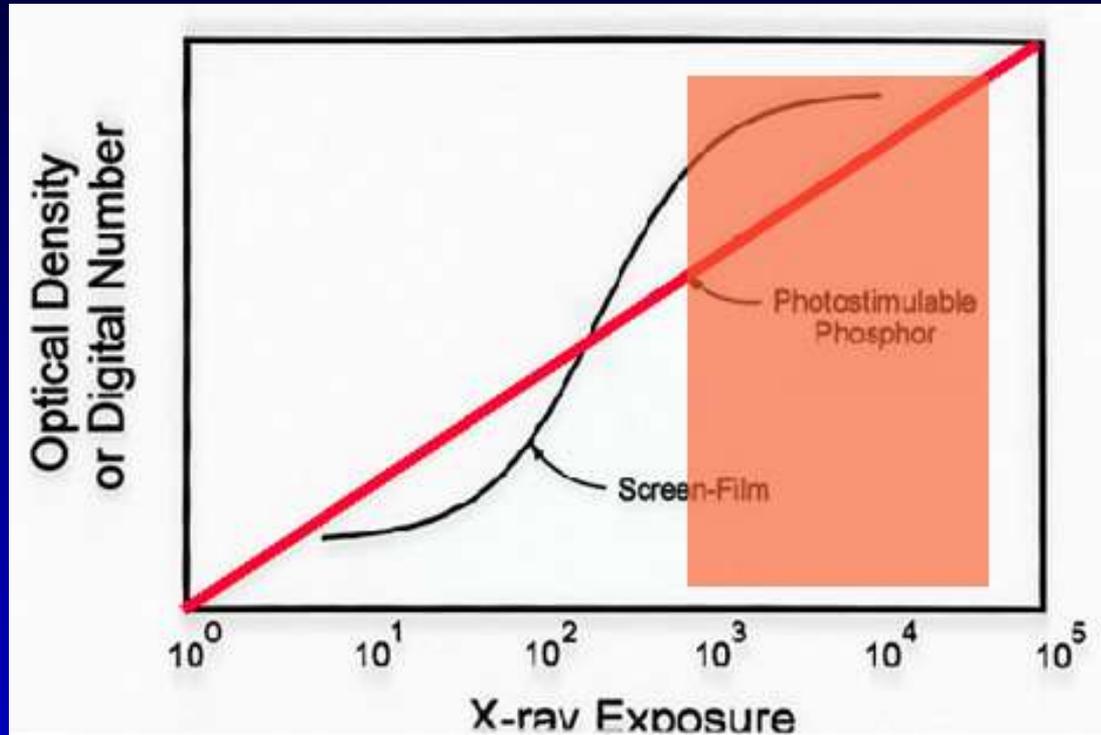
La dynamique des ERLM (CR = computed radiography) et des capteurs plans (DR = direct radiography) est linéaire ; leur latitude d'exposition est beaucoup plus étendue

exposition correcte



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

surexposition



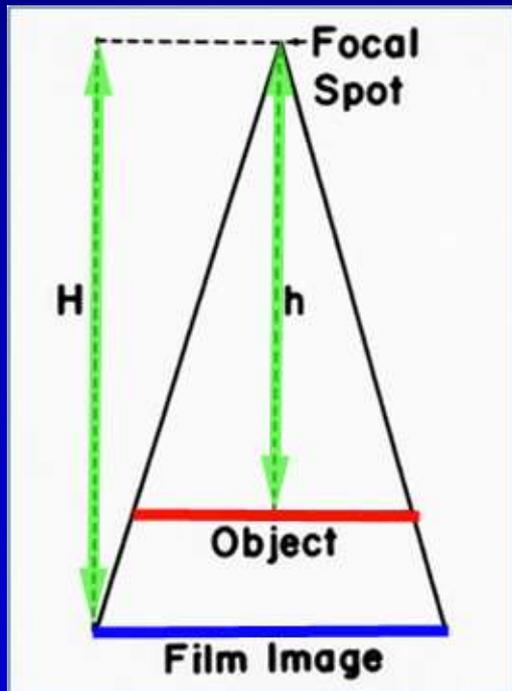
La dynamique des ERLM (CR = computed radiography) et des capteurs plans (DR = direct radiography) est linéaire ; leur latitude d'exposition est beaucoup plus étendue

3. FACTEURS GÉOMÉTRIQUES

- Agrandissement
- Distorsion
- Flous

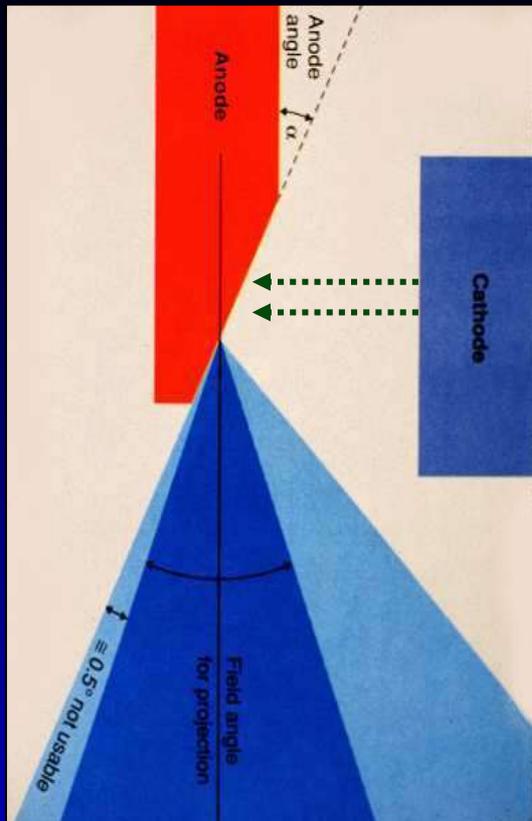
FACTEURS GÉOMÉTRIQUES

- Agrandissement $M = H/h$
 - | Distance source / patient (h)
 - | Distance source/ film (H)

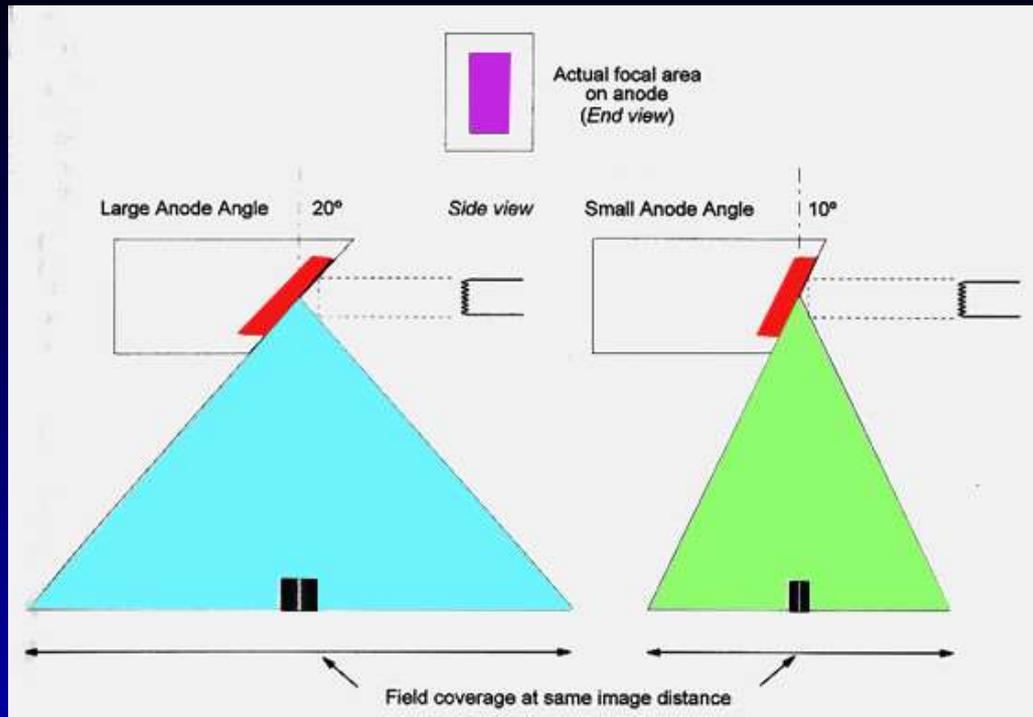


l'image radiographique est une projection conique ; elle est donc toujours agrandie par rapport à l'objet

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



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

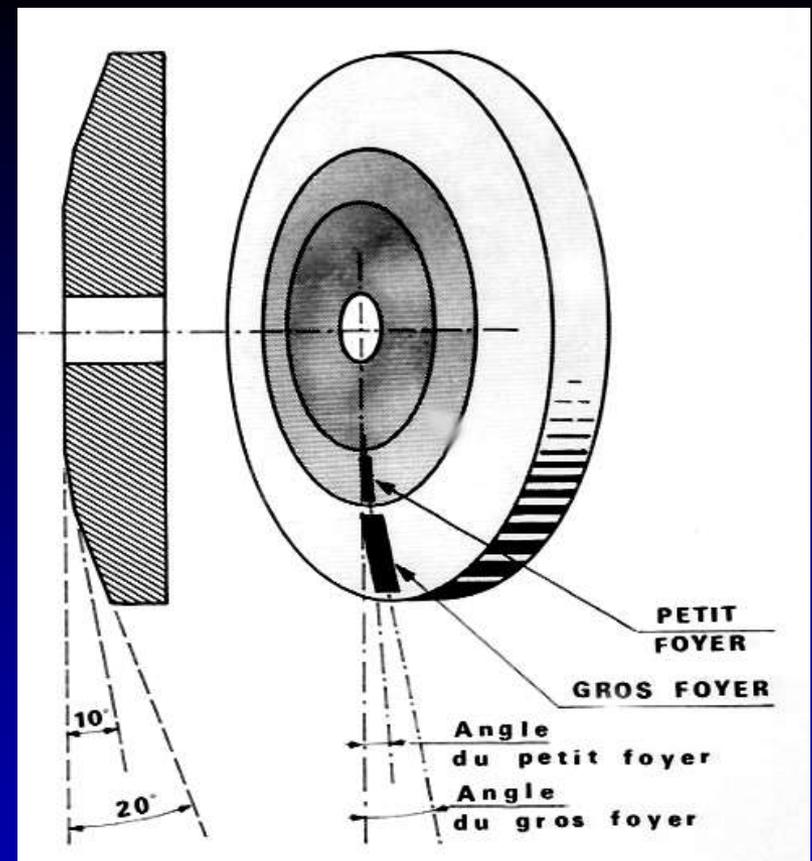
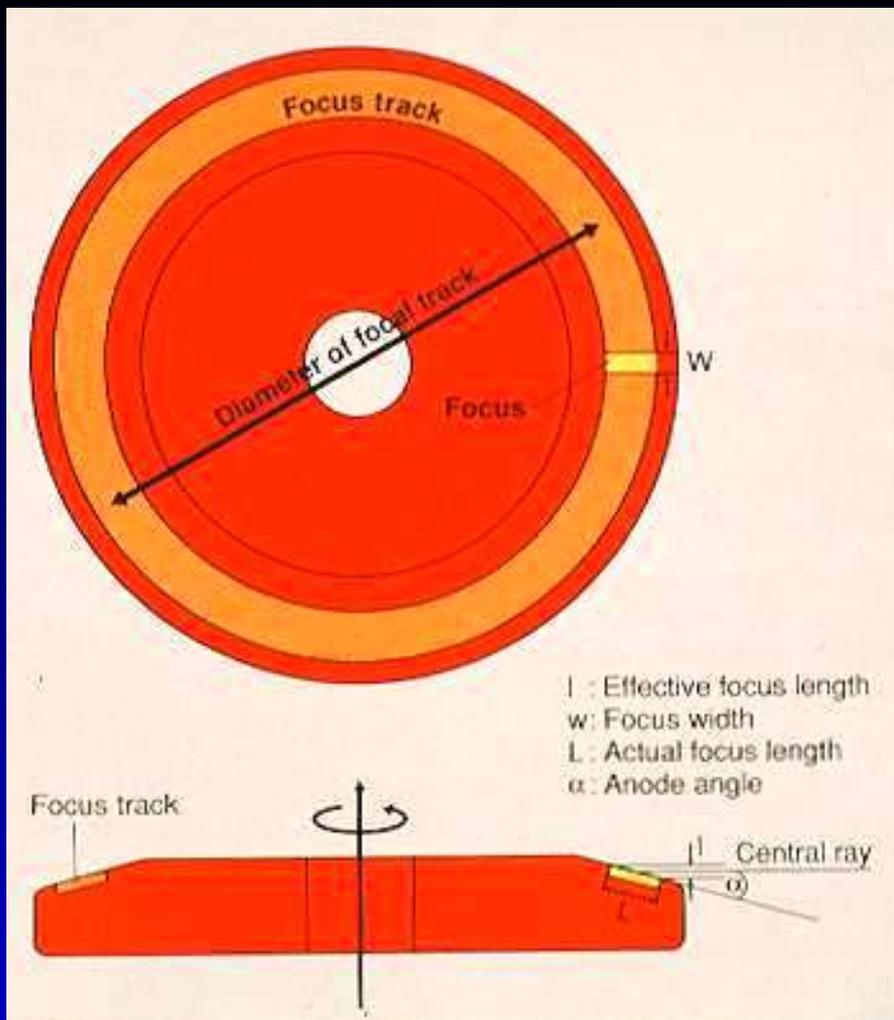


-en **radiographie par projection** "classique", on veut couvrir un film grand format : 36 x 43 cm avec une distance focale de 110 cm, ce qui nécessite un angle d'anode $\approx 20^\circ$

-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 radiogènes à double foyers

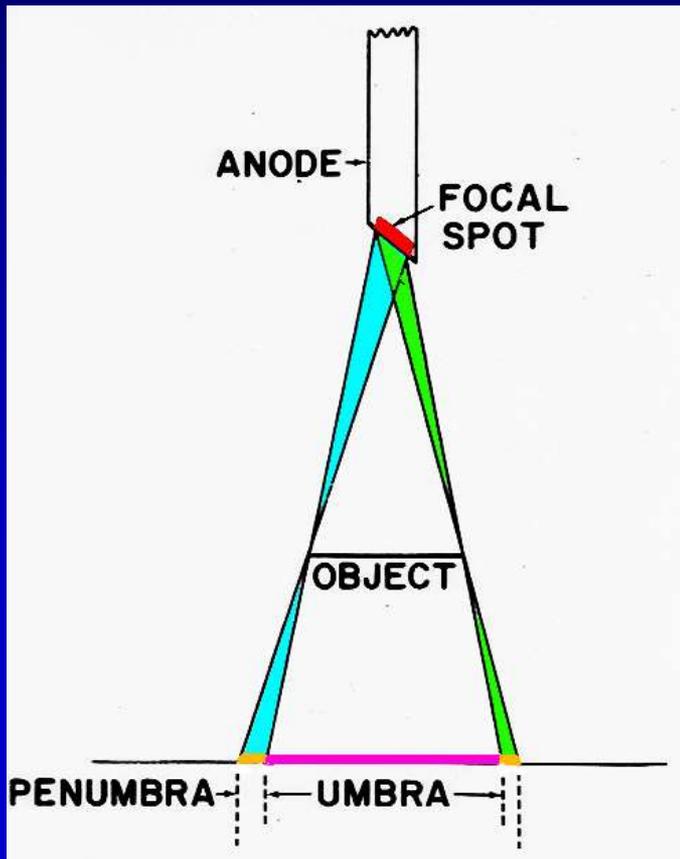
2 filaments

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

FACTEURS GÉOMÉTRIQUES

- Flou géométrique (de foyer)
 - Diminué si petit foyer, M petit



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**

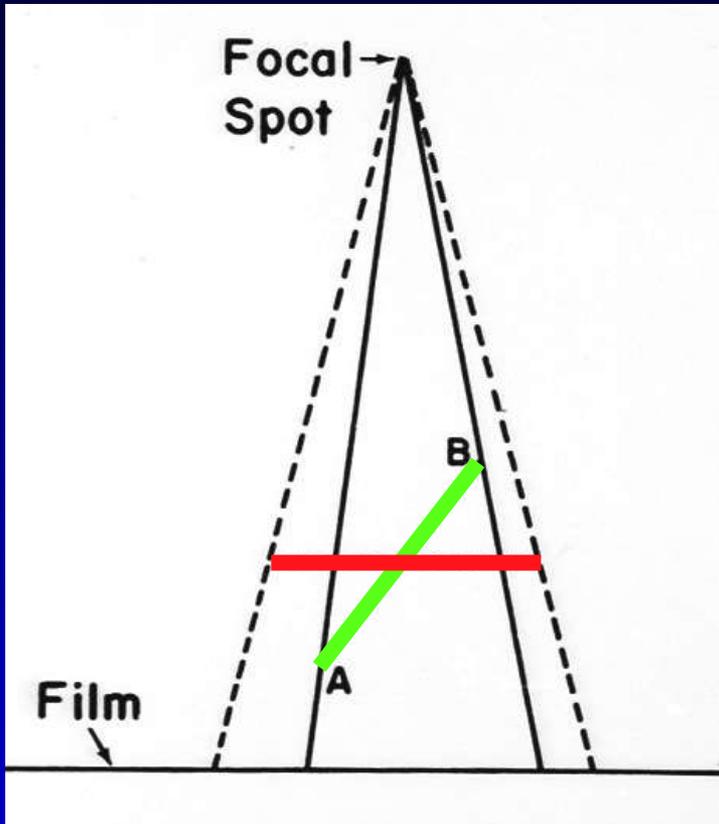
-le rapport d'agrandissement =

distance foyer-plan de l'objet

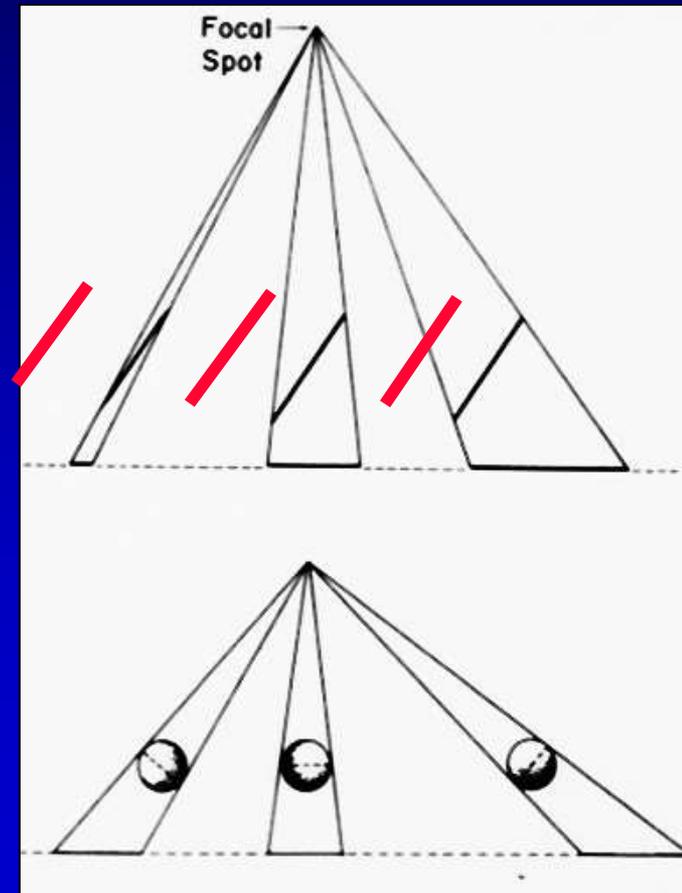
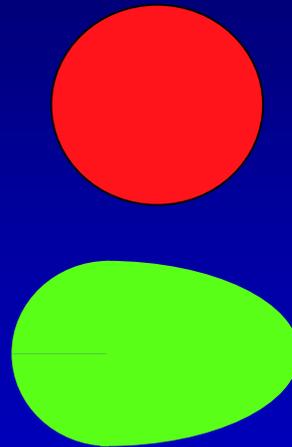
distance foyer-plan du système de détection

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

DISTORSION/DÉFORMATION



- Agrandissement → distorsion
- Divergence du faisceau de RX



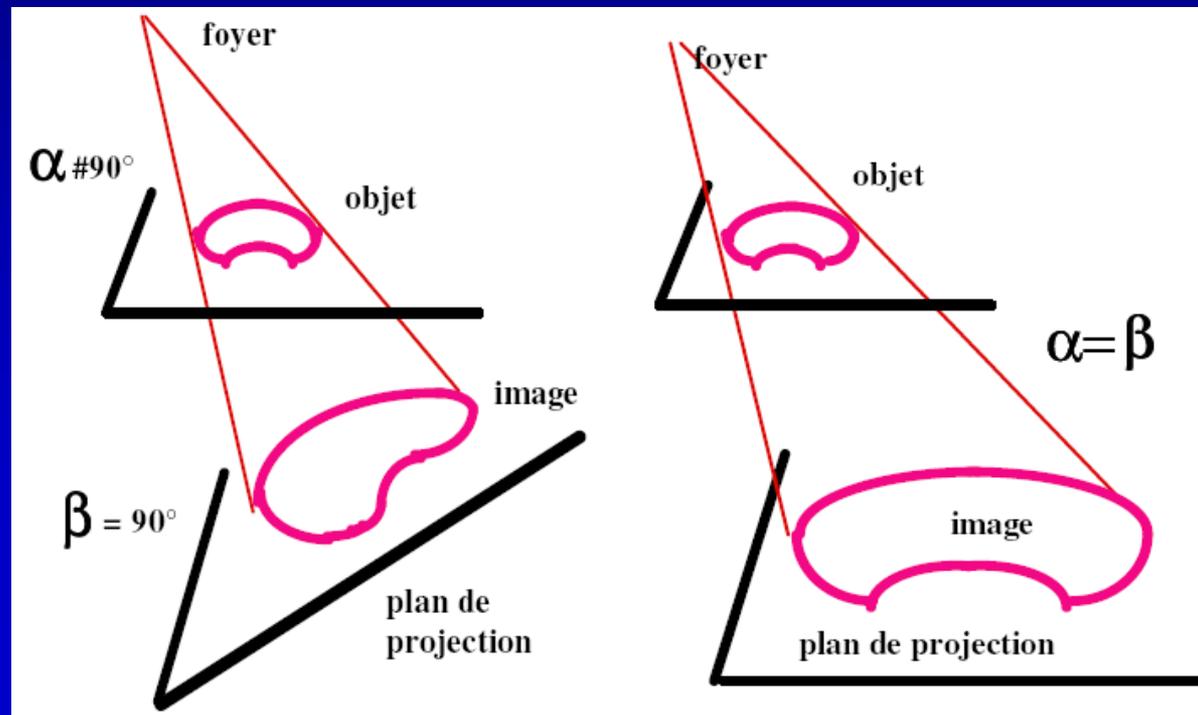
La distorsion est permanente dans les images radiographiques en raison de l'agrandissement variable des différents composants de l'objet, lié à leur position spatiale

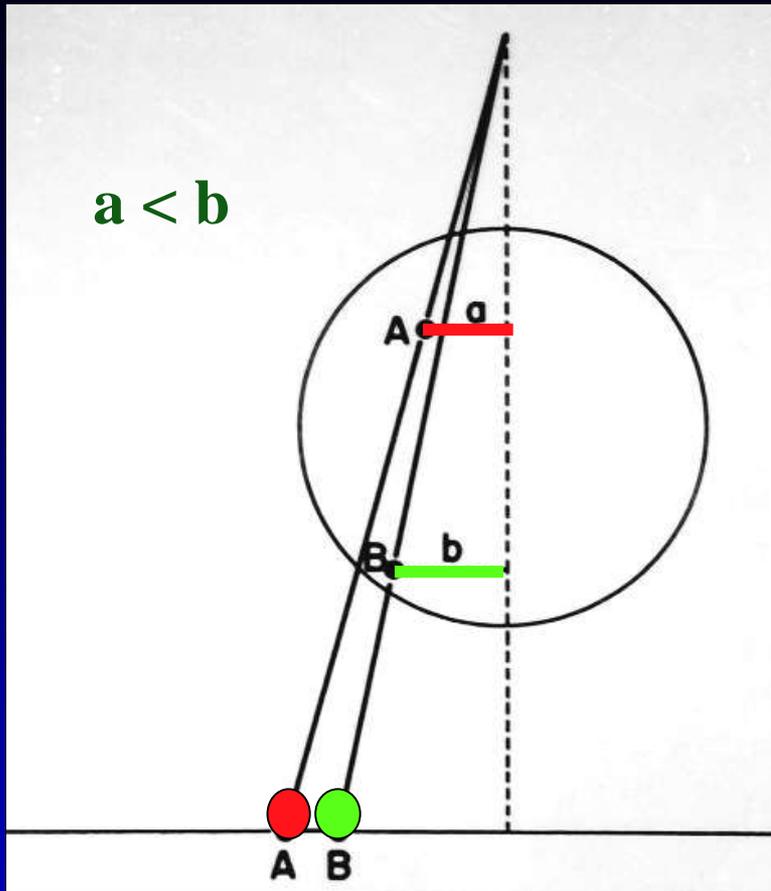
Elle dépend également de l'angle d'incidence

DISTORSION/DÉFORMATION

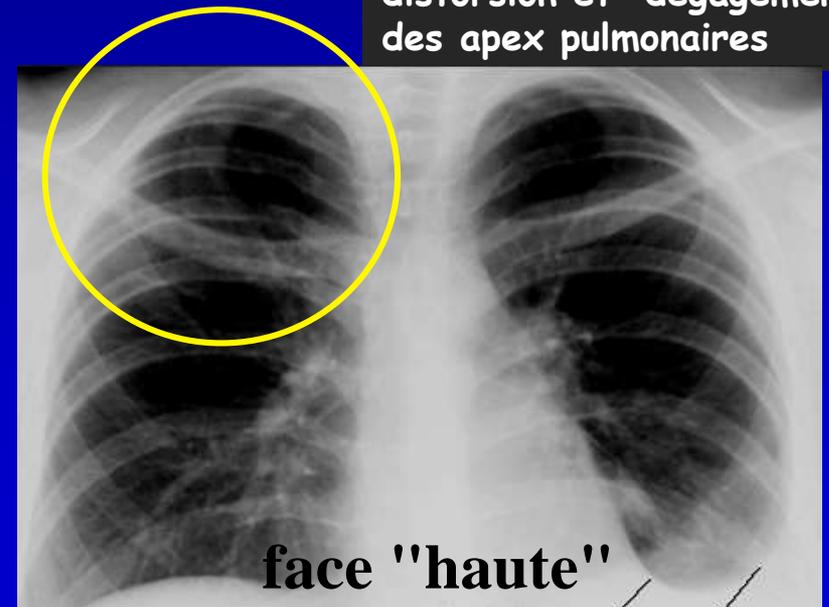
- Distorsion

- ▮ La cassette doit rester parallèle à l'objet radiographié





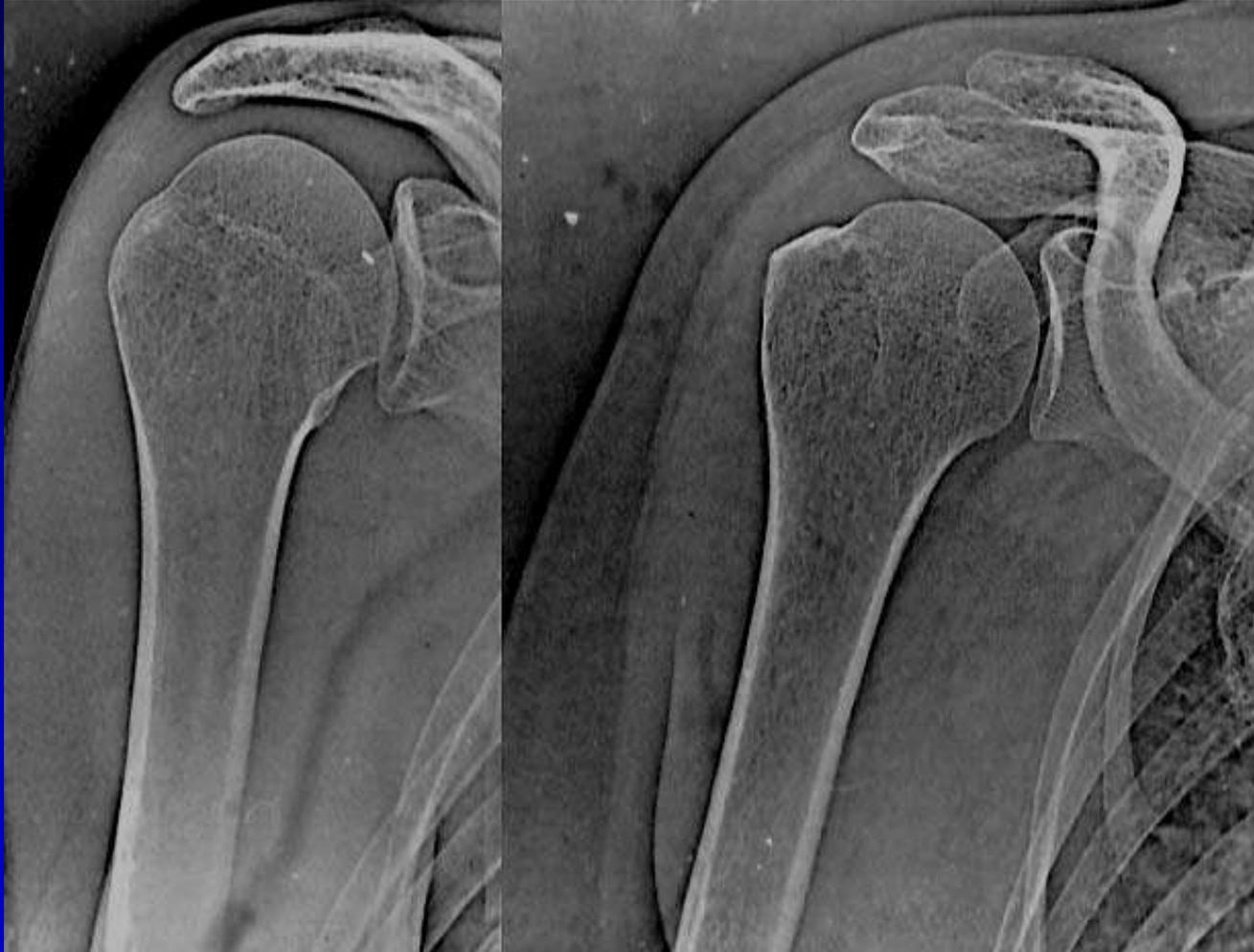
distorsion et "dégagement"
des apex pulmonaires

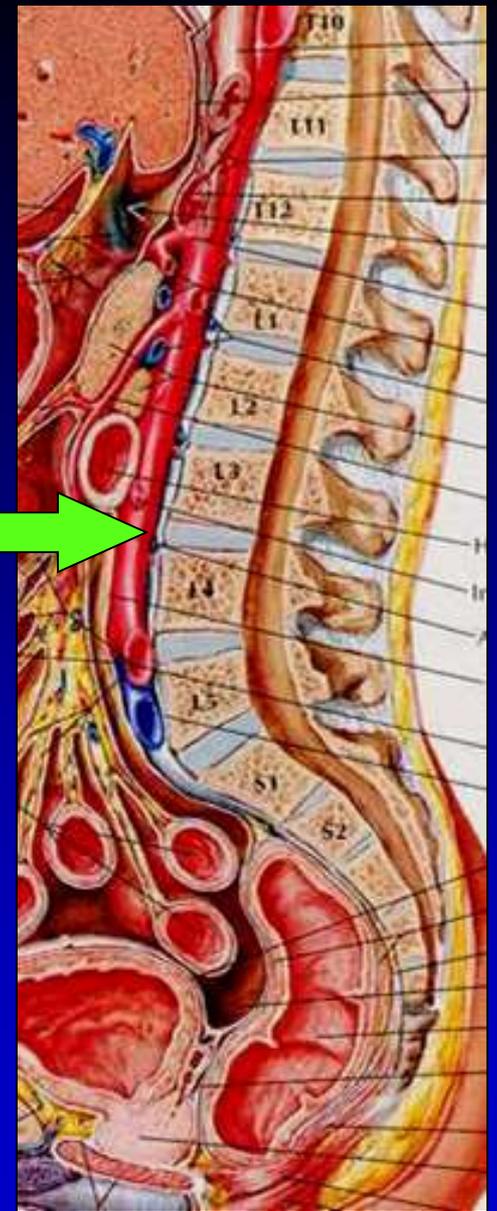
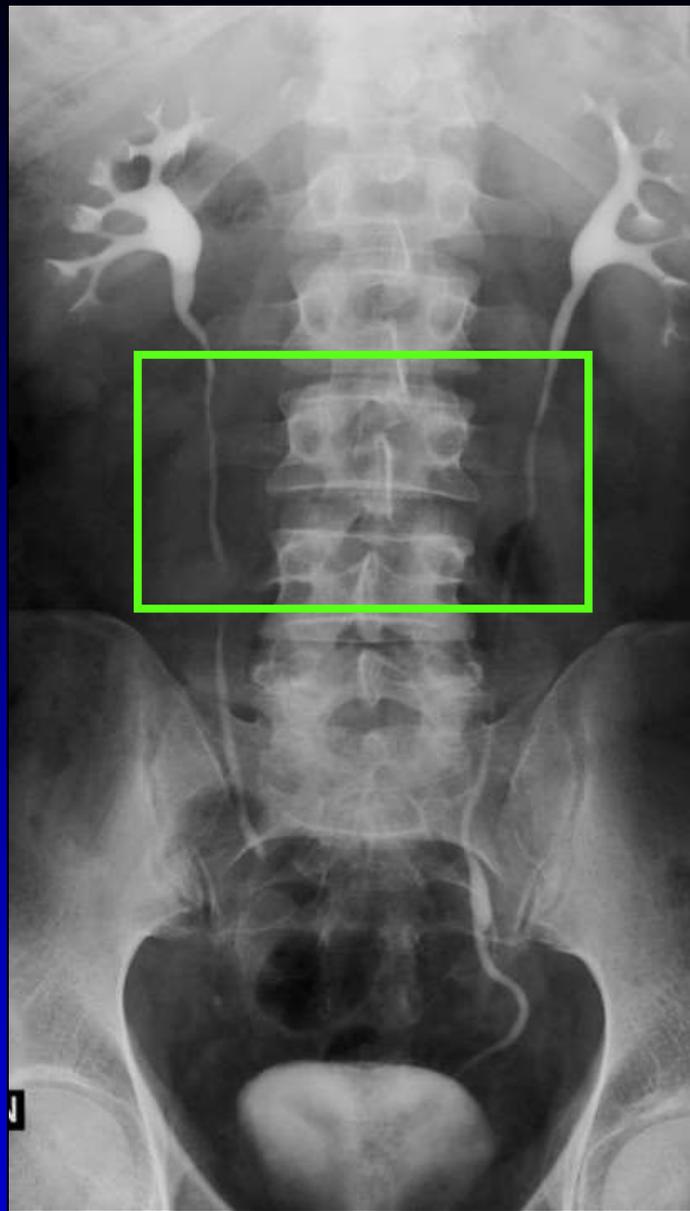


La distorsion modifie la place et la taille relatives des différentes structures en fonction de leur situation spatiale

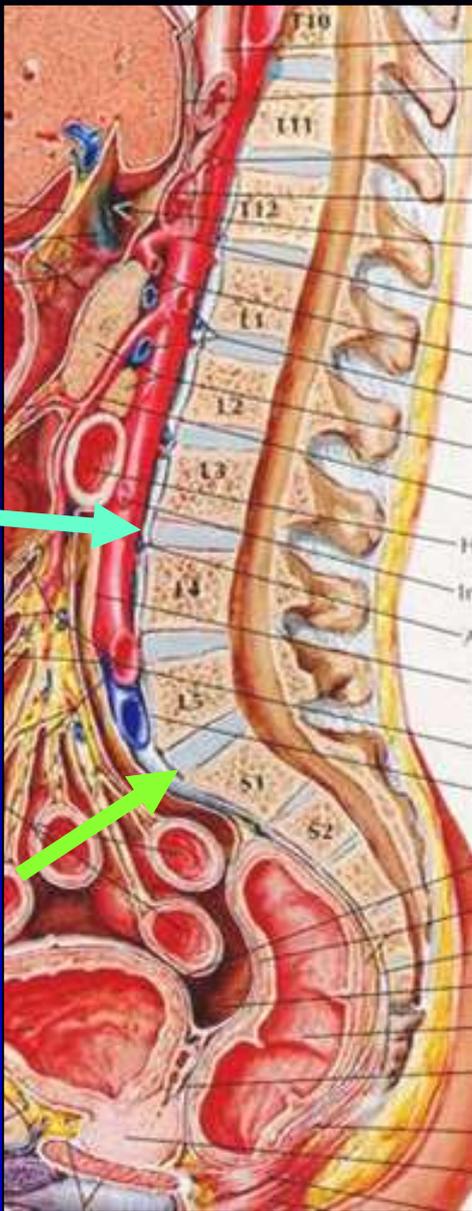
Son utilisation rationnelle est à la base de toute la technique d'imagerie par projection tant pour l'acquisition que pour la lecture des images

DISTORSION / INCIDENCES





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

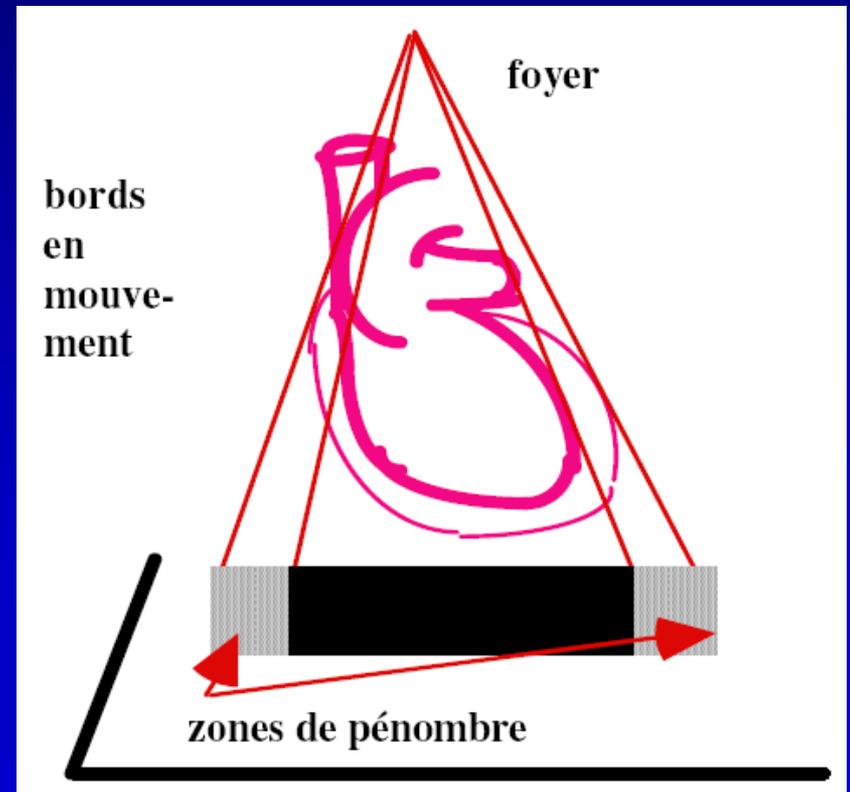


Nécessité d'une incidence oblique pour explorer L5 - S1 et L5 de face

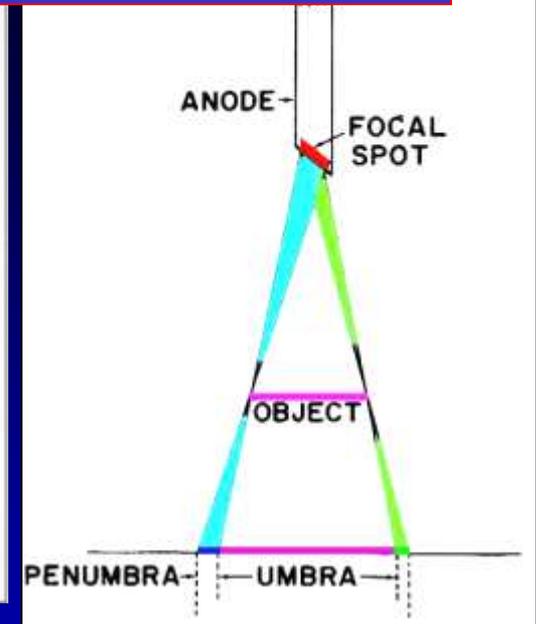
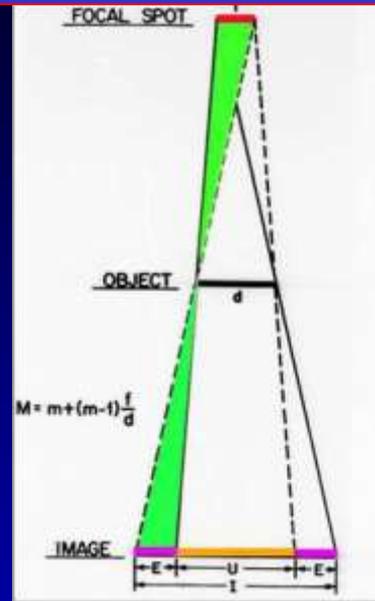
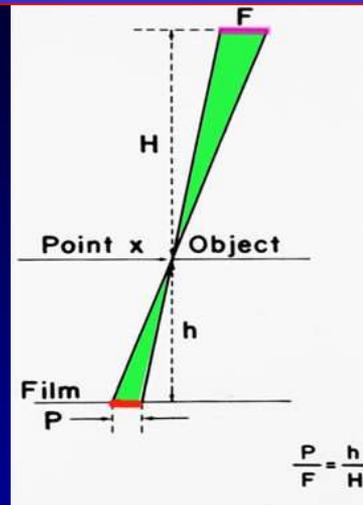
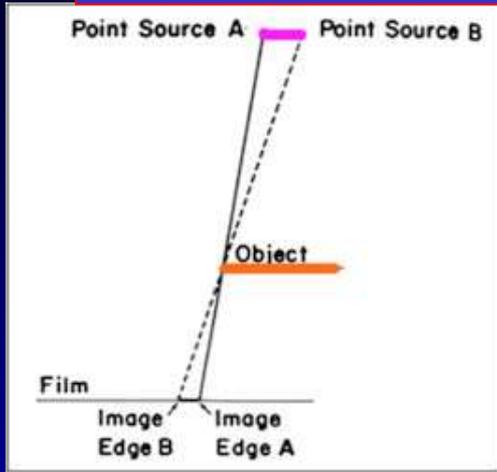
FLOU CINÉTIQUE

• Flou cinétique

- | Vitesse maximale des bords du cœur = 40 cm/s
- | Si temps de pose = 1/100 ème sec
- | Flou = 4 mm
- | Donc :
 - Immobilité
 - Temps de pose court
 - Diminution objet/film



LOI DE COMBINAISON DES FLOUS EN IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE PAR PROJECTION



1. Flou géométrique F_g

= f (taille du foyer)

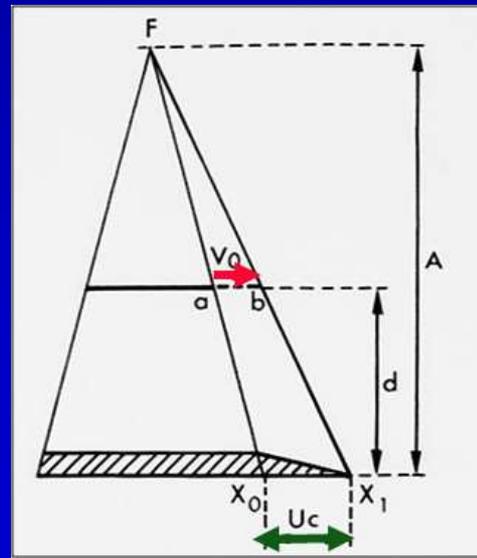
= f (rapport d'agrandissement)

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

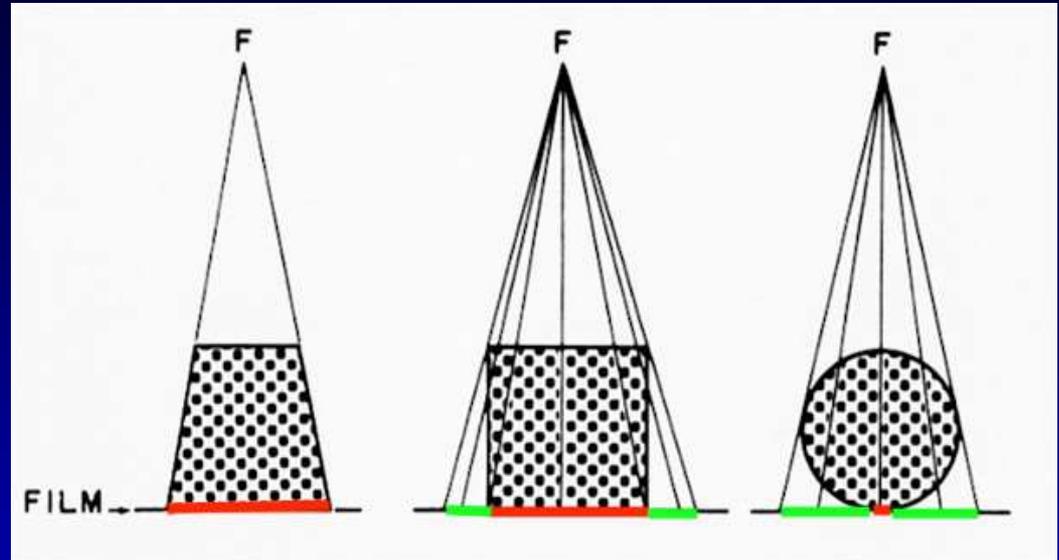


FLOUS MORPHOLOGIQUE ET DE DÉTECTION

3. 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**

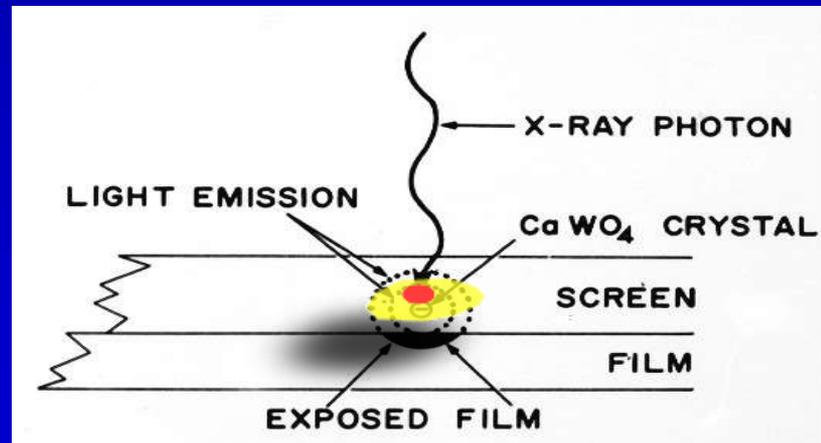


4. Flou de détection ou flou d'écran F_d

Directement lié au FI (facteur d'intensification)

Minimum pour les écrans fins (lents ou détail) FI 50

Maximum pour les écrans rapides (ou fast) FI 400



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

Fg = flou géométrique
Fd = flou de détection
Fm = flou morphologique
Fc = flou cinétique

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

CONCLUSION

- Nombreux paramètres influent sur l'image radiologique
- La « qualité » d'une radiographie dépend d'un compromis
- En fonction d'une hiérarchisation des informations souhaitées

REMERCIEMENTS

- Denis Regent (CHU Nancy)