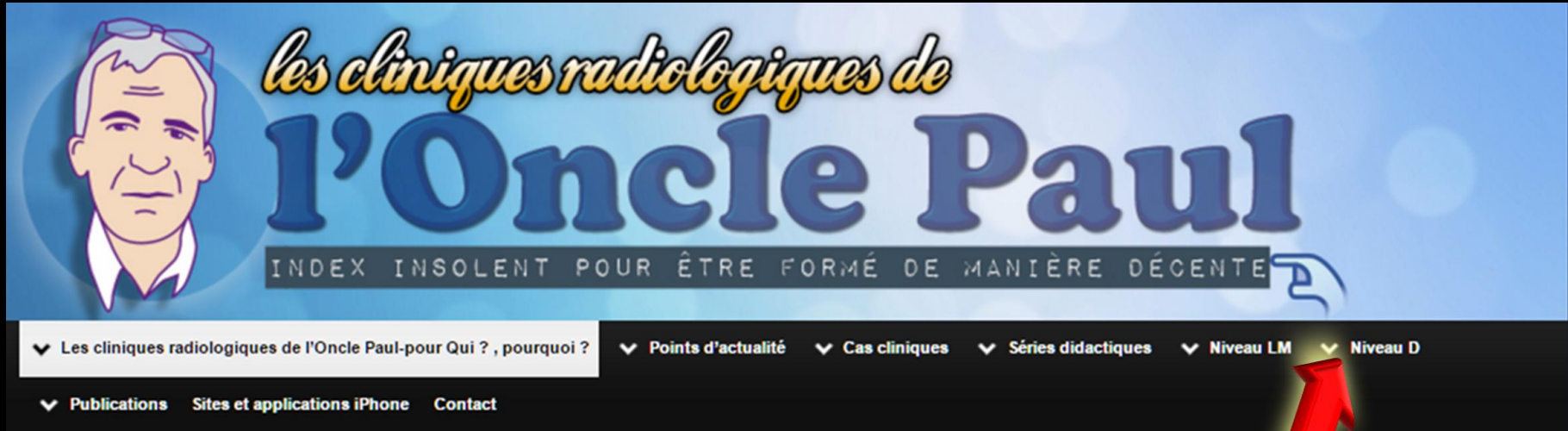


imagerie par projection en radiologie ostéo-articulaire

le diaporama de ce cours sera en libre accès sur le site *oncle paul.net*

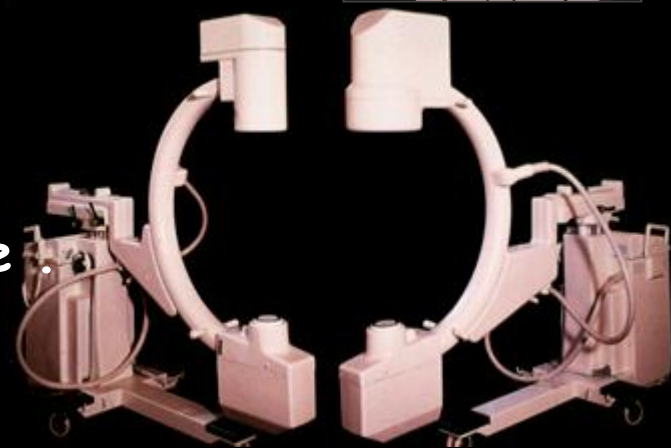


onglets: niveau D (dernier à droite)

puis imagerie d'organes

puis ostéo-articulaire

puis technique



un domaine d'apparence facile.....

dans lequel l'"artisanat" a, même à l'heure du "tout numérique", gardé toute sa place

points essentiels

-géométrie et facteurs de qualité de l'image .

-numérisation ; capteurs plans

quelques éléments de sémantique

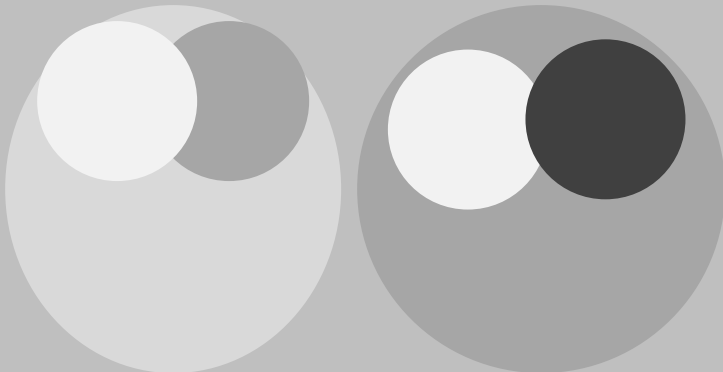
élément de base de l'imagerie en échelle de gris : **le signal**
signal , contraste , bruit..." spontanés "
produits de contraste (PC) artificiels

Signal et contraste

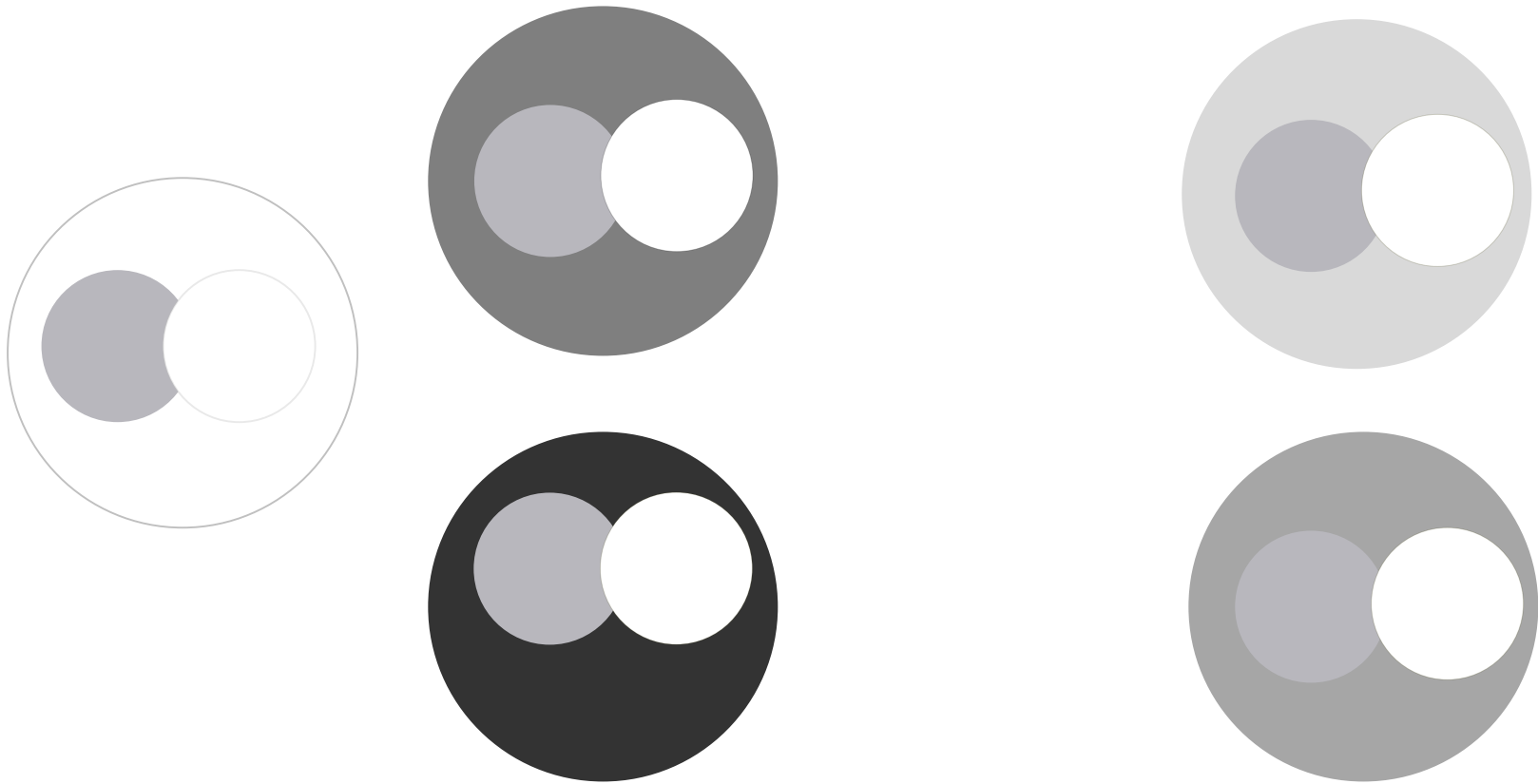


Signal A >> Signal B >> Signal C

$$\text{Contraste} = \frac{\text{Signal A} - \text{Signal B}}{\text{Signal A ou Signal B}}$$

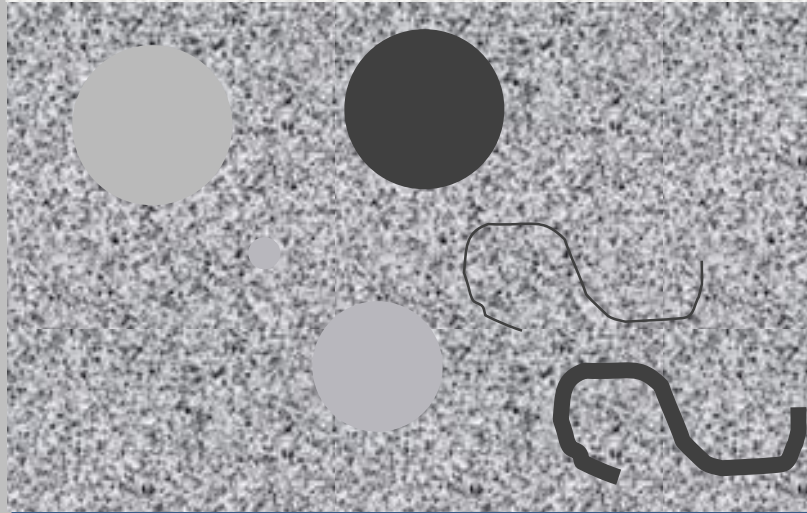
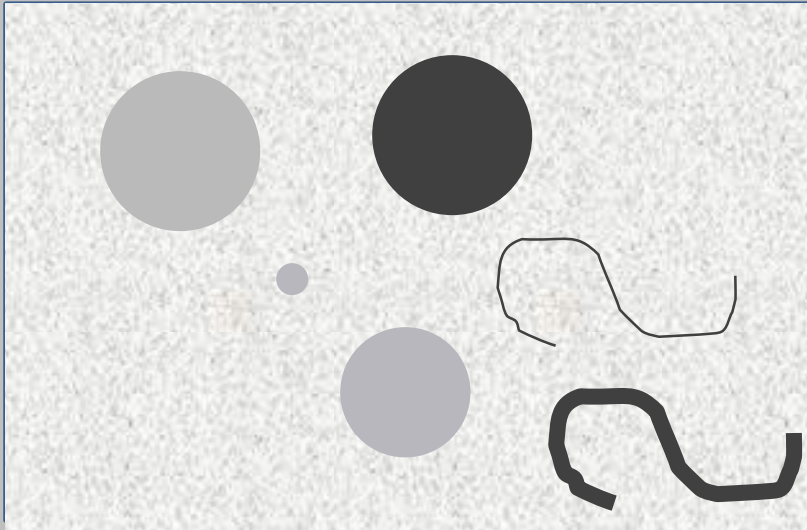


$$\text{Contraste} = \frac{\text{Signal A} - \text{Signal B}}{\text{Signal A} + \text{Signal B}}$$



Le **contraste apparent** dépend du niveau de **signal du "fond"** sur lequel se projettent les signaux des régions d'intérêt formant leur **"contraste propre"**

Signal et bruit



bruit faible
rapport **S/B** élevé

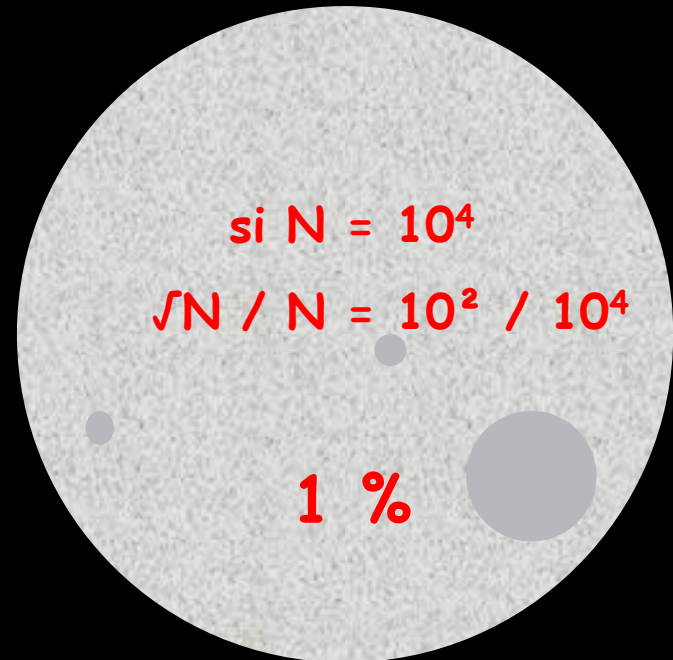
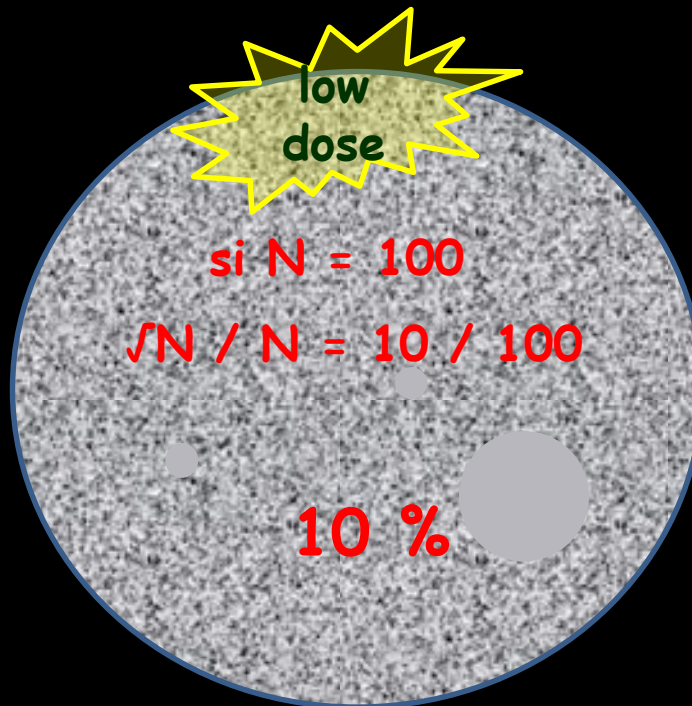
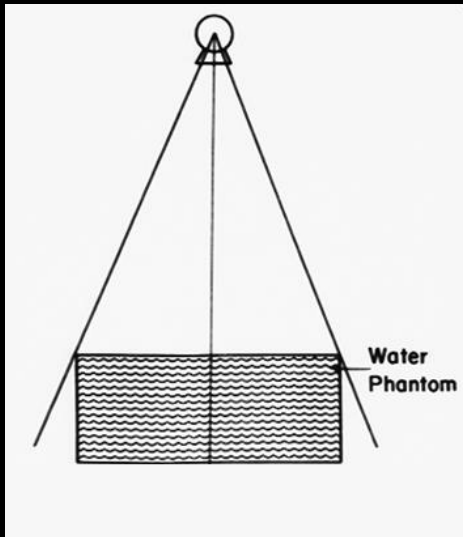


bruit élevé
rapport **S/B** bas

Le **bruit diminue la résolution en contraste**, ce qui entraîne une perte de la visibilité des structures à faible contraste propre et ce, d'autant plus qu'elles sont de petite taille

en imagerie "roentgenienne" (par projection, angiographie numérisée DSA = digital subtraction angiography, scanographie..) , la principale source de bruit est le bruit quantique, qui est directement lié à la dose d'exposition .

le bruit quantique est proportionnel à la racine carrée du nombre de photons X utilisé pour un élément d'image (pixel ou voxel)
pour N photons, la fluctuation quantique est de $\pm \sqrt{N} / N$



l'imagerie radiologique ostéo-articulaire "conventionnelle"

imagerie par projection = représentation d'un volume (espace tri dimensionnel) sur une image bidimensionnelle mais en radiologie standard, pas de rendu de la 3^{ème} dimension (ni perspective ni ombrage !!!)

par opposition à l'imagerie "en coupes" (qui permet une représentation en volume) !!!





quelles sont les **principales caractéristiques** de l' image de la main de Madame Roentgen par rapport aux clichés actuels

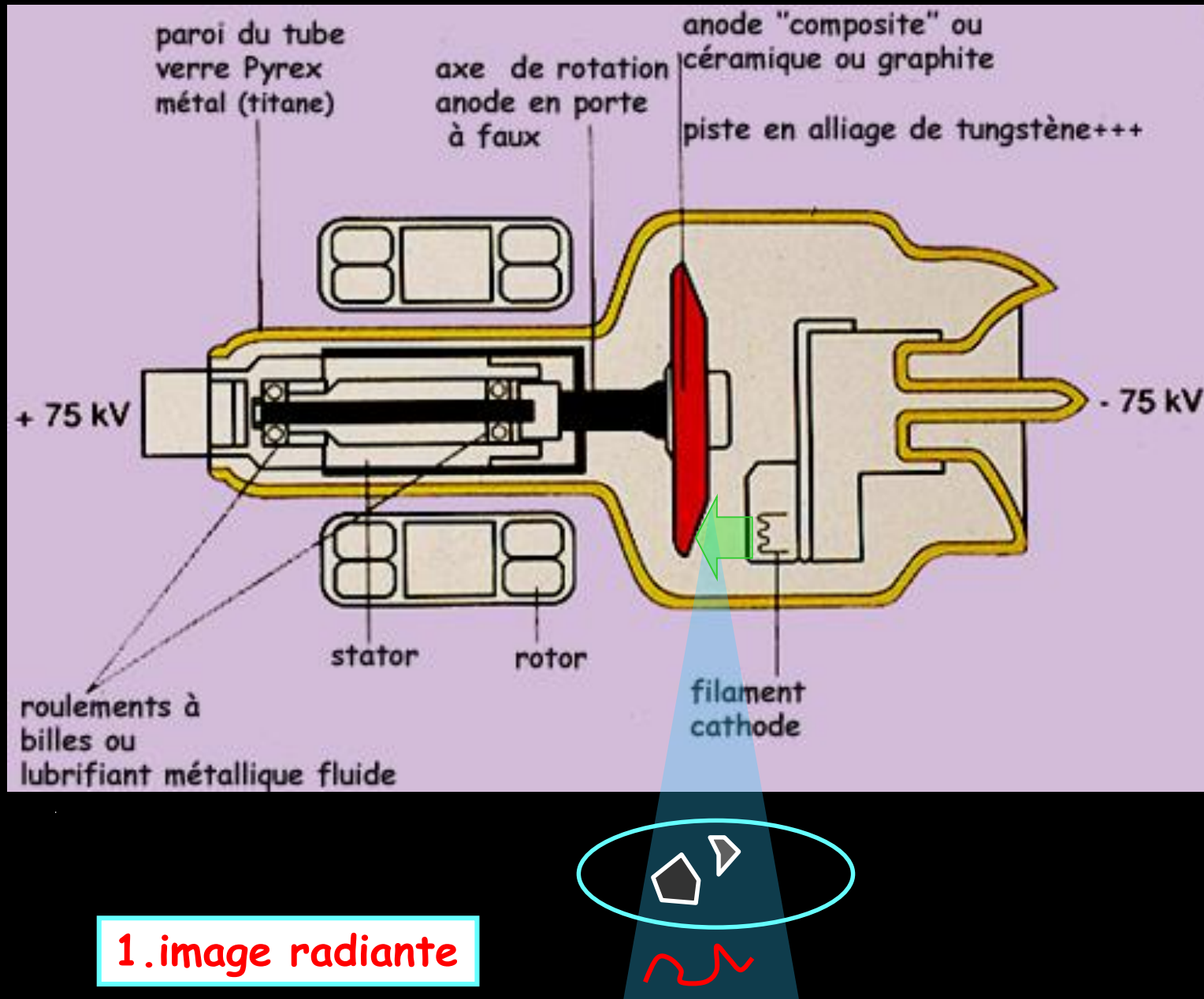
- aspects **géométriques** : agrandissement , distorsion , loi des incidences tangentielles
- aspects **"photographiques"** : densité , contraste , grain



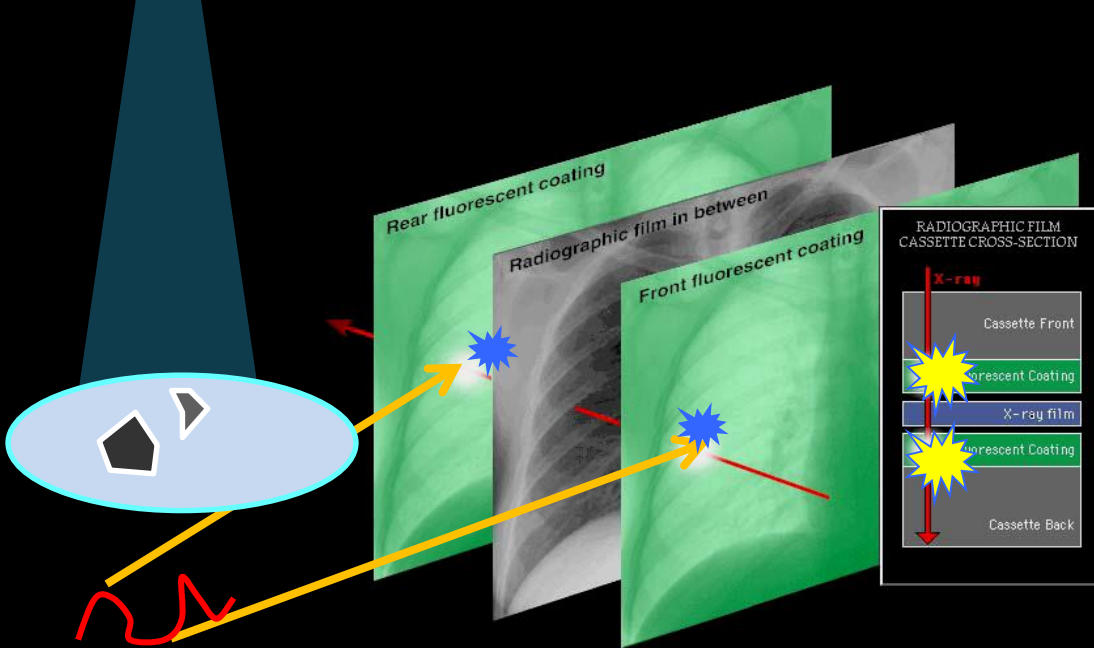
décembre 1895
W. C. Roentgen



facteurs de qualité de l'image radiographique



1. image radiante



couple écrans
renforceurs-film
argentique (double
face)

2.image latente

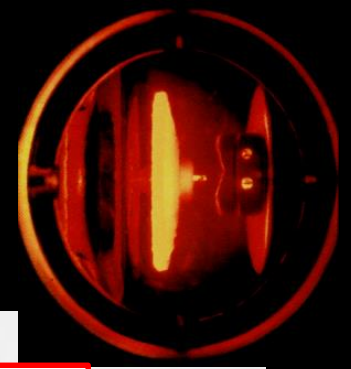


traitement chimique
'photographique',
(révélateur fixateur,
lavage+++)

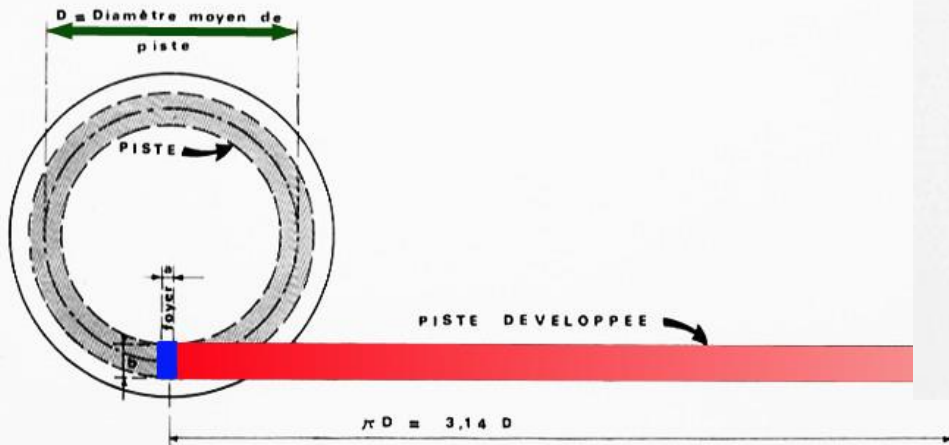
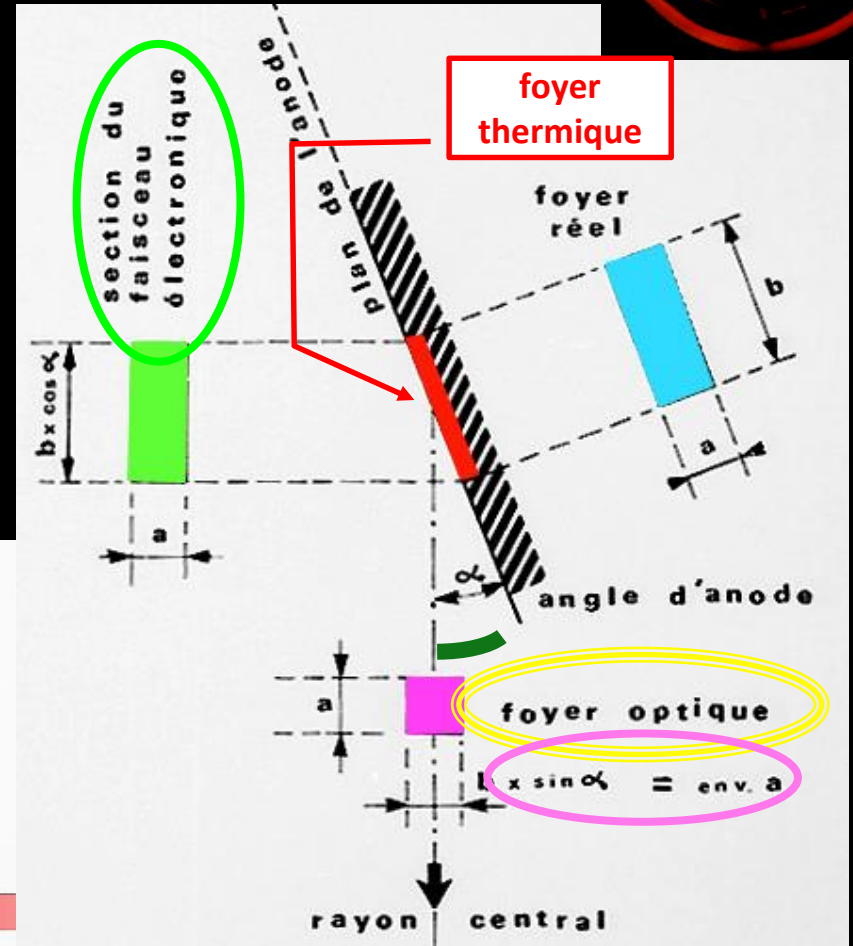


3.image analogique

le tube radiogène est un **convertisseur d'énergie**; il convertit l'énergie électrique à raison de **99 % de chaleur (et lumière)** et **1% de photons X** dont les X "mous" !



le principe du foyer linéaire (1918) permet de définir les foyers **réel**, **thermique** et **optique** du tube radiogène et leurs relations géométriques



$$p = \frac{\text{Surface de piste}}{\text{Surface du foyer}} = \frac{b \times \pi D}{a \times b} = \frac{\pi D}{a} > 100$$

la puissance d'un tube radiogène (et du générateur), exprimée en kilowatt kW correspond à la quantité d'énergie électrique que le tube peut convertir en 1/10^{ème} de seconde

$$P = U \text{ en kV} \times I \text{ en mA}$$

la charge thermique d'un tube correspond à la puissance X durée de l'exposition

$$W \text{ en UC} = U \text{ en kV} \times I \text{ en mA} \times t \text{ en s}$$

$$\text{scanner : } 120 \text{ kV} \times 300 \text{ mA} \times 20 \text{ s} = 720000 \text{ UC}$$

$$\text{RT : } 120 \text{ kV} \times 100 \text{ mA} \times 0,02 \text{ s} = 2400 \text{ UC}$$

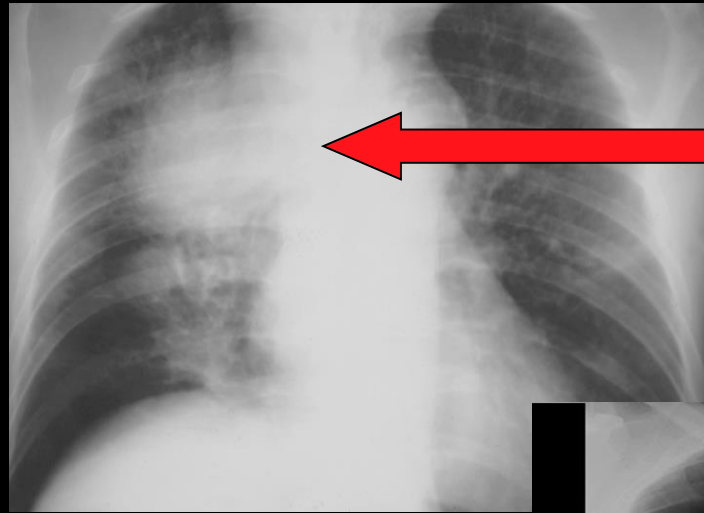
la capacité de dissipation thermique d'un ensemble "tube-gaine-systèmes de refroidissement" est une caractéristique essentielle en scanographie et en DSA thérapeutique , elle se traduit en quantité d'UC éliminées en fonction du temps .La décroissance est de type exponentiel.

facteurs de qualité "photographiques" de l'image radiographique

densité photographique $\approx$ noircissement moyen

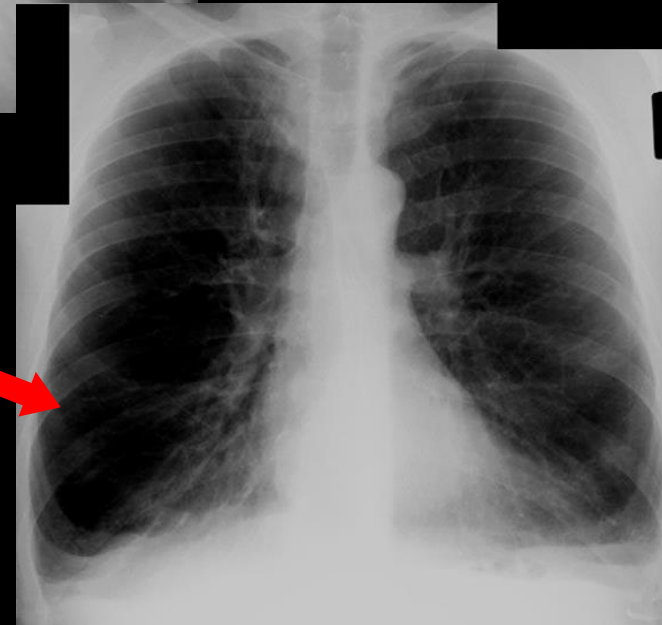
contraste

sémantique



opacité

hyperclarté



opacités et hyperclartés
parenchymateuses pulmonaires

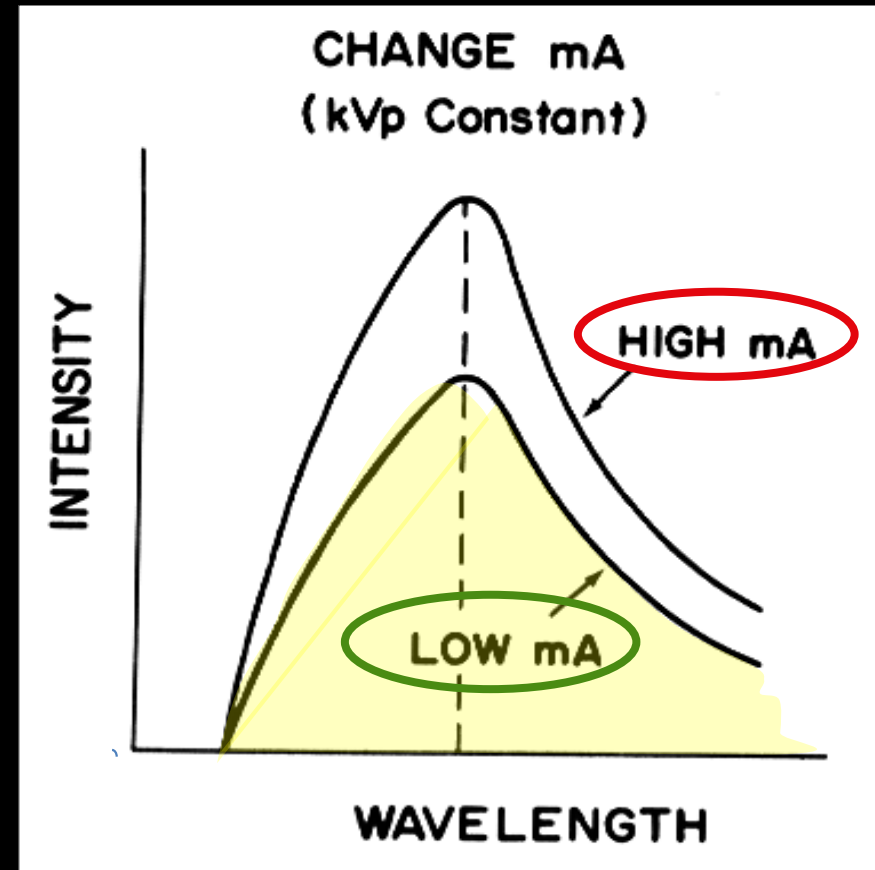
densité photographique $\approx$ noircissement moyen est déterminé par

le **milliampérage (mA)** qui correspond à **l'intensité du courant-tube**, cad au nombre d'électrons émis par le filament et accélérés par la ddp cathode-anode, par unité de temps (N)

le choix du milliampérage détermine, avec celui du temps d'exposition (mAs) le nombre total d'électrons, donc de photons X utilisé au cours d'une exposition (**aspect quantitatif**)

le produit mA x s détermine le noircissement moyen (la densité

photographique) de l'image radiographique



E max et E moy non modifiées

l'augmentation du milliampérage **diminue le niveau de bruit quantique**
et, de ce fait, **améliore la résolution en contraste pour les**
structures à faible contraste propre

si $N = 100$

$$\sqrt{N} / N = 10 / 100$$

$$10 / 100$$

low
dose

si $N = 10^4$

$$\sqrt{N} / N = 10^2 / 10^4$$

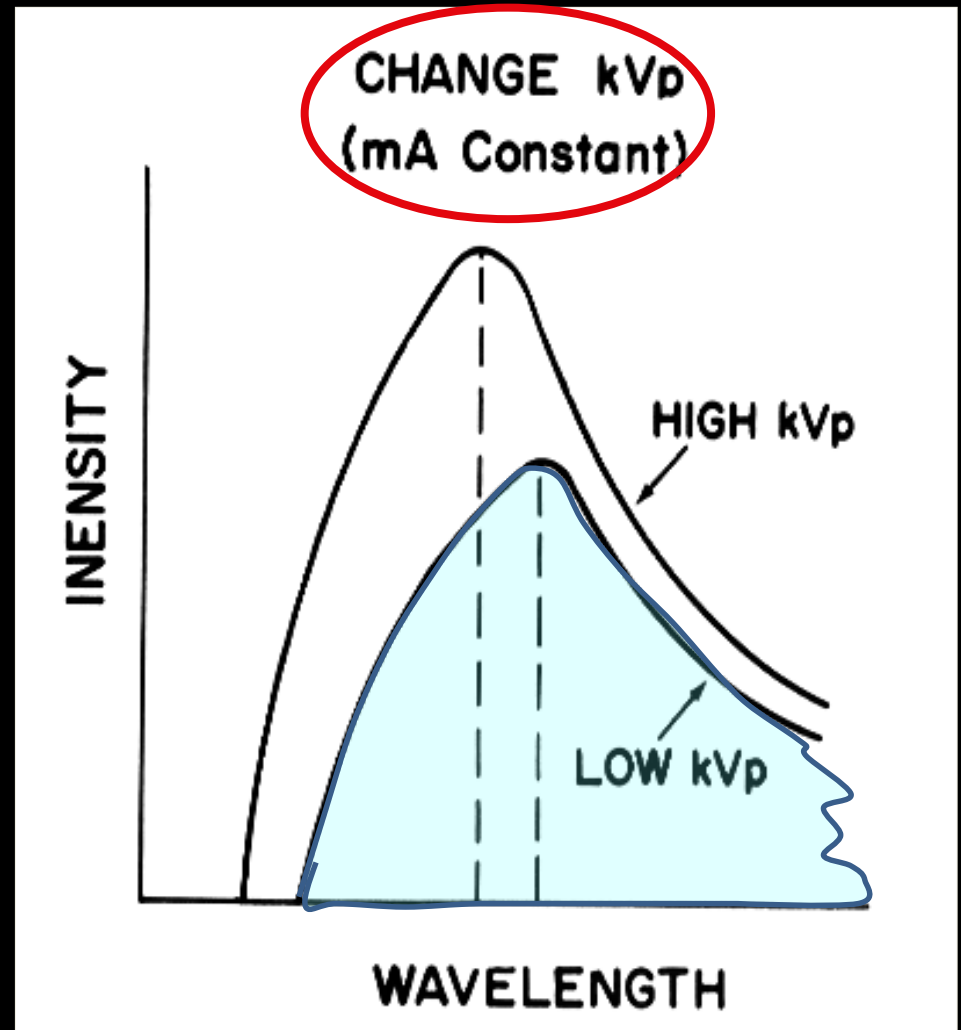
$$1 / 1000$$

facteurs de qualité "photographiques" de l'image radiographique

densité photographique $\approx$ noircissement moyen

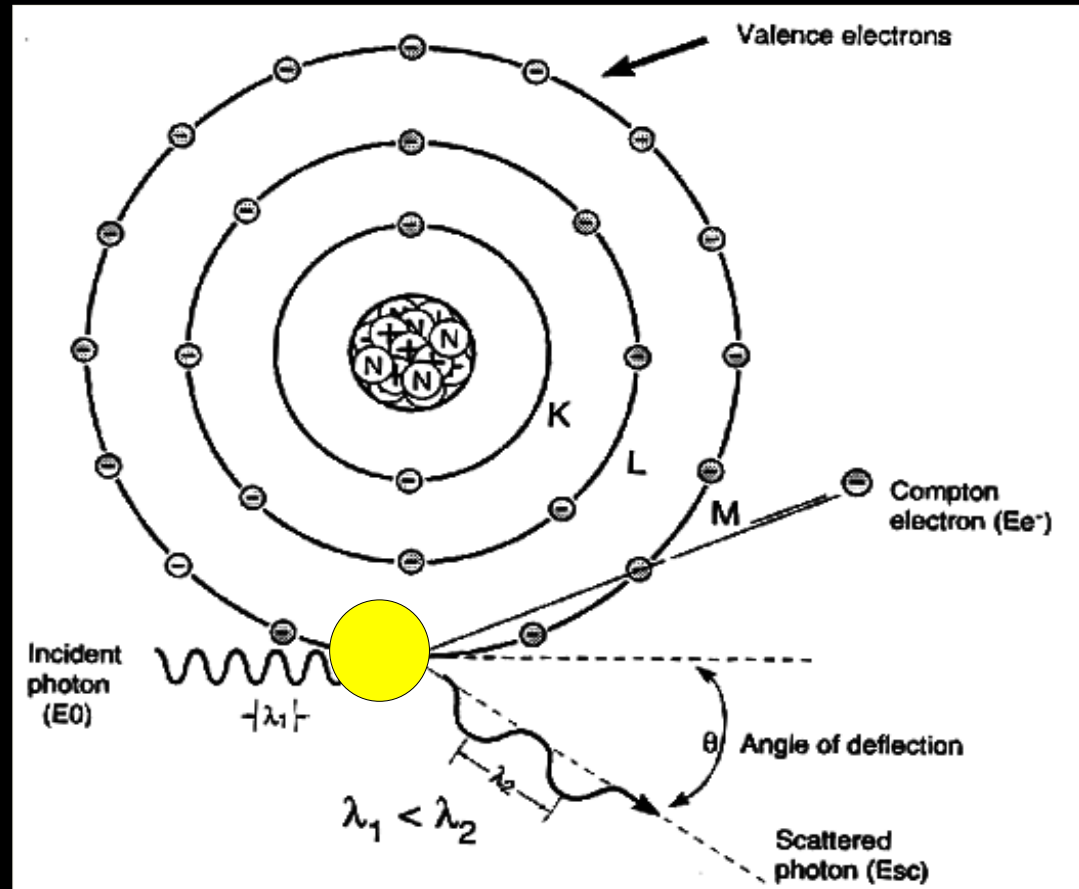
contraste

le choix du kilovoltage (kV)
détermine l'énergie cinétique
des électrons soumis au champ
électrique cathode-anode, donc
l'énergie des photons X émis
(aspect qualitatif)



un kV élevé permet privilégier l'atténuation par effet Compton qui reflète la **densité électronique** (nombre d' e^- / mm^3) des absorbeurs ce qui "rapproche" les **tissus mous** ($Z=1$ hydrogène à oxygène $Z=8$) des **absorbeurs de Z élevé** (Ca^{++} $Z=20$, Iode $Z=51$)

interaction entre e^- du courant tube et e^- des **couches périphériques** des absorbeurs, dont les énergies de liaison sont faibles, surtout si leur Z est élevé

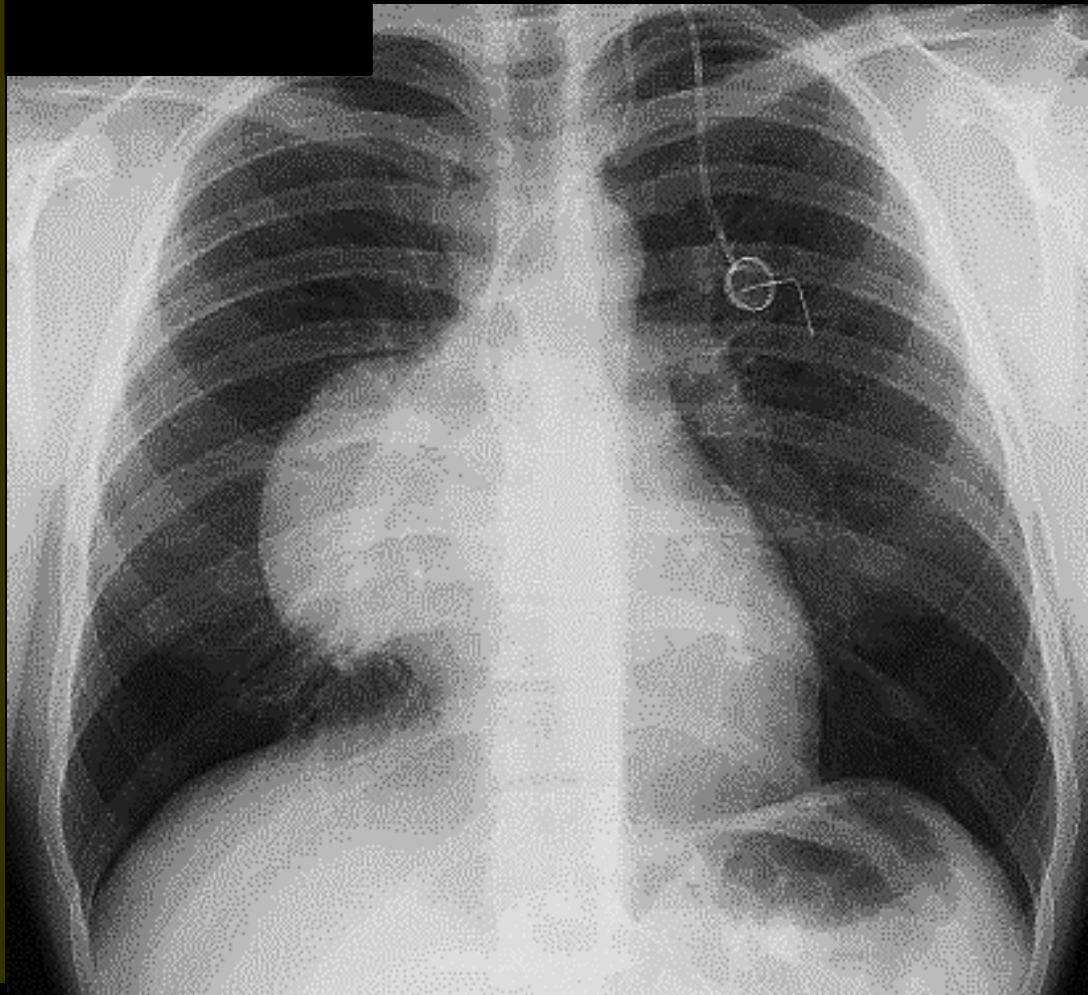


un kilovoltage élevé (> 100 kV)
:technique "haute-tension"

-génère plus de rayonnement
diffusé

-réduit le contraste des
images

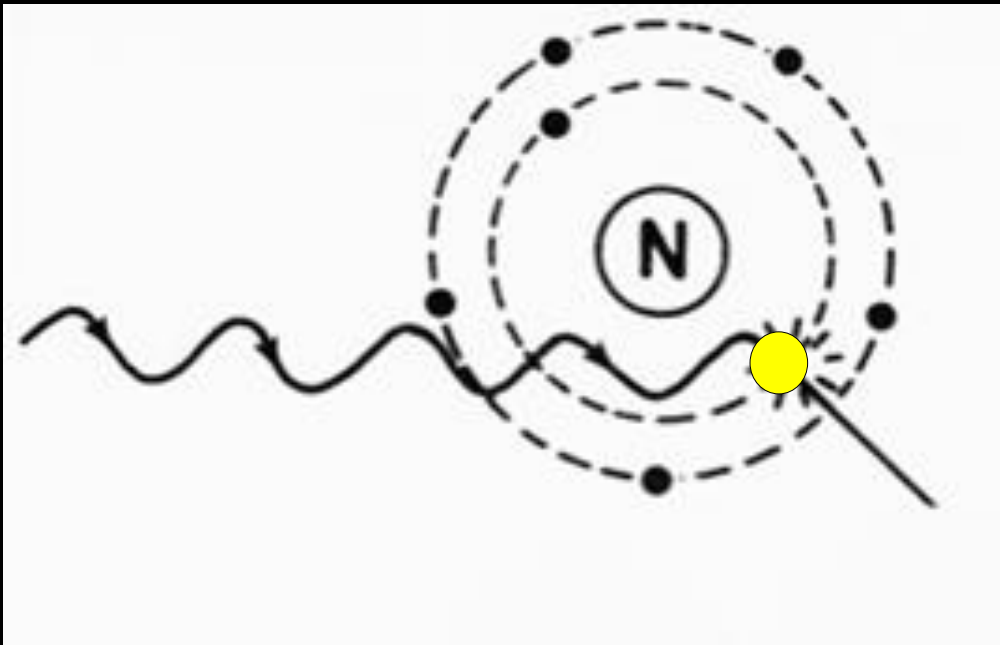
-diminue la quantité
d'énergie délivrée au segment
corporel examiné++++



le choix d'un kilovoltage "modéré", de l'ordre de 65 -70 kV,

permet de privilégier l'absorption par effet photoélectrique

avec les absorbeurs de Z élevé et en particulier le calcium ($Z=20$) et les produits de contraste iodés ($Z = 53$)



interaction entre e^- du courant tube et e^- des couches centrales des absorbeurs, dont les énergies de liaison sont élevées, surtout si leur Z est grand (Ca, Iode...)

un **kilovoltage modéré** (60 à 70 kV))

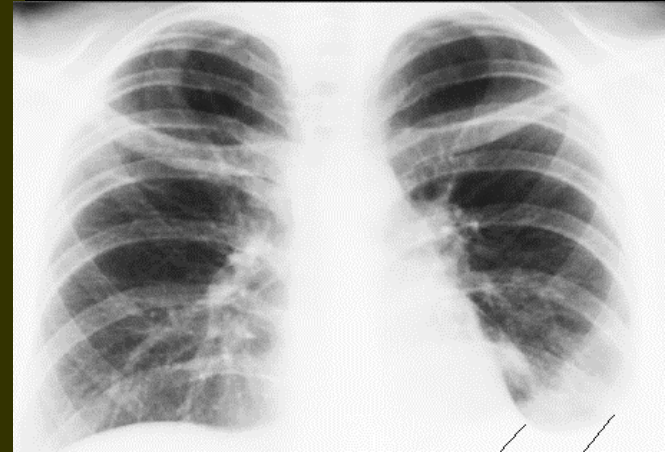
-nécessite d'augmenter les mAs pour une
exposition équivalente (variation de 10
15 kV = mAs X 2) donc temps de
pose plus longs ou tubes plus puissants
cad gros foyer !!!

-donne un **contraste maximal**

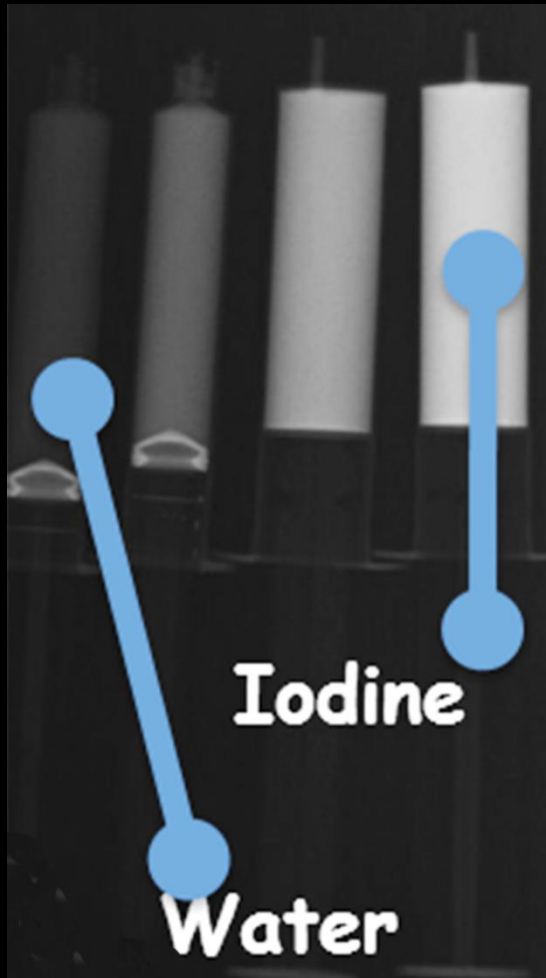
-réduit le rayonnement diffusé

-majore la quantité d'énergie délivrée au

segment corporel examiné



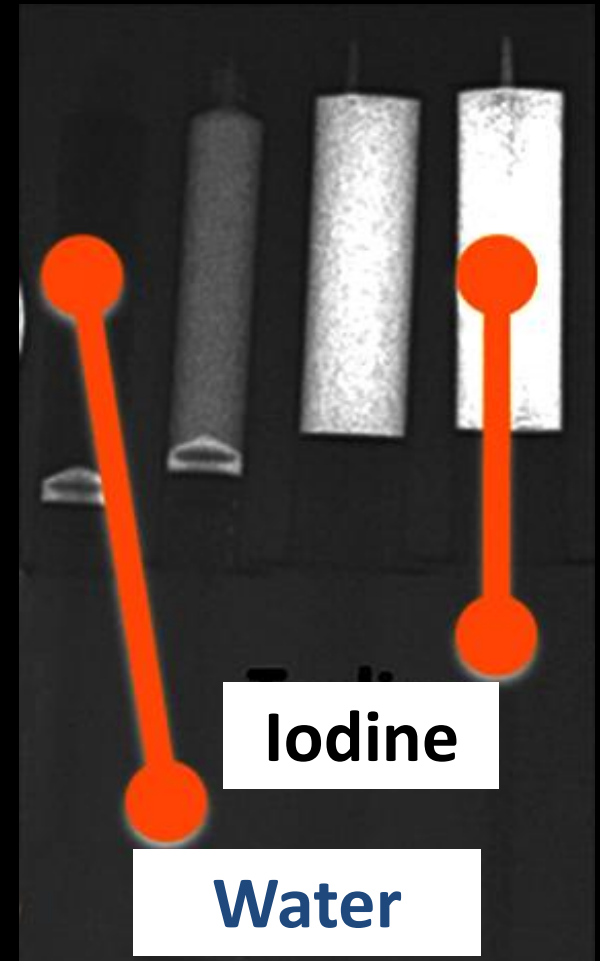
> 100 kV



contraste "modéré"

plus de plages de gris
moins d'écart de densité entre les
plages de gris contiguës

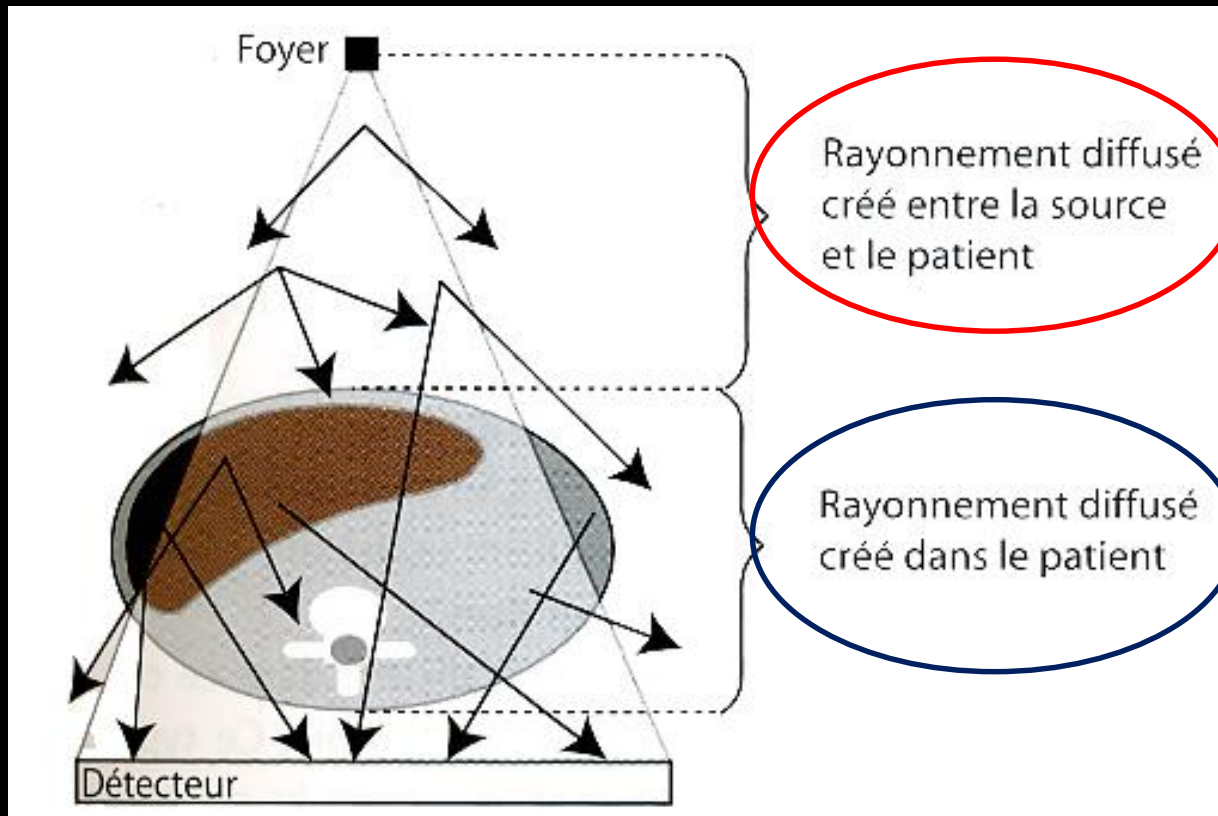
60-70 kV



contraste maximal

moins de plages de gris
plus d'écart de densité entre les
plages de gris contiguës

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



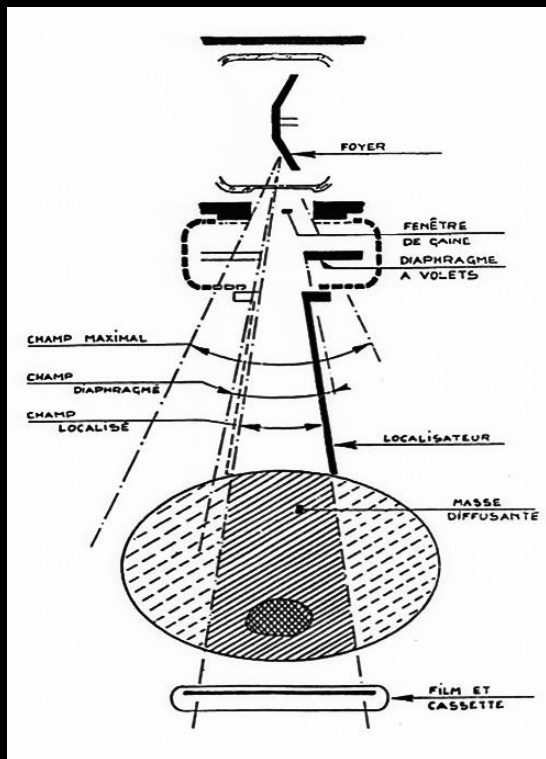
les facteurs déterminant la production du rayonnement diffusé sont :

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

-le volume exploré ++++ cad

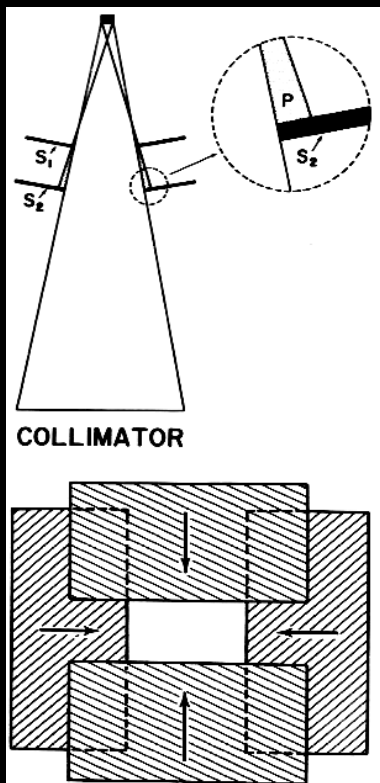
.la surface irradiée (collimation du faisceau +++)

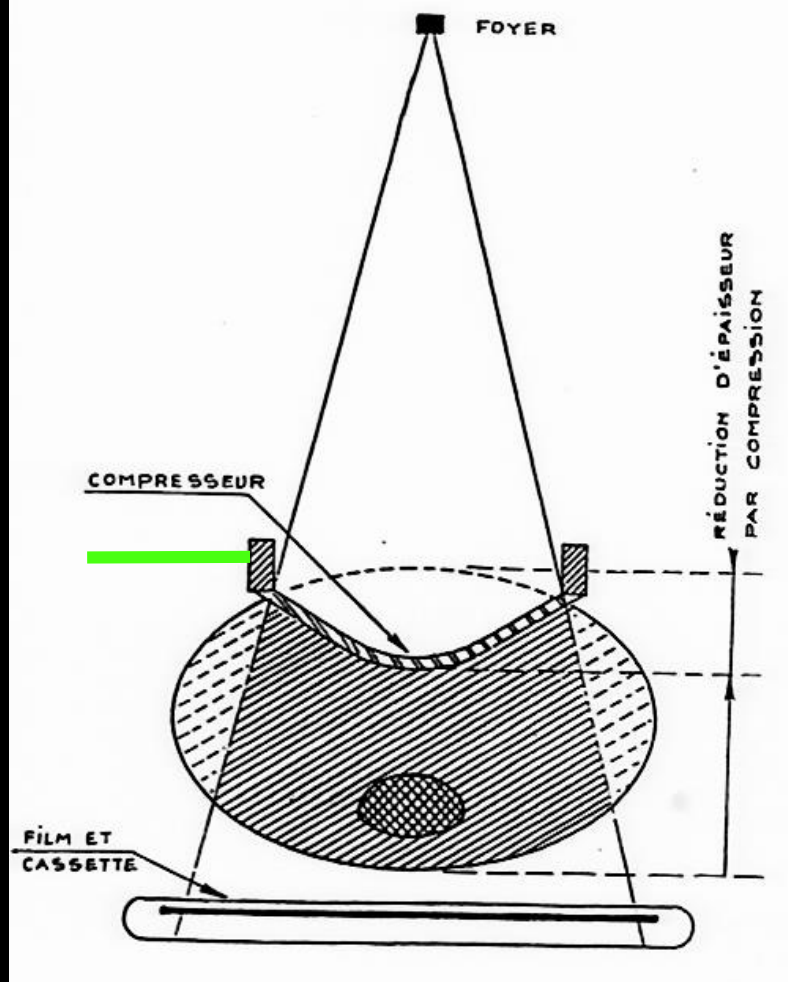
.l'épaisseur du segment corporel examiné (compression +++)



collimation par diaphragme à volets plombés

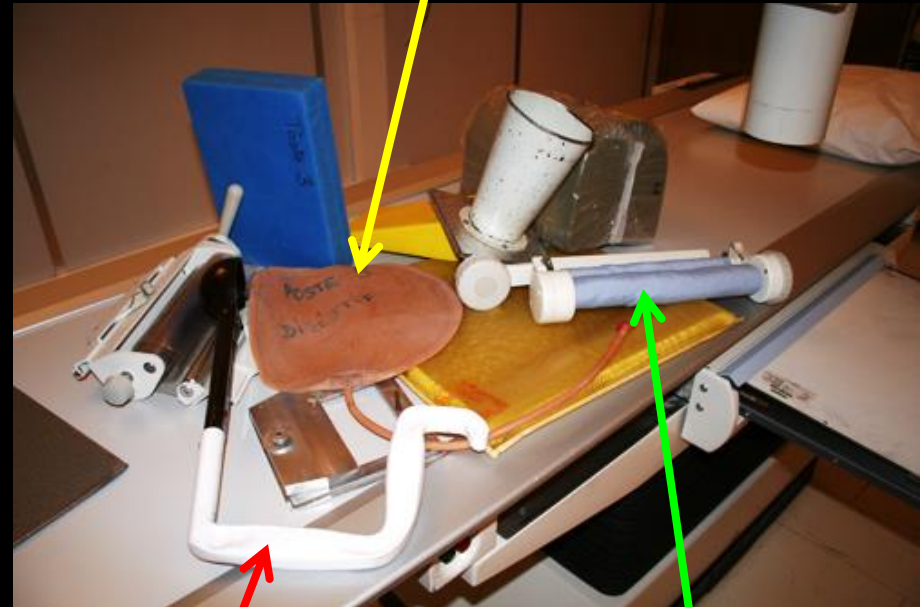
matérialisée par le faisceau lumineux projeté et le laser de centrage





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 Hotz-Knecht-
Jacobson.

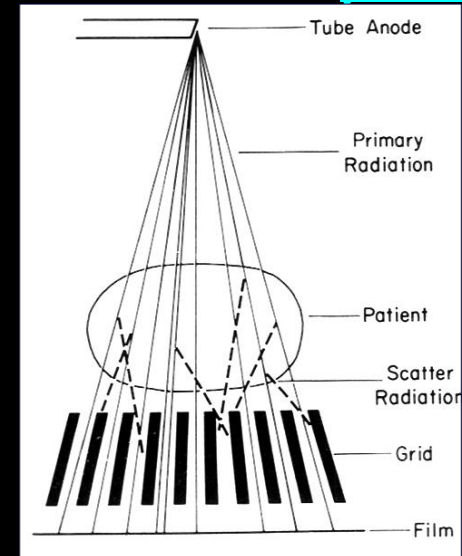
sangle de
contention (et
de compression
abdominale !!!!)

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"

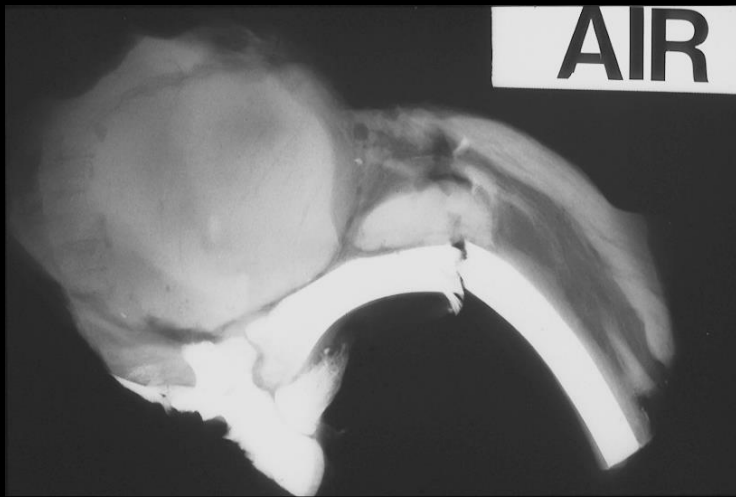
contrairement aux procédures précédentes qui contribuaient à la limitation des doses d'exposition des patients , **ces 2 techniques ont un prix à payer sur le plan de l'irradiation** .



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

(mammographie+++ mais aussi
angiographie numérisée DSA digital
subtraction angiography)

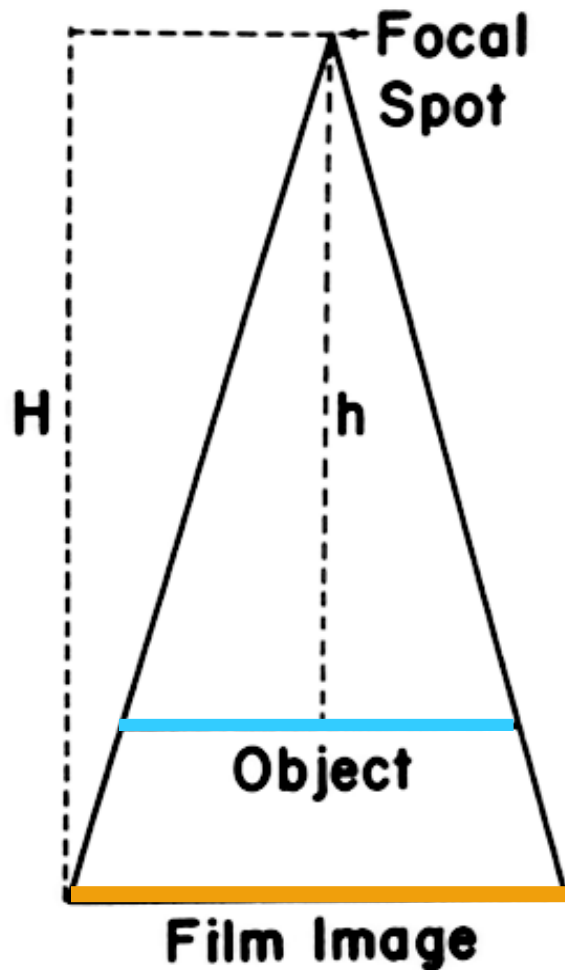


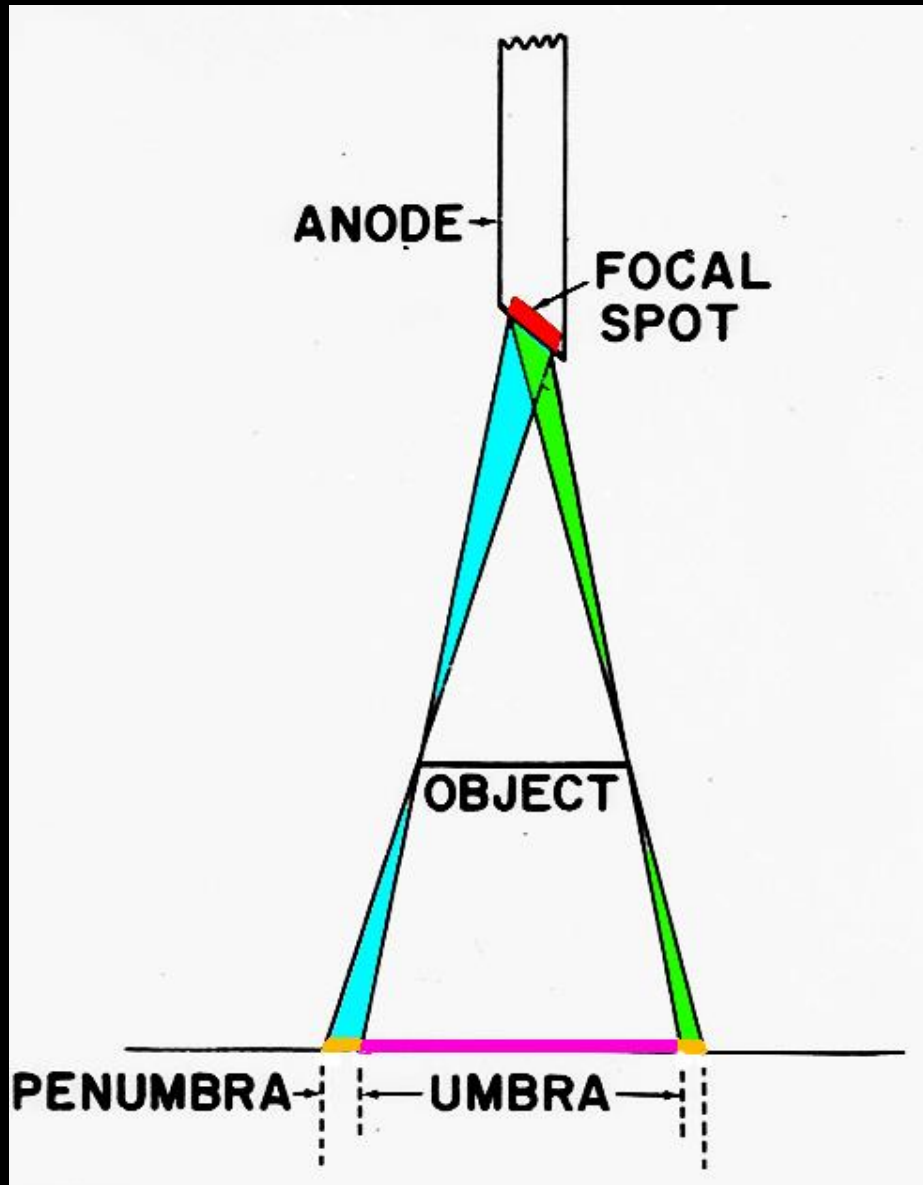


éléments du "contraste propre" et de l'environnement :
variations de la taille apparente des composants "tissus mous" de l'image en
fonction de la densité (degré de noircissement) des structures avoisinantes

facteurs de qualité "géométriques" de l'image radiographique

1-l'agrandissement





la **pénombre** ou **flou**
géométrique augmente avec :

-la taille du foyer du tube
radiogène

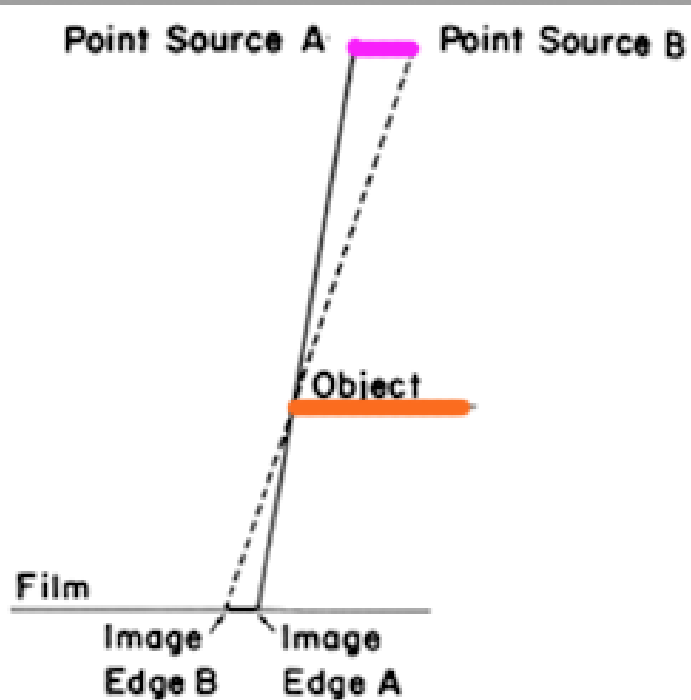
-le **rapport d'agrandissement**

distance foyer-détecteur

distance foyer-objet

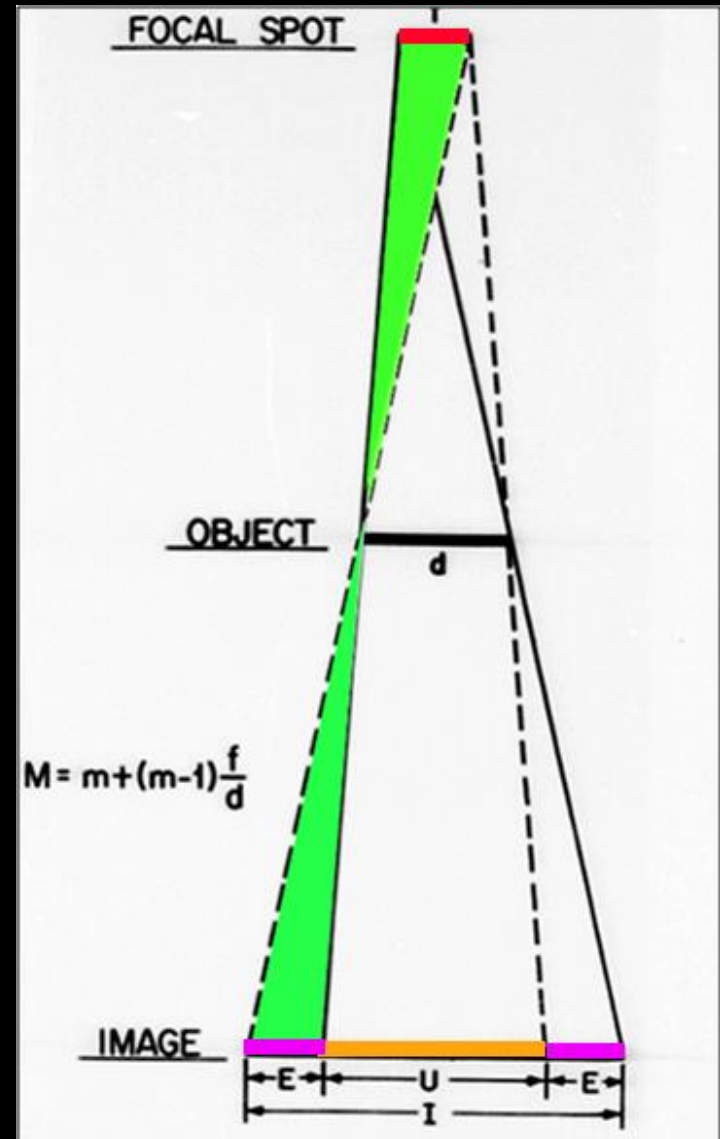
loi de combinaison des flous en imagerie radiographique par projection

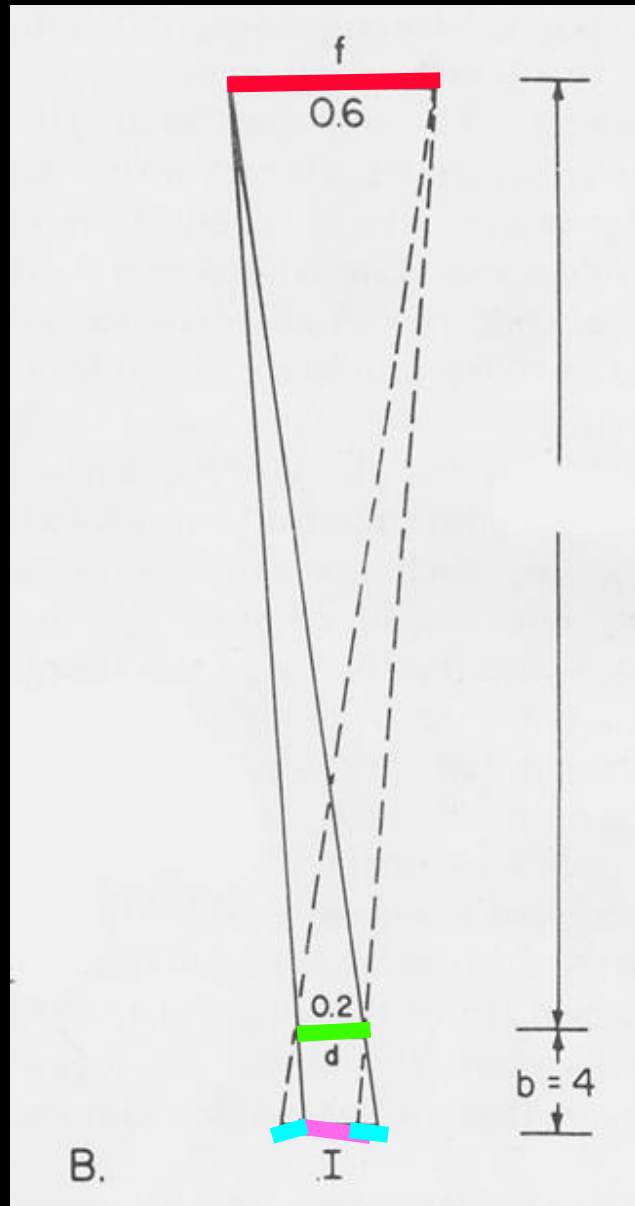
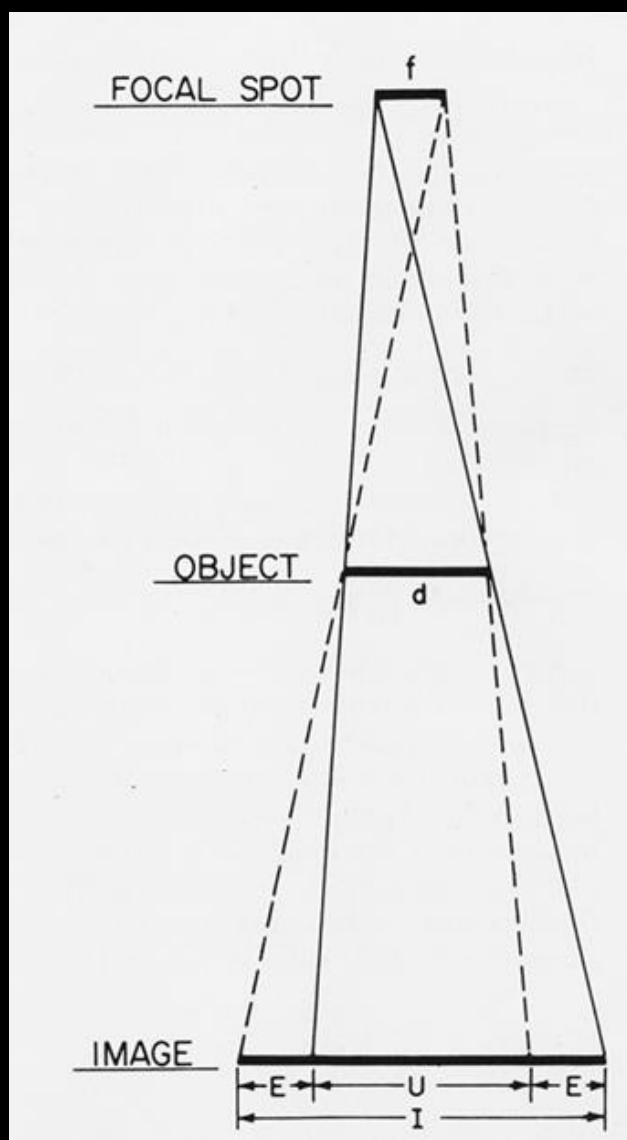
1. flou géométrique F_g



= f (taille du foyer)

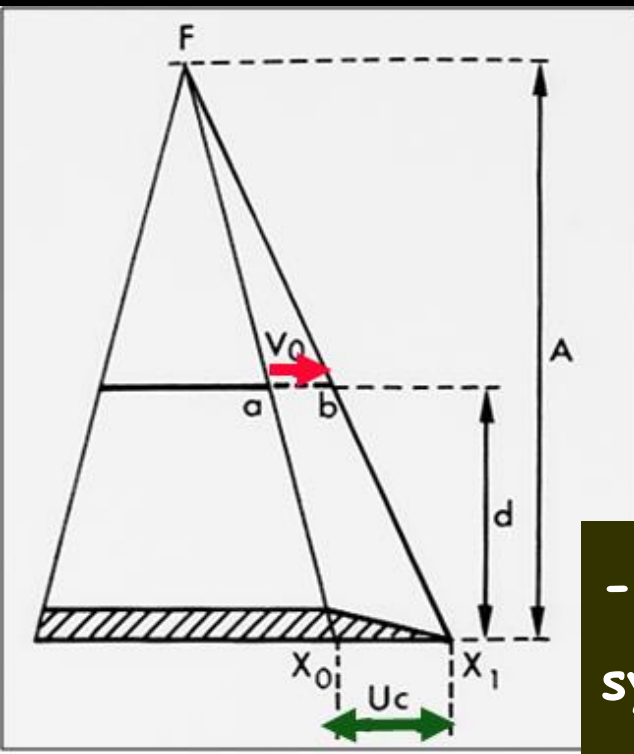
= f (rapport d'agrandissement)





des structures de plus petite taille que le foyer ne peuvent être vues
(pouvoir de résolution) travées de l'os spongieux +++

1-2 le flou cinétique

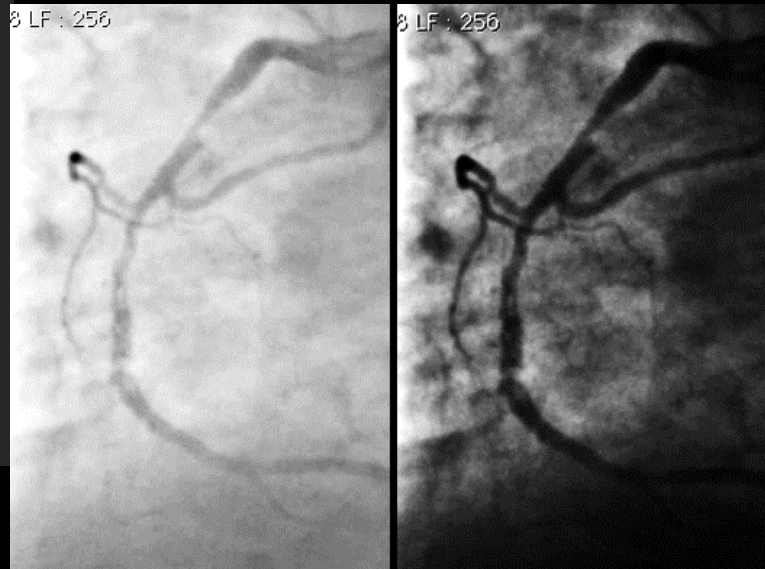
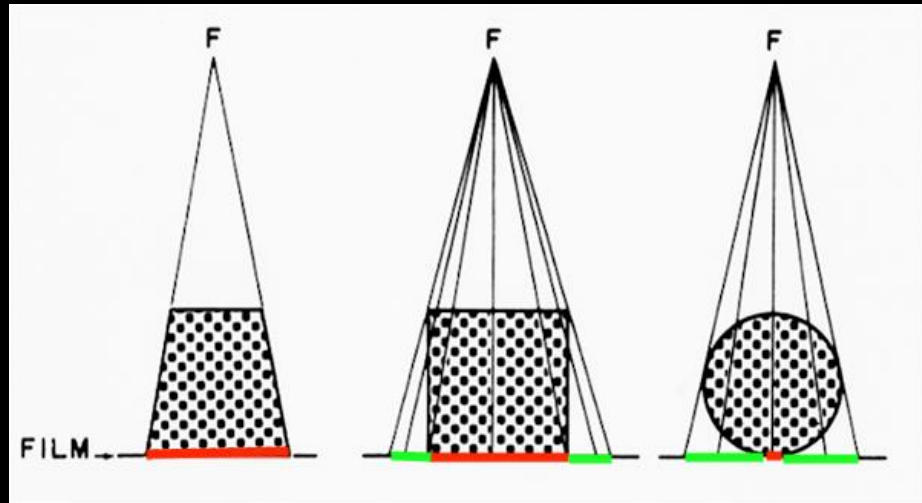


- mouvements du patient, de la table, du tube, du système de détection pendant la pause
- majoré par l'agrandissement
- moyens de contention; assurer le confort du patient
- diminuer les temps de pose en augmentant mA

1-3 le flou morphologique

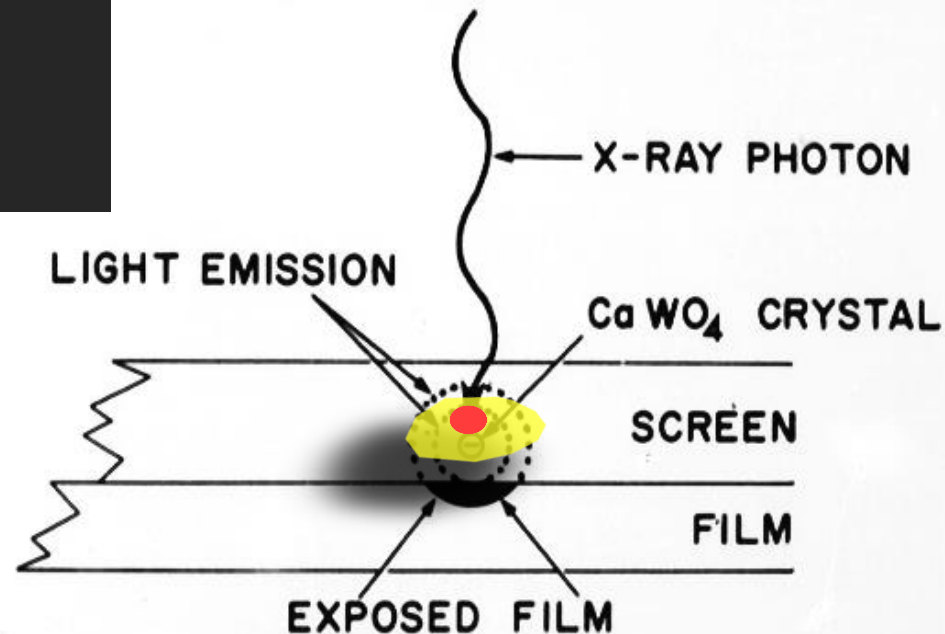
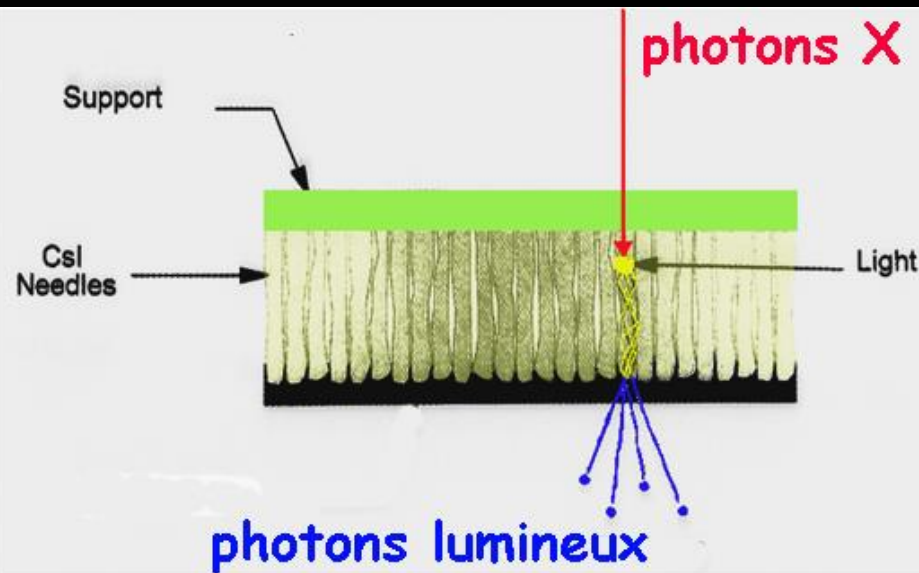
particulièrement important pour l'appréciation (et la mesure) du **diamètre des vaisseaux en angiographie**

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



4. flou de détection ou flou d'écran F_d

les écrans renforçateurs "classiques"
(CaWO_4 et "terres rares") autrefois, les
écrans à mémoire (ERLM), la couche
fluorescente des capteurs plans
actuellement ont tous une **structure
cristalline**



5 loi de combinaison des flous en imagerie radiographique par projection

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

sa valeur est minimale lorsque les différentes composantes
(F_g, F_d, F_c, F_e) ont des valeurs numériques proches

F_g = flou géométrique

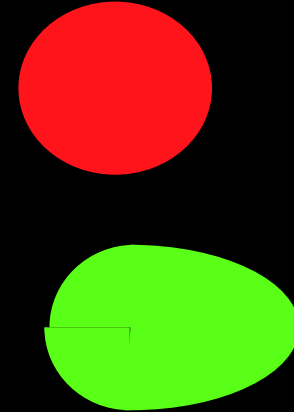
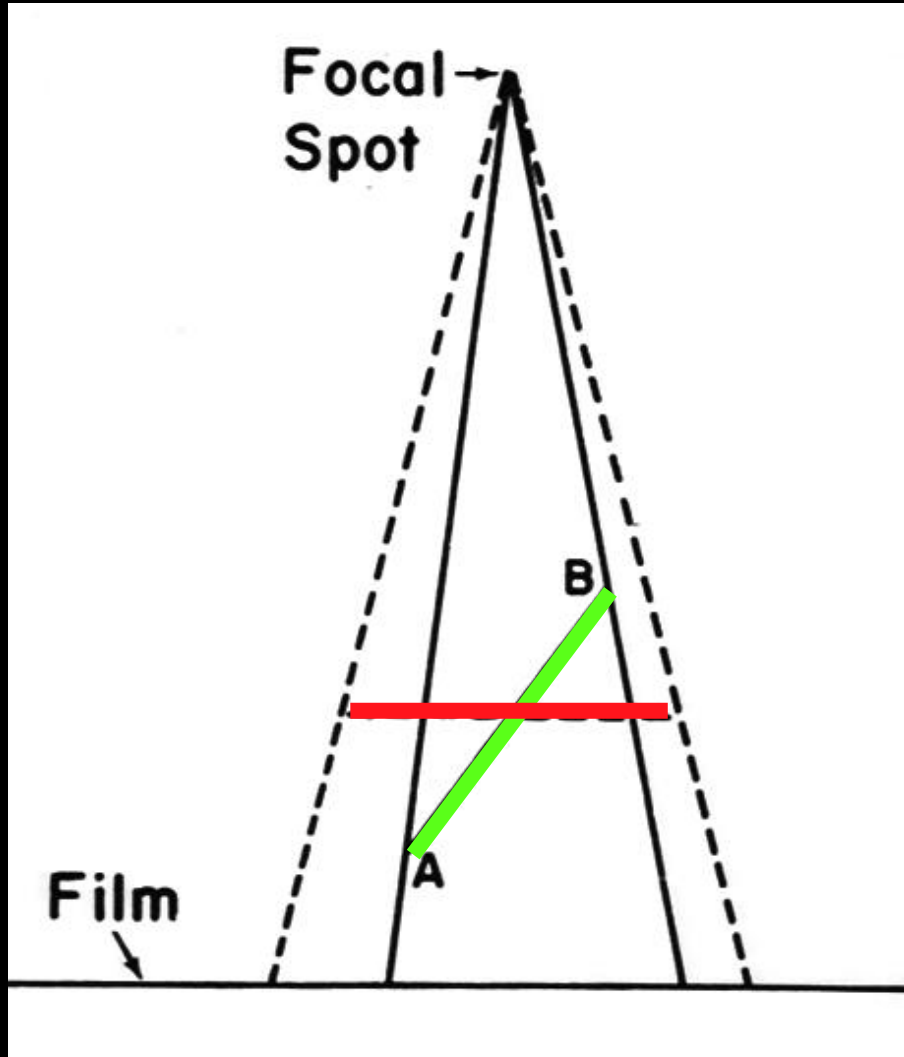
F_d = flou de détection

F_m = flou morphologique

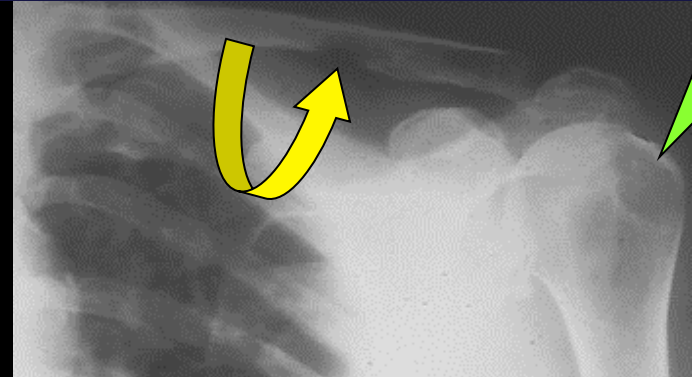
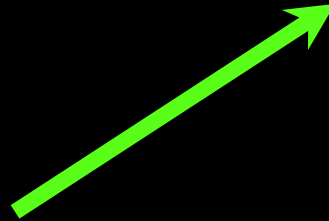
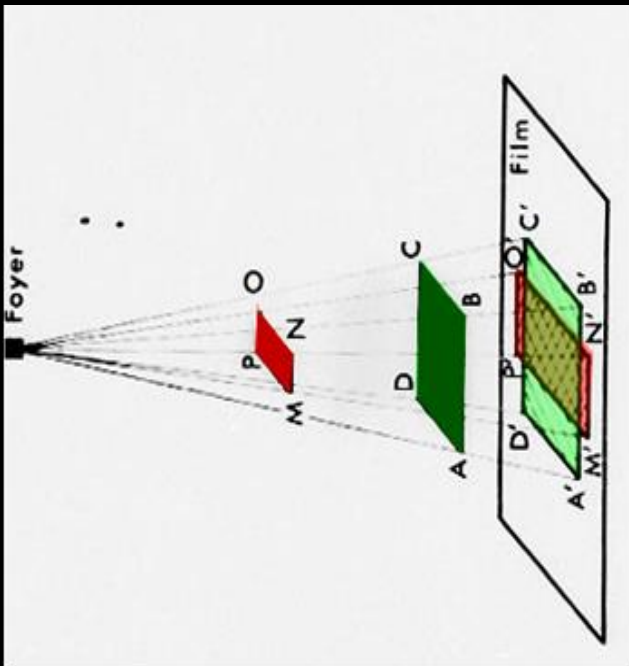
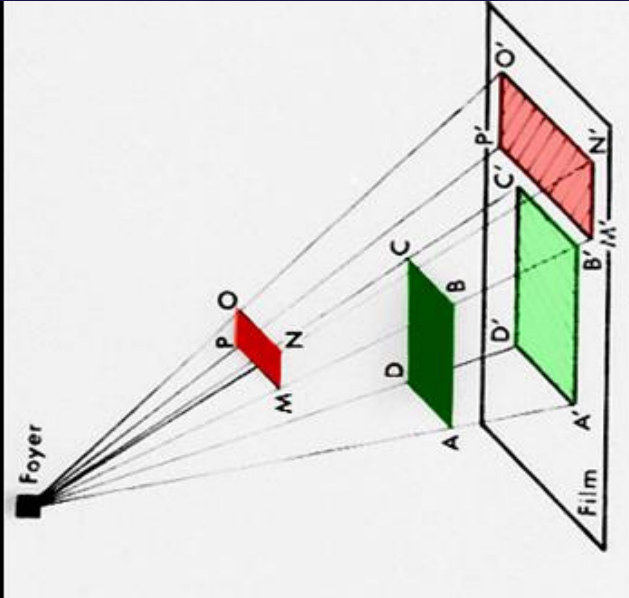
F_c = flou cinétique

facteurs de qualité "géométriques" de l'image radiographique

2.1a distorsion



facette supérieure du trochiter et ostéolyse à contours géographiques de la clavicule



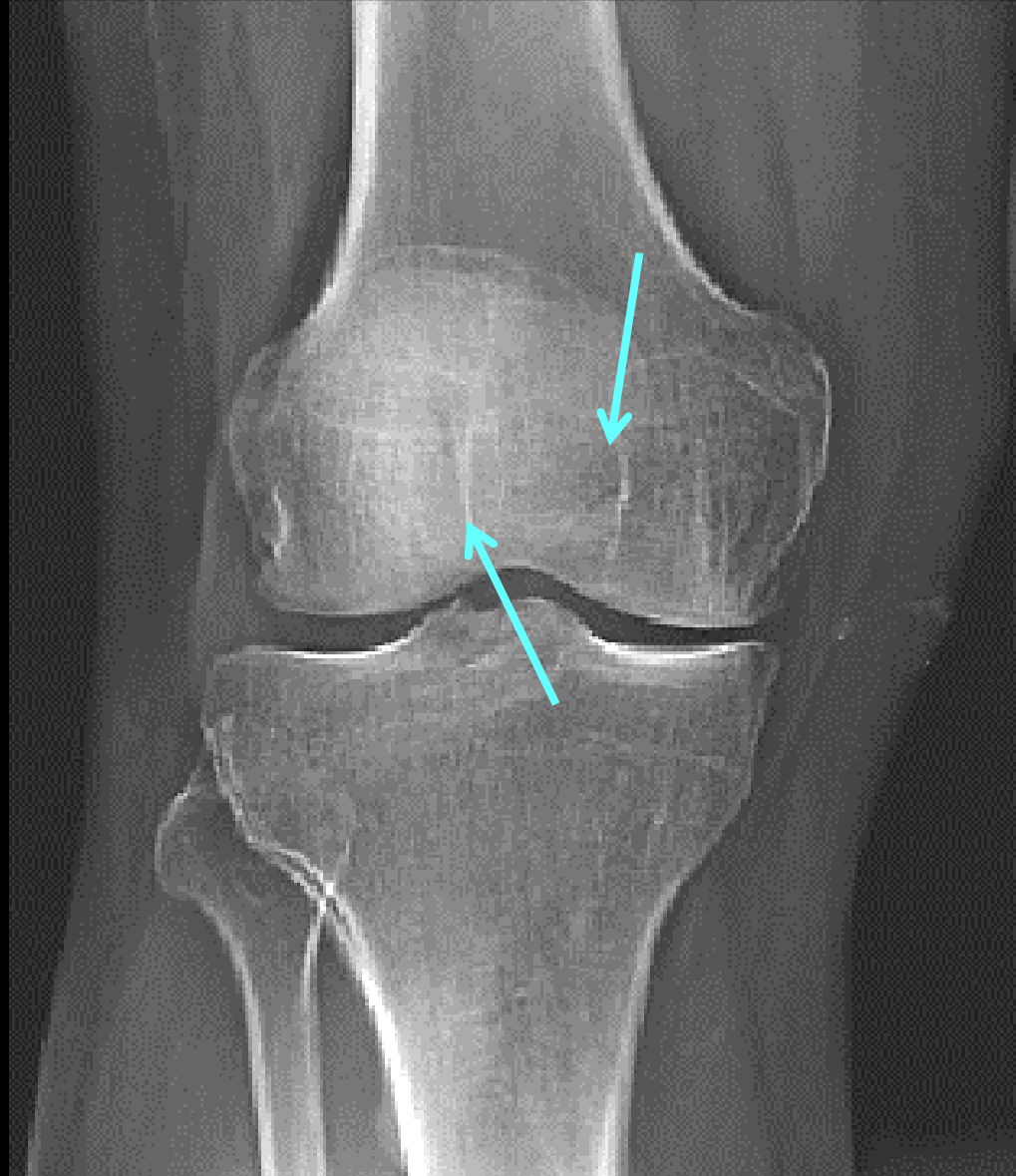
distorsion et exploration de
la ceinture scapulaire

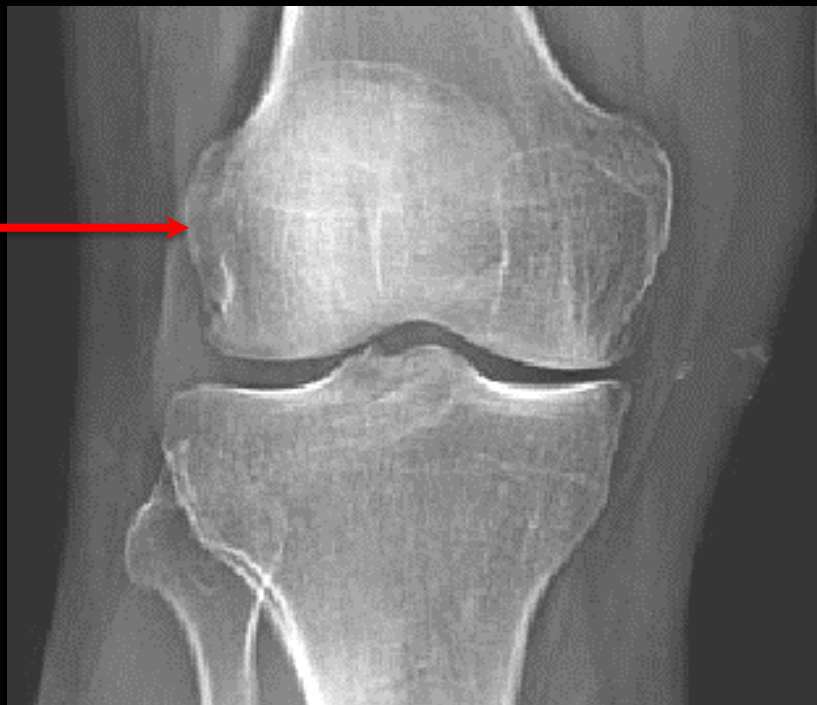
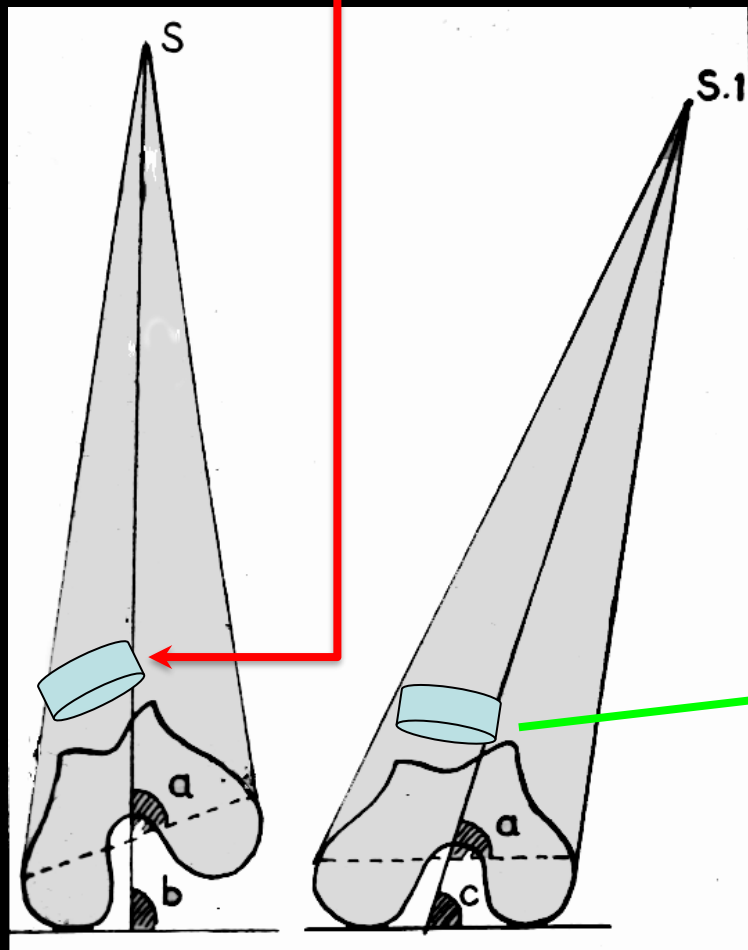
facteurs de qualité "géométriques" de l'image radiographique

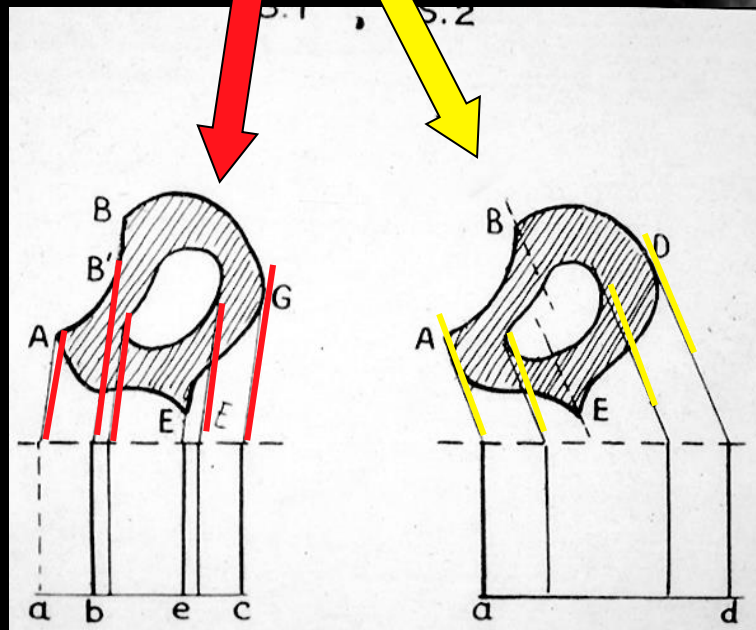
3. la loi des incidences tangentielles (Henri TILLIER 1943)

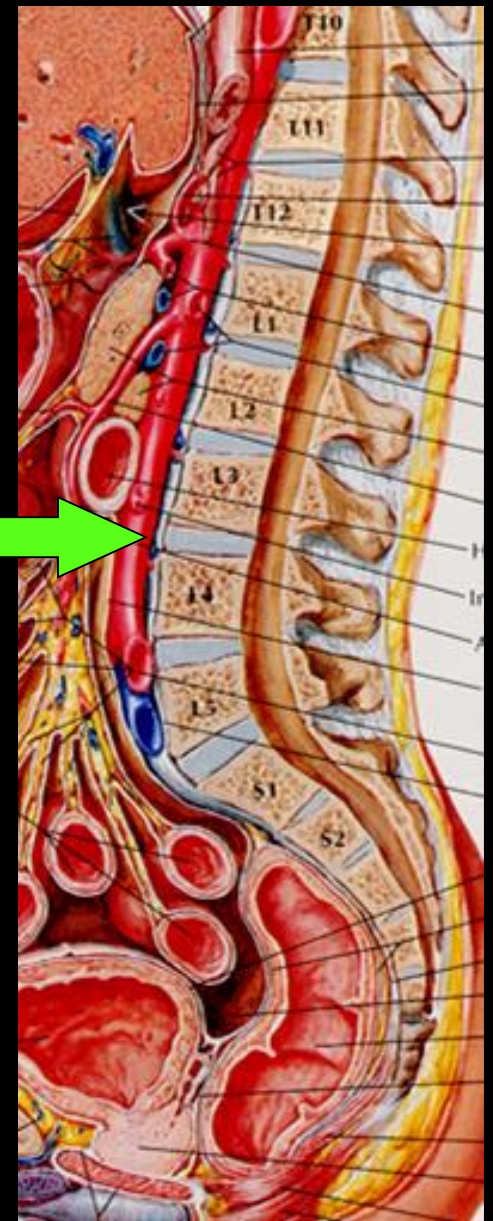
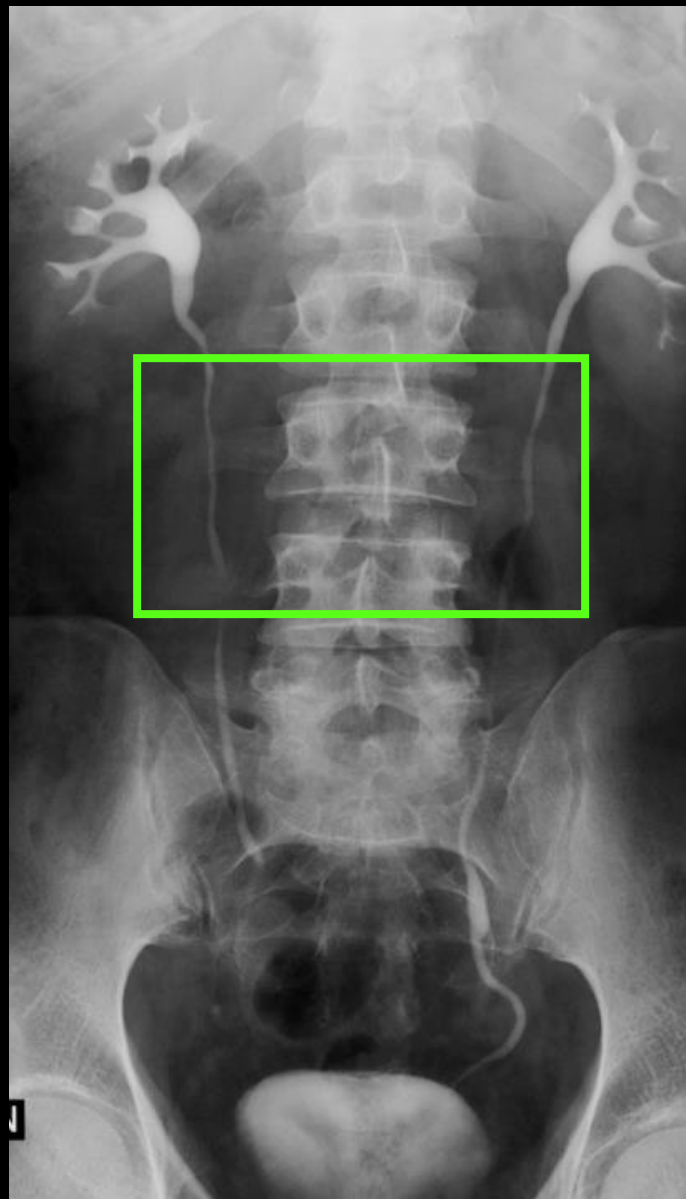
une ligne prend naissance dans une image radiographique lorsque le rayon directeur aborde tangentiellement :

- . la surface d'une structure opaque aux rayons X
- . ou l'interface séparant 2 structures d'opacités différentes

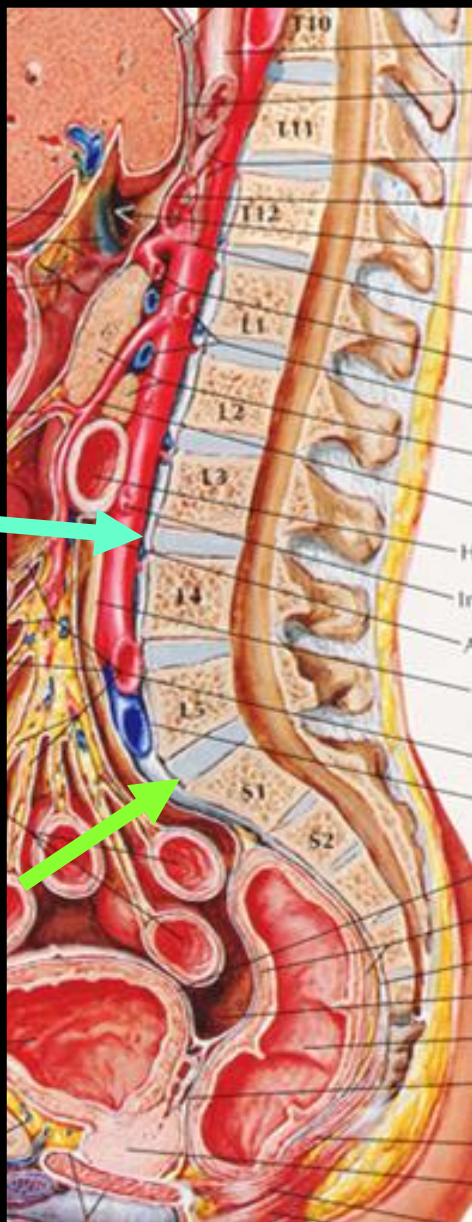




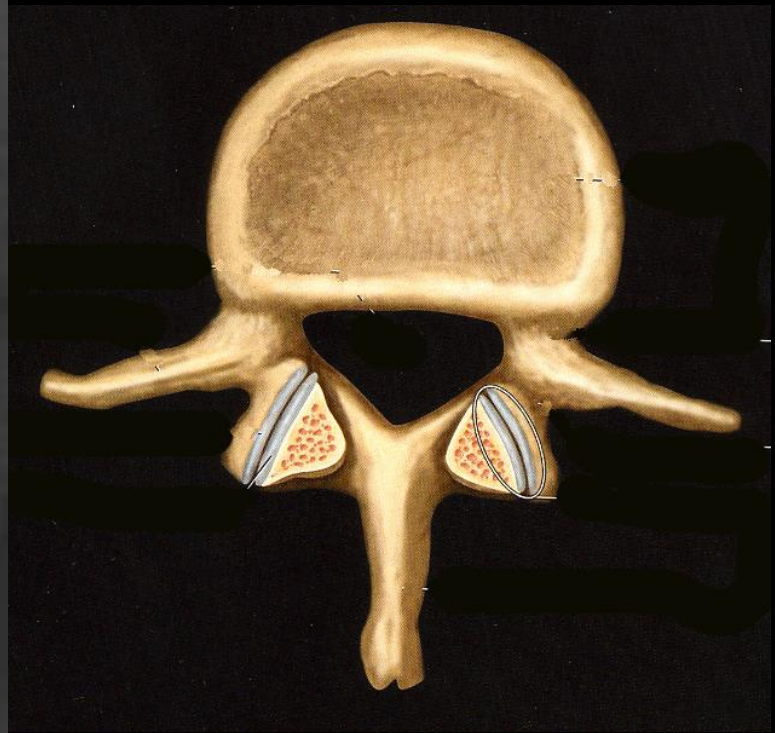




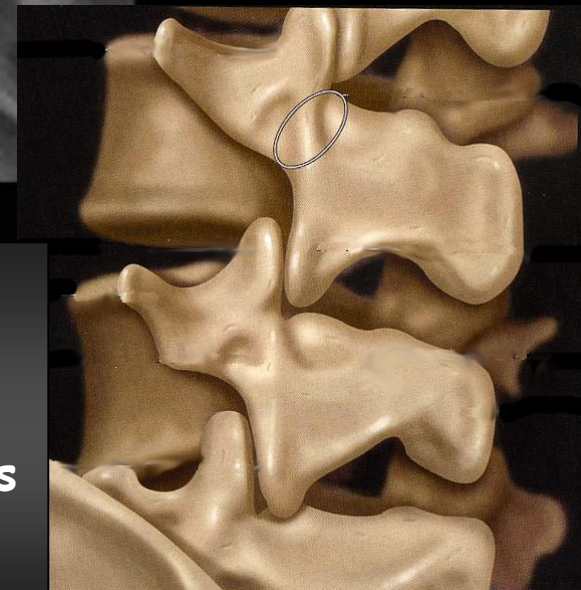
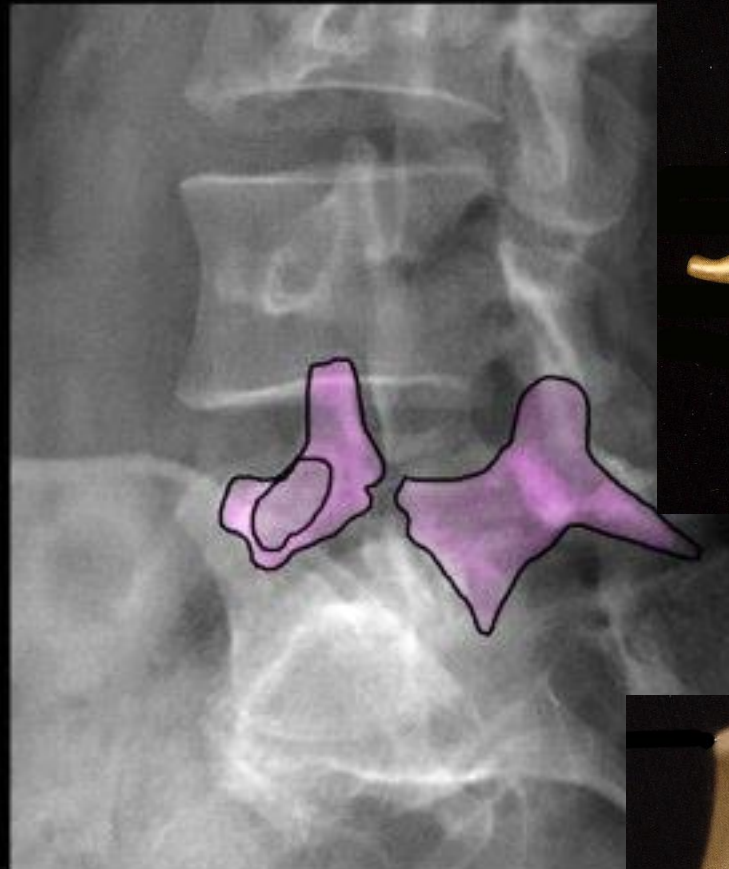
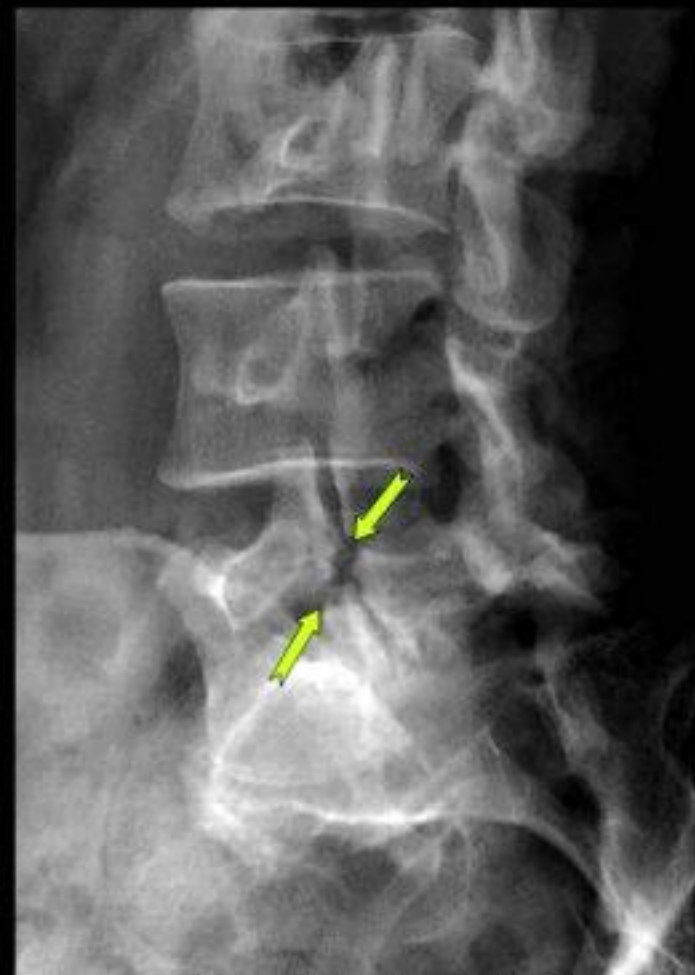
**nécessité d'une incidence oblique pour explorer
L5-S1 et le corps de L5 ou le sacrum**



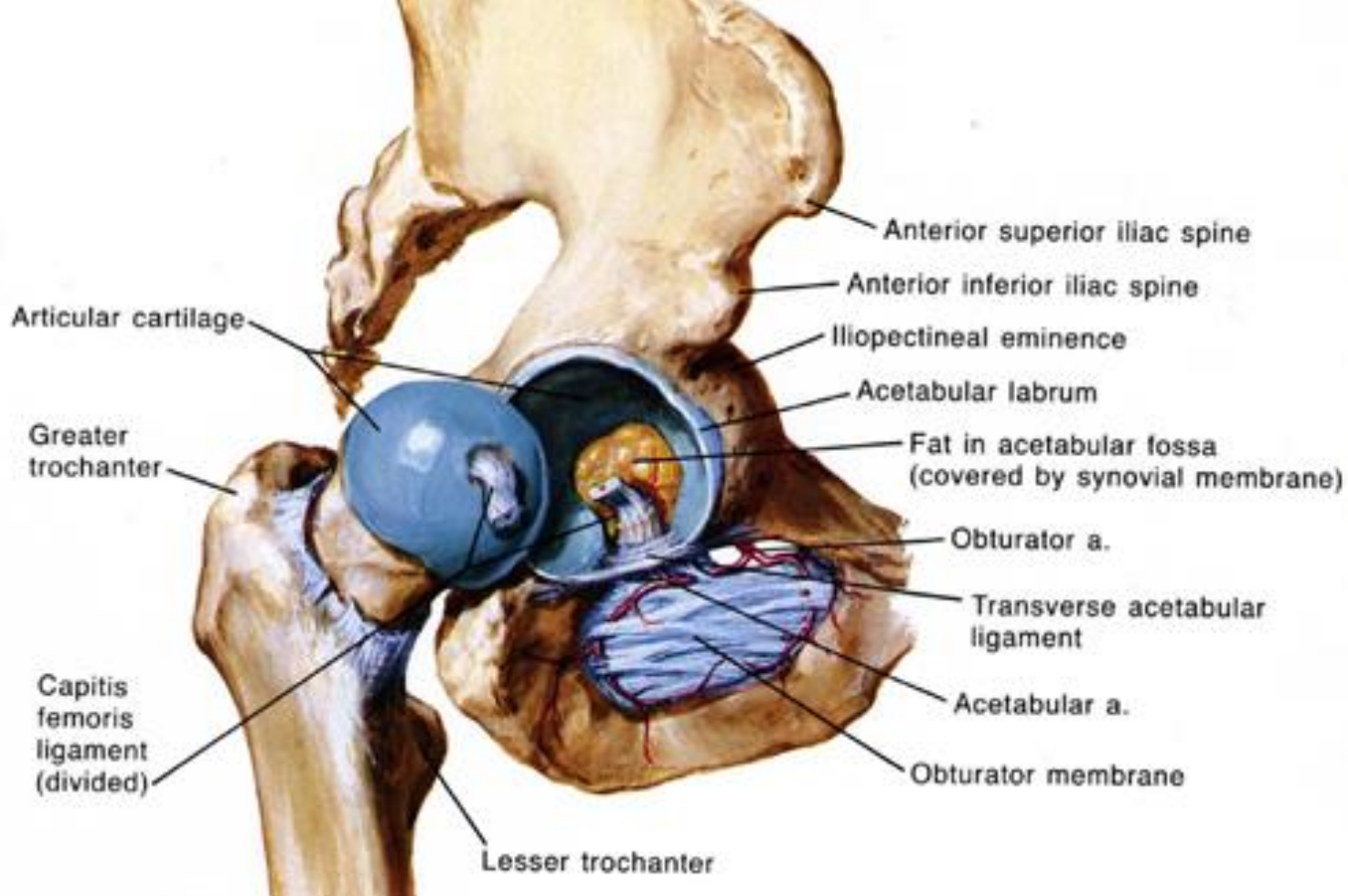
nécessité d'une incidence oblique pour
explorer L5 - S1 et L5 de face



lire les arcs postérieurs sur les
images du rachis lombaire de face



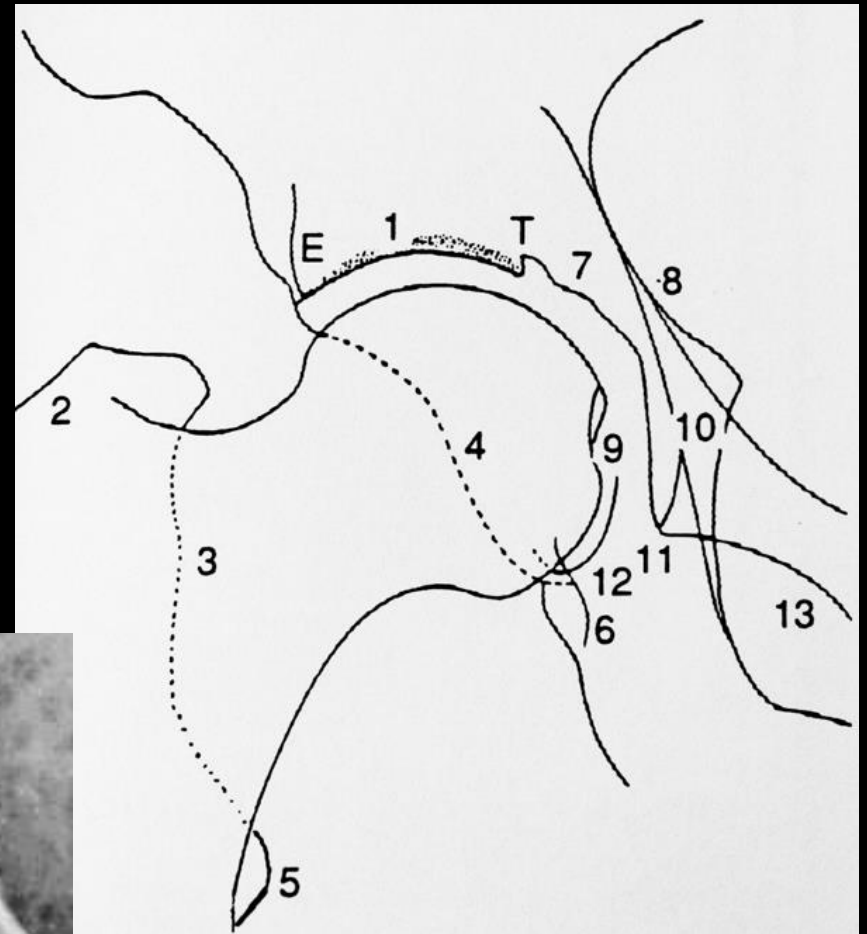
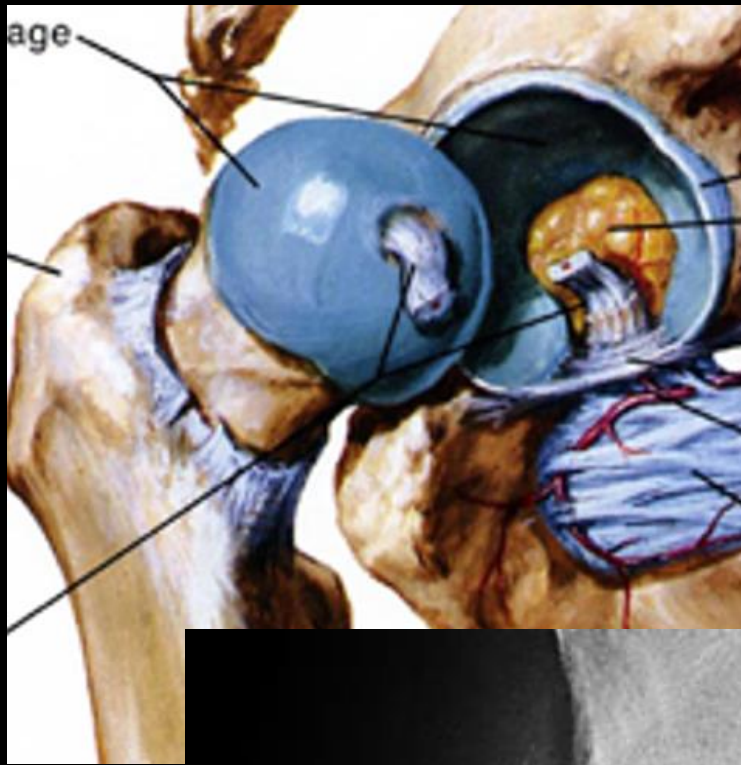
la lyse isthmique (solution de continuité de l'isthme ou pars interarticularis de l'arc postérieur crée **le collier** du **petit chien de Madame Lachapelle** sur les incidences de 3/4 du rachis lombaire



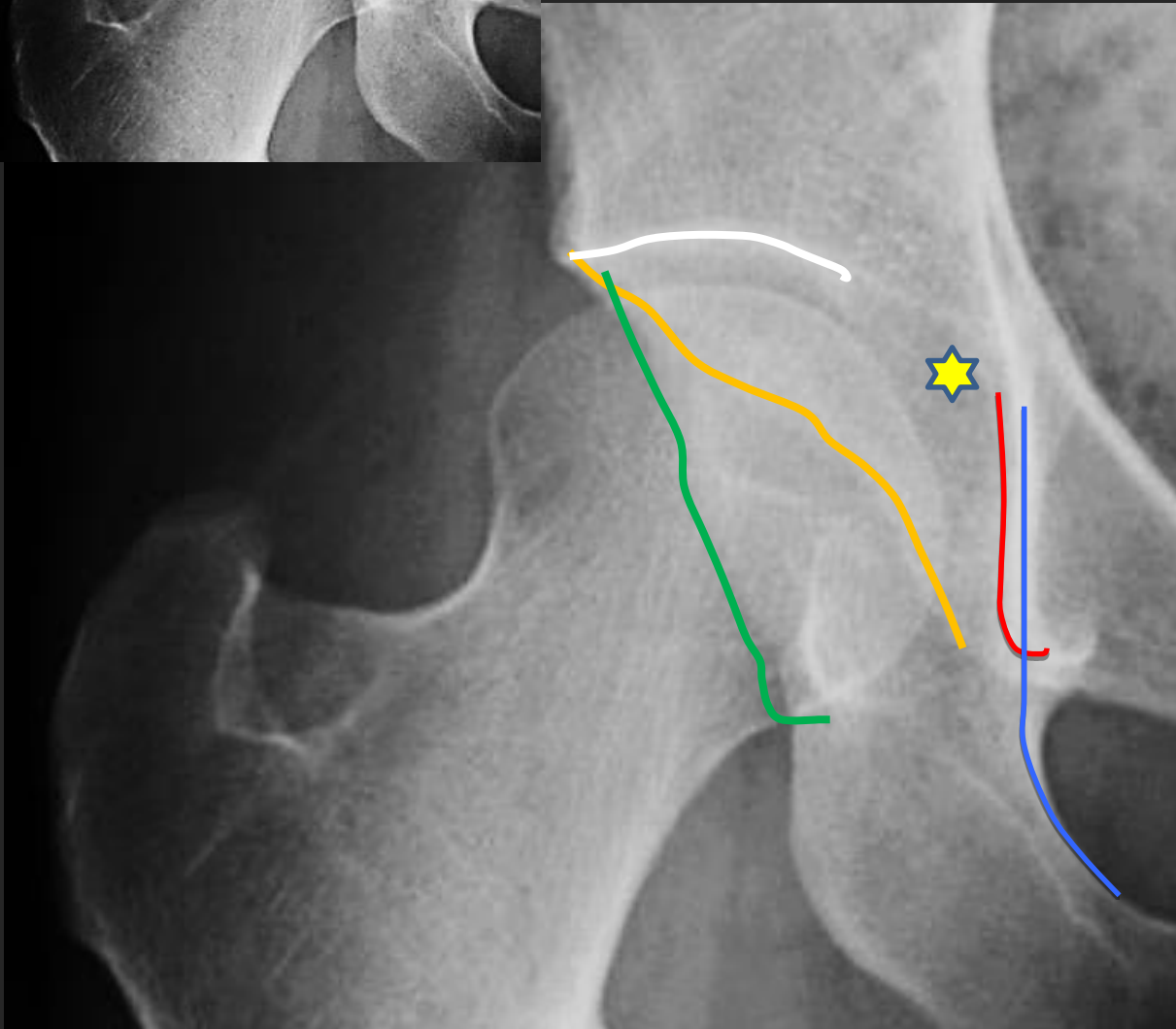
comment "lire" une radiographie (standard, conventionnelle, par projection de la hanche

1-connaitre l'anatomie descriptive des structures osseuses





2-avoir réfléchi sur la
signification anatomique des
"lignes" visibles (mais aussi
de l'absence totale ou
partielle des lignes normales

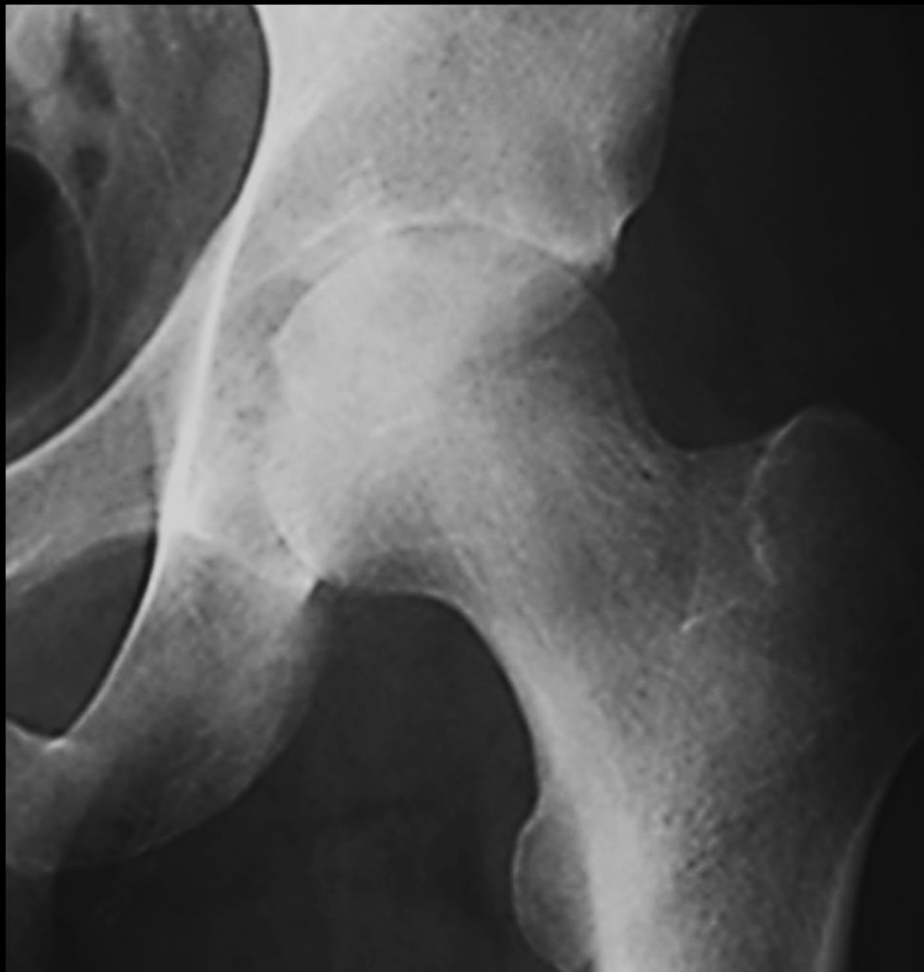


- Bord antérieur du cotyle
- Bord postérieur du cotyle
- Toit du cotyle
- Ligne acétabulaire
- Ligne ilio-ischiatique
- ★ arrière-fond de la cavité cotyloïde

3-intégrer les éléments de lecture dans le contexte clinique souvent sommaire . Essayer de répondre à quelques données élémentaires:

- âge et sexe du patient
- atteinte aiguë ou tableau chronique
- éléments infectieux cliniques et/ou biologiques

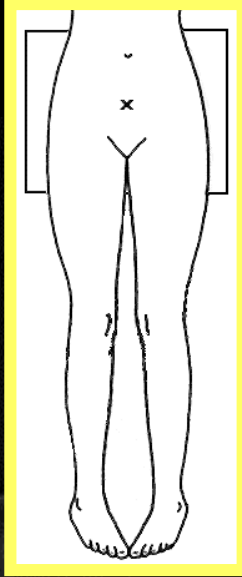
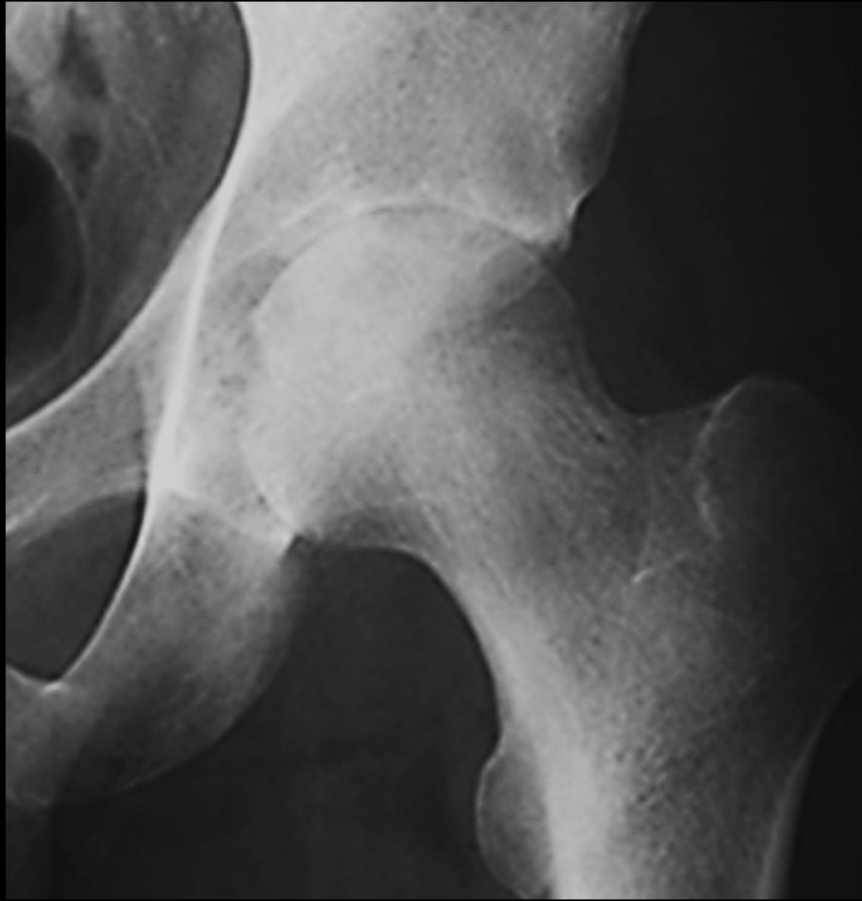




coxite septique à
Staphylococcus aureus

5 atteinte articulaire vs atteinte osseuse

- anomalies **sur un seul ou les 2 versants de l'interligne** (ou du disque intervertébral)
- signes radiologiques de **limitation de la mobilité de l'articulation**
- atteinte aiguë (**déminéralisation**) v chronique (**ostéocondensation**) de l'os sous chondral (cortical et spongieux)



coxopathie aiguë infectieuse ou inflammatoire ou neurovasculaire (algodystrophie)

coxopathie mécanique ("dégénérative", arthrosique...)

Titre L'Algérie médicale, n°4

Référence F. Fontana

Date de parution 1943

Numéro d'inventaire 1603

Cote Per - 610 ALG

Commentaire ou 4e de couv. L'Algérie médicale n°4 datée du 7 août 1943

Sommaire

ARTICLES ORIGINAUX. Pages

'Raymond KEHL. - L'Endocrinologie : Aperçus biologiques, médicaux et sociaux 105

H. TILLIER. - Les lois de l'optique radiologique 113

Médecin Lt-Colonel JALET. - Note relative à l'utilisation de la technique dite "radiophotographie » 121

*

Henri Tillier électroradiologiste des Hôpitaux d'Alger a publié son livre ,véritable bible de la lecture intelligente de la radiologie par projection en 1947 ; le JAMA lui rend hommage dès1948 par l'analyse de cet ouvrage H Tillier mérite d'être mieux connu des radiologues français et doit être considéré comme un vrai "grand ancien" dans ce domaine .

JAMA®

The Journal of the American Medical Association

SEARCH:

Welcome | [My Account](#) | [E-mail Alerts](#) |

[Home](#) | [Current Issue](#) | [Past Issues](#) | [Topic Collections](#) | [CME](#) | [Multimedia](#) | [Subscribe](#) | [Physician Jobs](#) | [For Authors](#) | [Help](#) | [About JAMA](#)

JAMA. 1948;137(18):1638. doi: 10.1001/jama.1948.02890520070031

Anatomie radiologique normale: Optique radiologique et dépistage des erreurs de lecture des clichés



Pr. Henri TILLIER (Radio.)

« SHOW

Since this article does not have an abstract, we have provided the first 150 words of the full text.

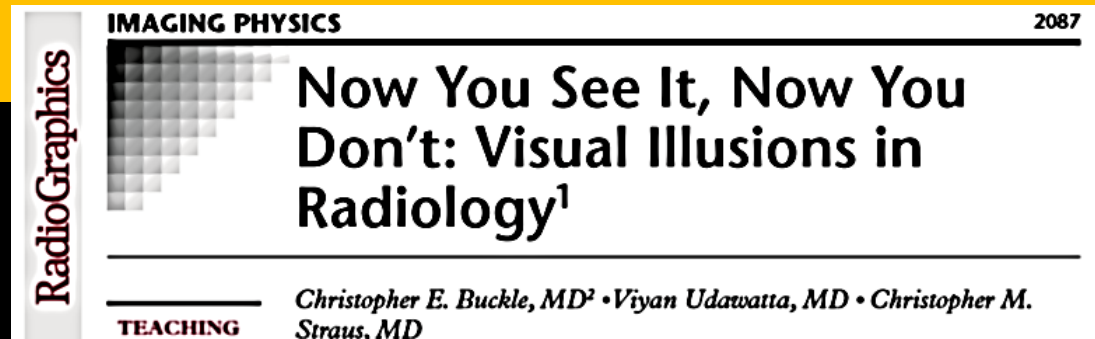
Par Henry Tillier, électro-radiologiste des hôpitaux d'Alger, Alger. Paper. Price, 600 francs. Pp. 233, with 350 illustrations. G. Doin & Cie, 8 Place de l'Odéon, Paris 6e, 1947.

EXCERPT

This book is not intended to be an all-inclusive atlas. It does not attempt to give the detailed technics for taking roentgenograms for various parts of the body. The illustrations are nearly all line drawings which do portray clearly the contours of normal bones. The authors emphasize particularly that different degrees of rotation of an extremity or a part of an extremity may produce marked differences in the shadows cast by the bones which are being studied.

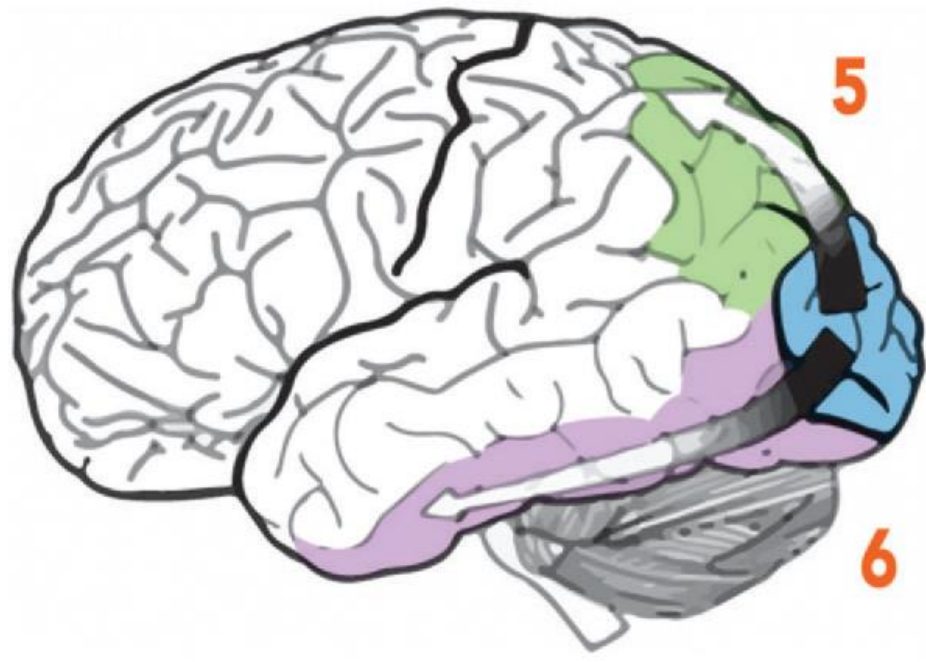
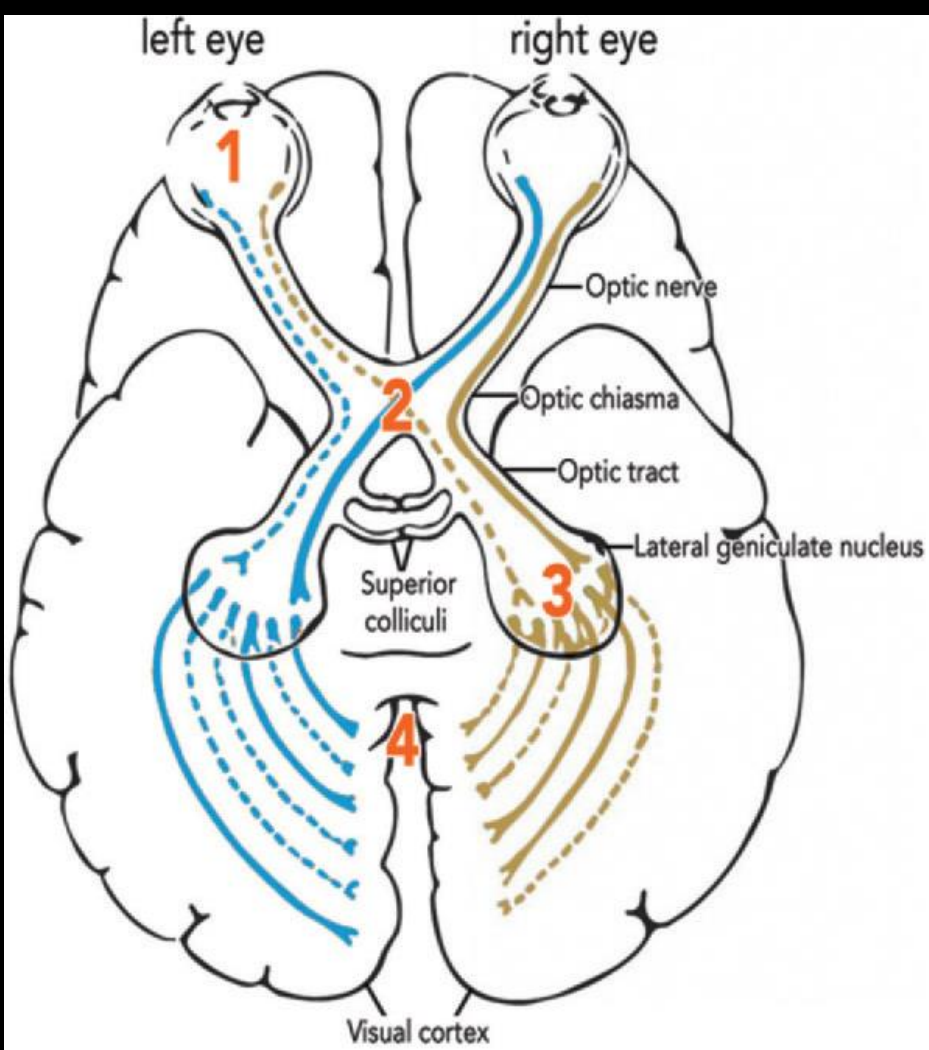
Although the greater part of the text is concerned with the bones and joints, roentgenologic anatomy of the gastrointestinal and thoracic organs is also included.

4-illusions visuelles en imagerie radiologique par projection



α-**anomalies de la perception des images**, d'origine psycho-sensorielles .dysfonctionnement des fonctions supérieures complexes (cortex pariétal postérieur, cortex temporal inférieur)

influence de l'expérience et des connaissances acquises sur la perception et la compréhension des images, base réelle du caractère "opérateur-dépendant " de la lecture des images (et de leur "interprétation")



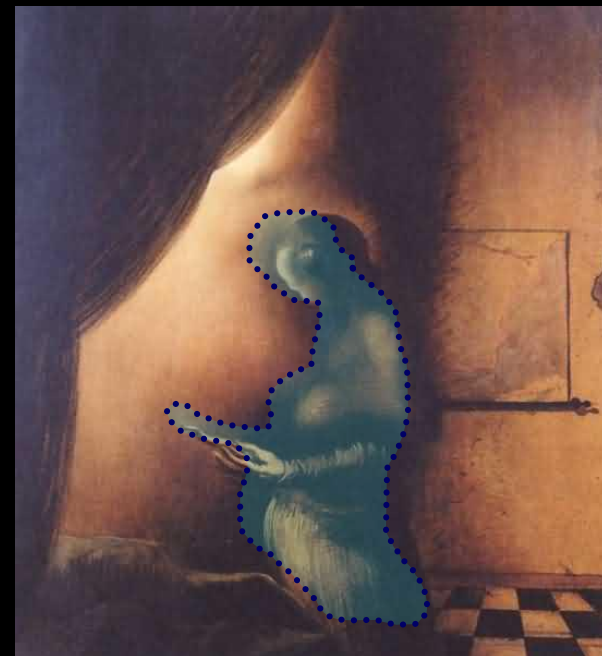
a.

b.

localisation, profondeur, mouvement, formes et couleurs constituent les informations de base pour une image



***S. Dalí, « L'image disparaît »,
1938***



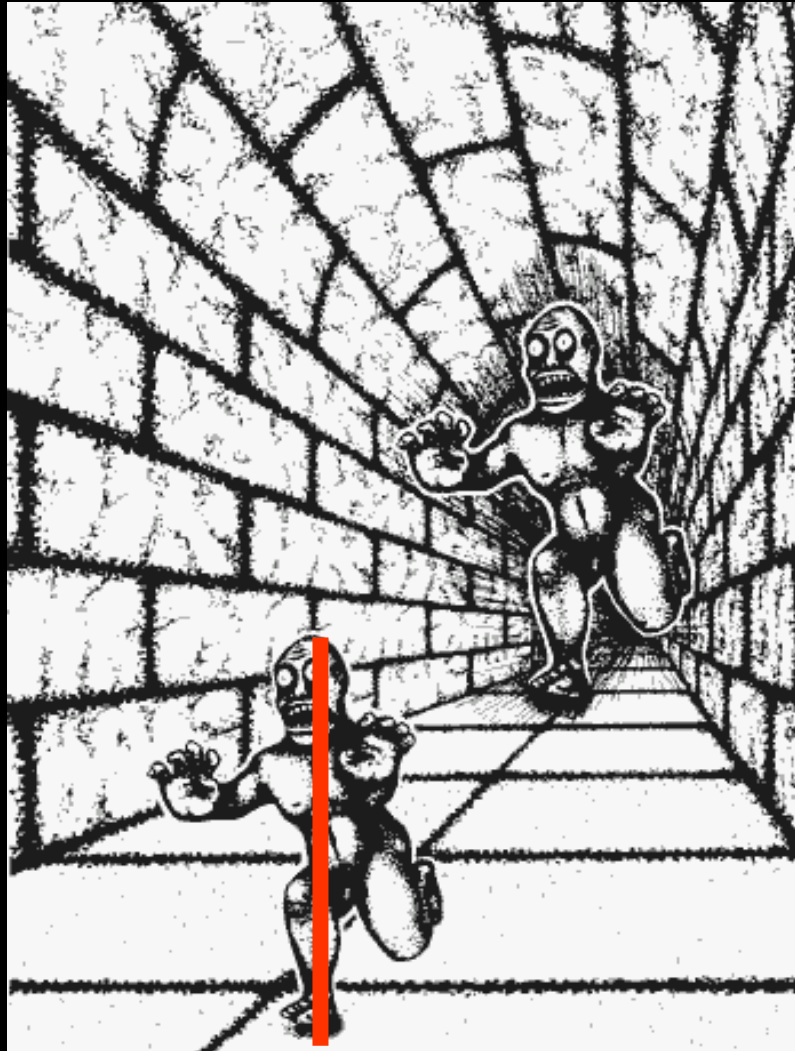


***W.E Hill, « My wife and my
mother-in-law », 1915***

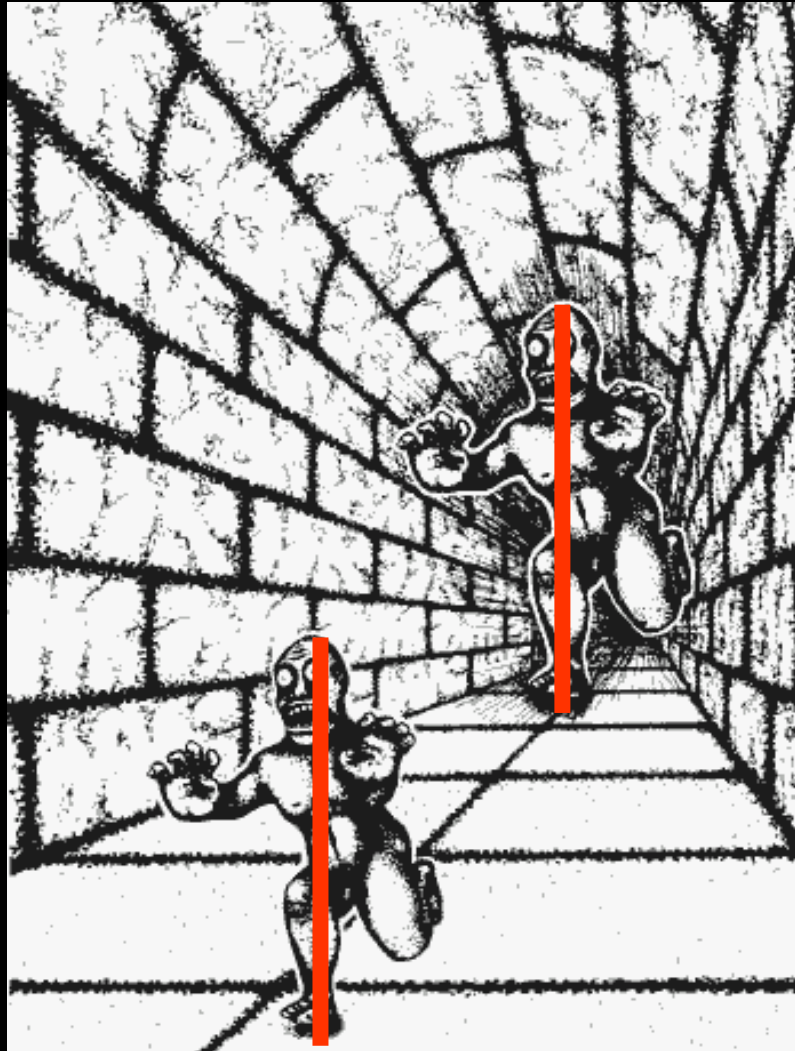


Only smart people can read this.

I couldn't believe that I could actually understand what I was reading.
The phenomenal power of the human mind, according to a research
at Cambridge University, it doesn't matter in what order the letters in
a word are, as long as it ends in !!

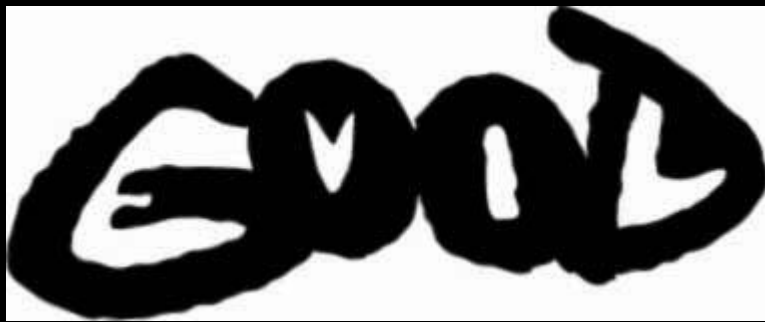


R. Shepard, « Terra subterranea »



R. Shepard, « Terra subterranea »





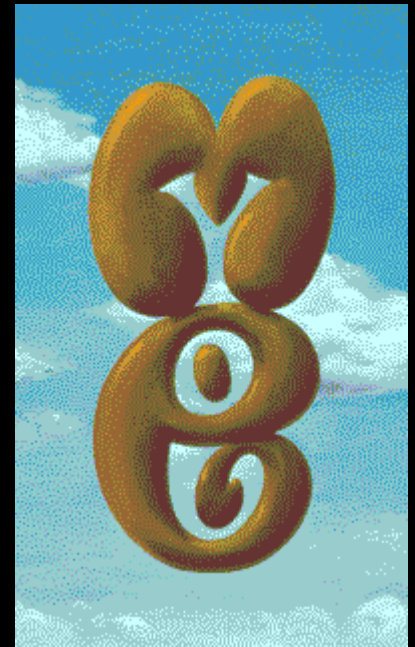
Good / evil

Illusion / optical



Teach / learn

Me / You





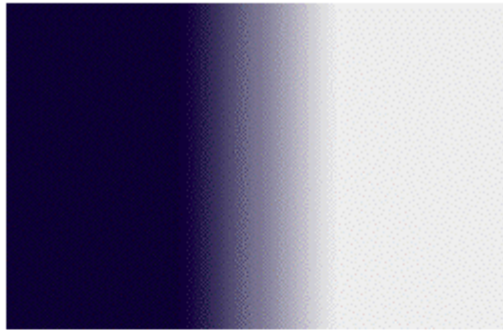
b-anomalies de **sensations visuelles** . ce sont les conséquences de modifications de l'activité neuronale dans des phénomènes visuels basiques

deux exemples :

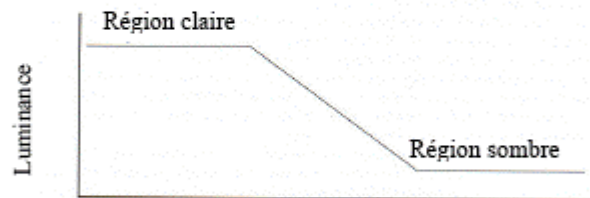
- l'effet de bord et les bandes de Mach
- l'effet de fond (background effect)

l'effet de bord et les bandes de Mach

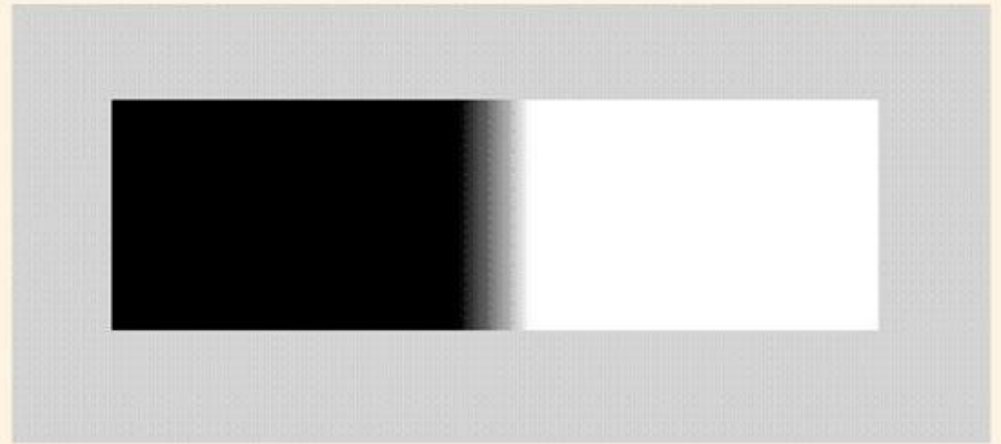
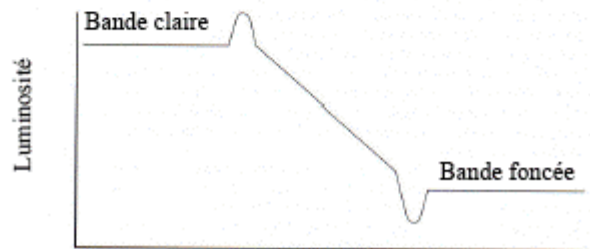
a

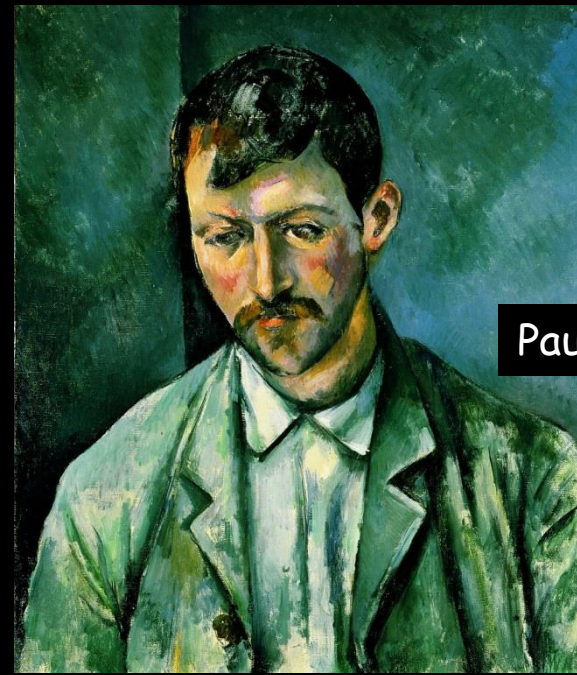


b



c



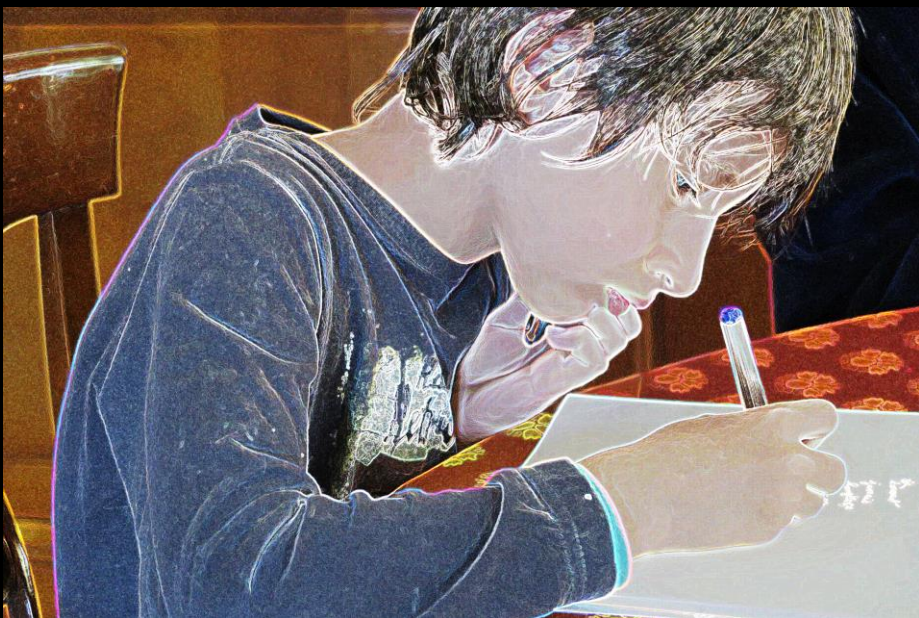
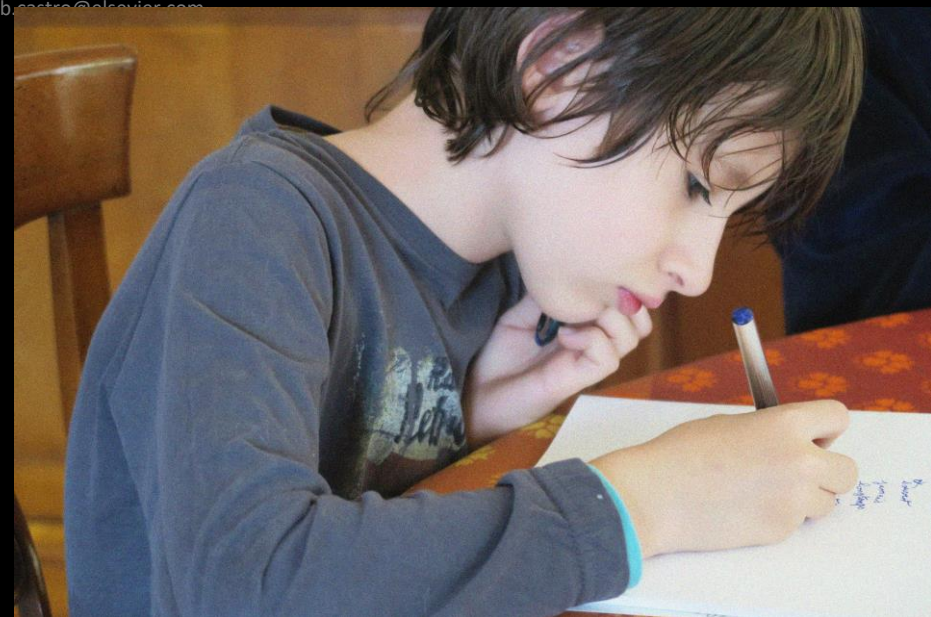


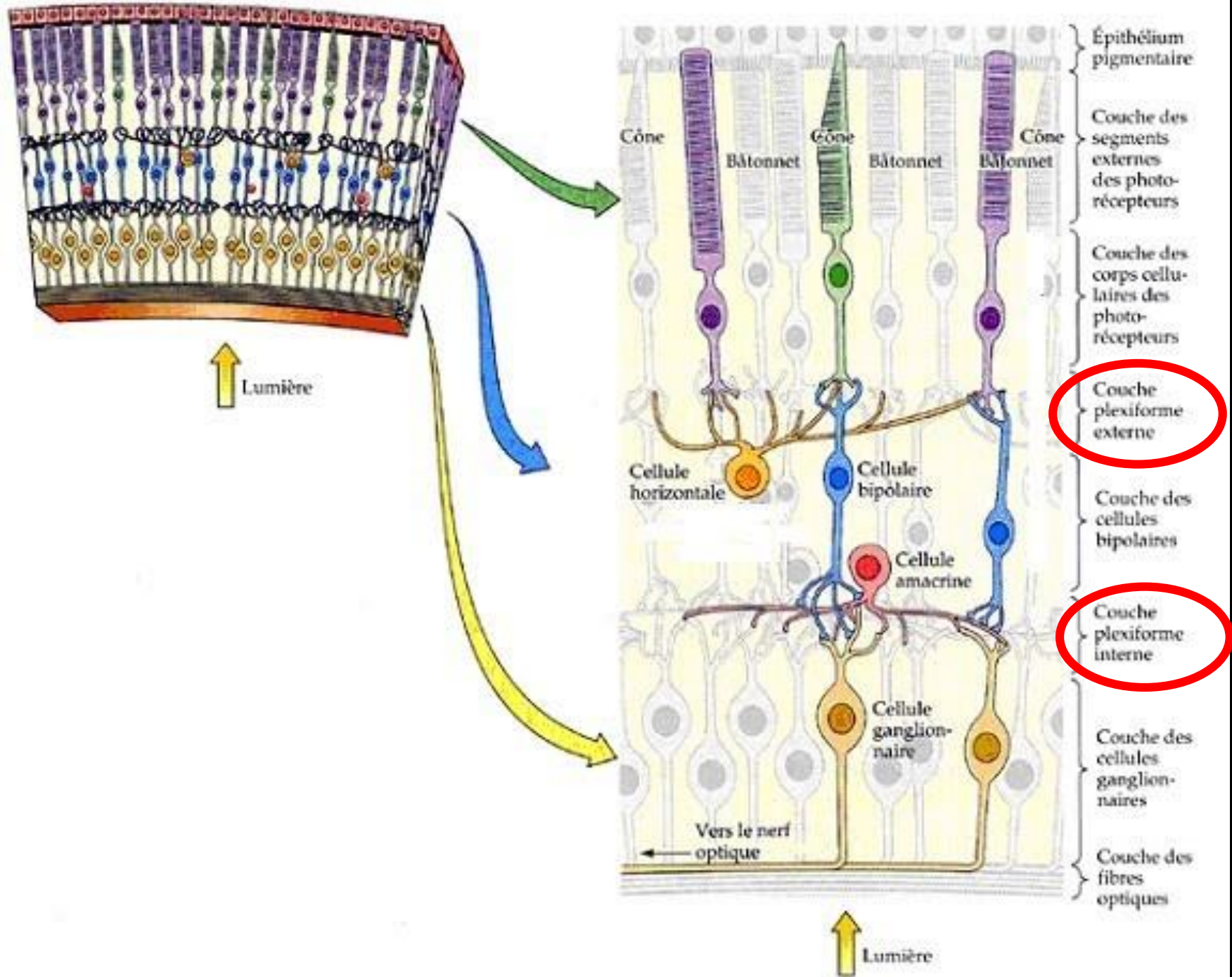
Paul Cézanne

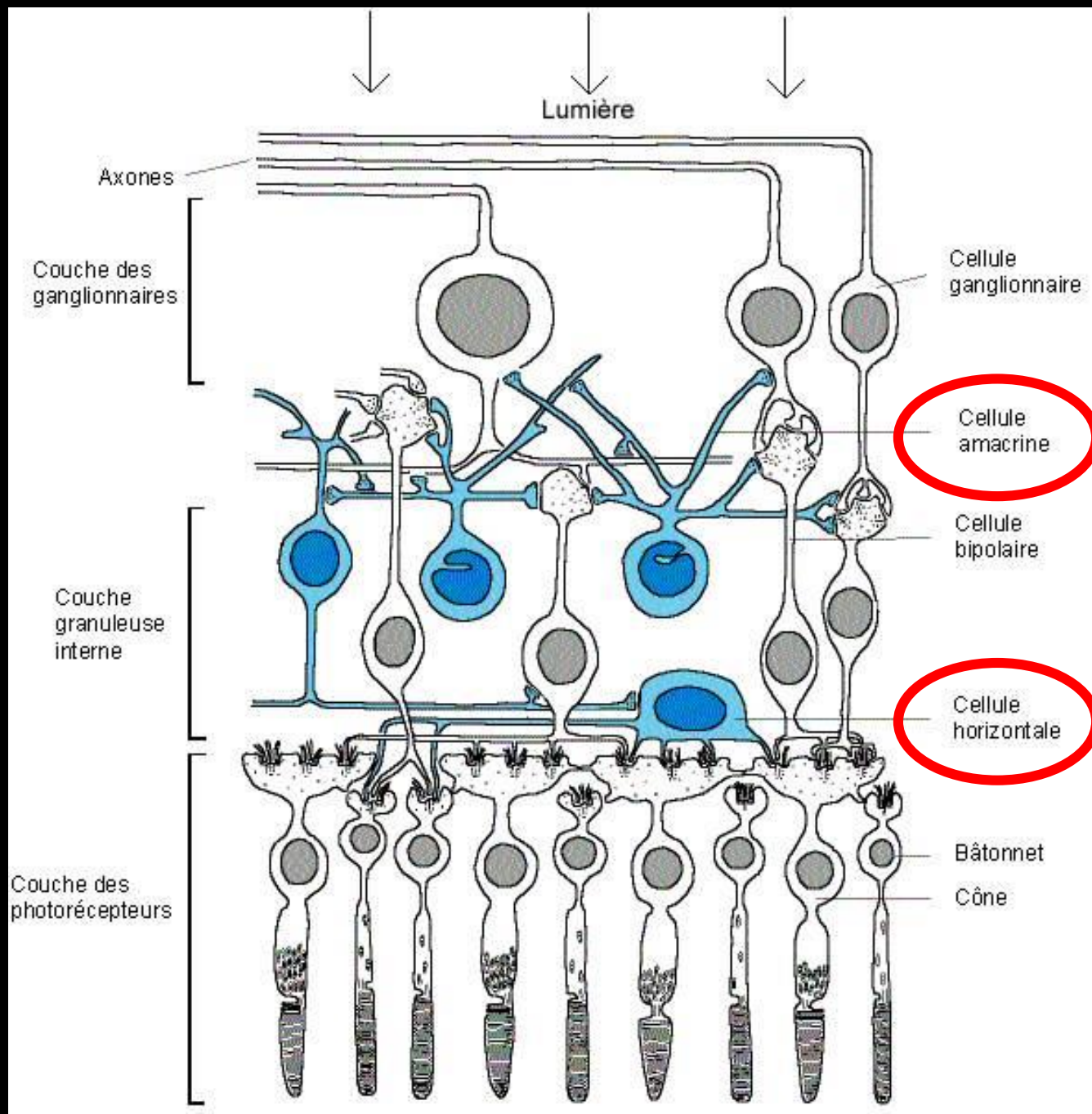


Caravaggio



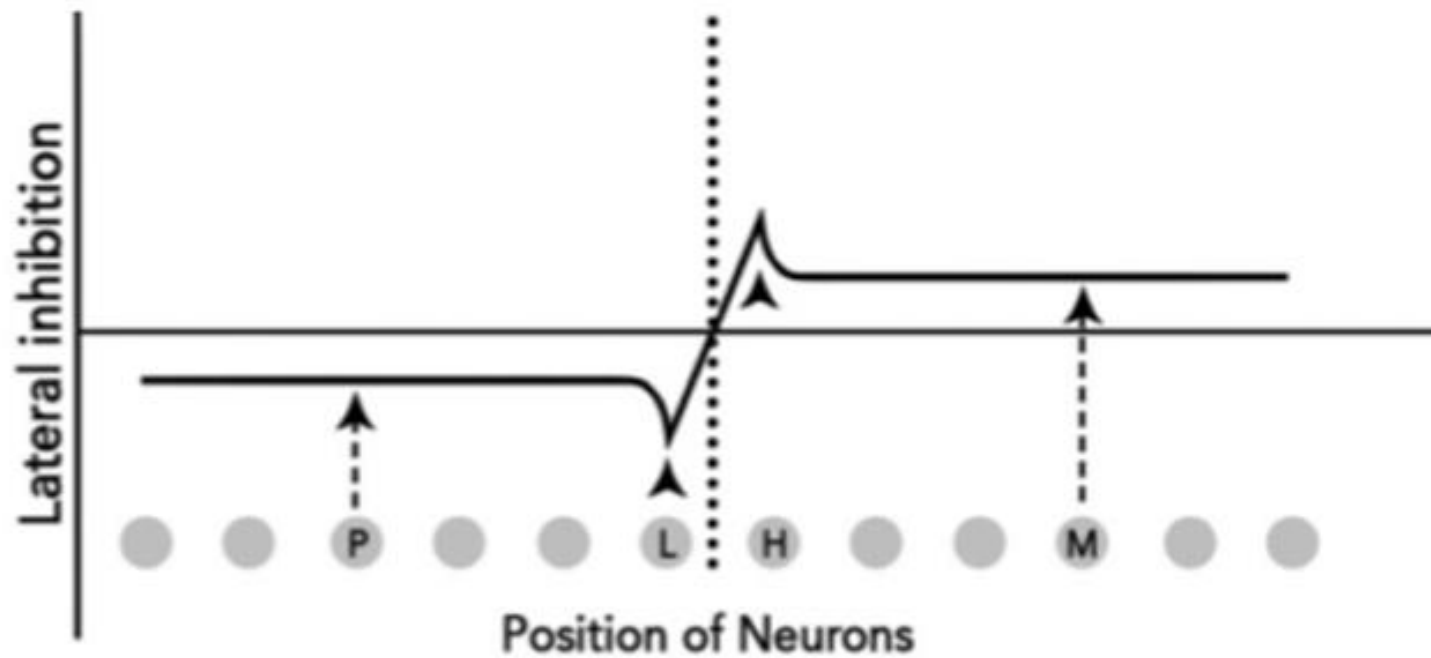






les bandes de Mach sont des
plages linéaires de densité
majorée et atténuée de part et
d'autres d'une limite entre 2
zones de densité différente , sur
une image en nuances de gris ,
qu'elle soit analogique ou
numérique .



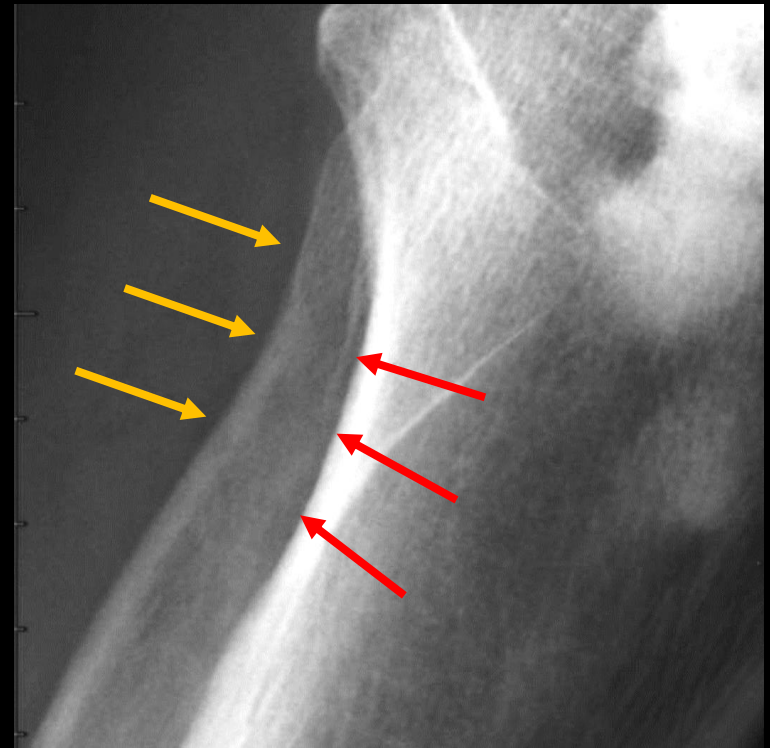
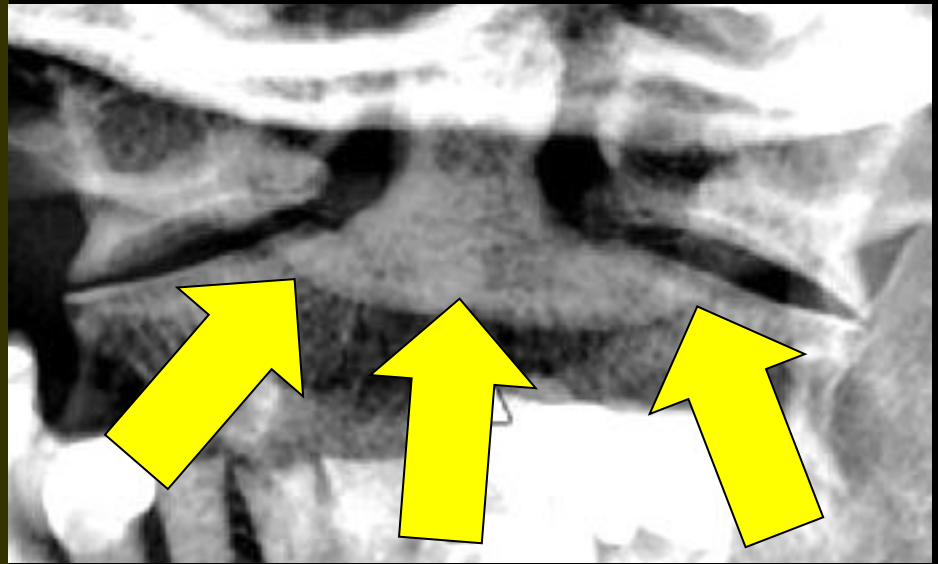


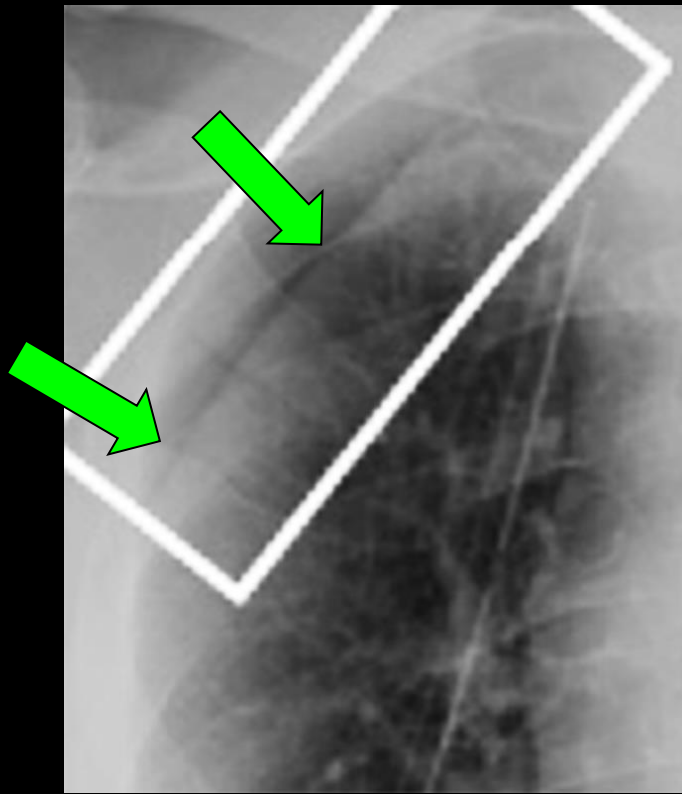
Negative (darker) mach band --->

<---Positive (lighter) mach band

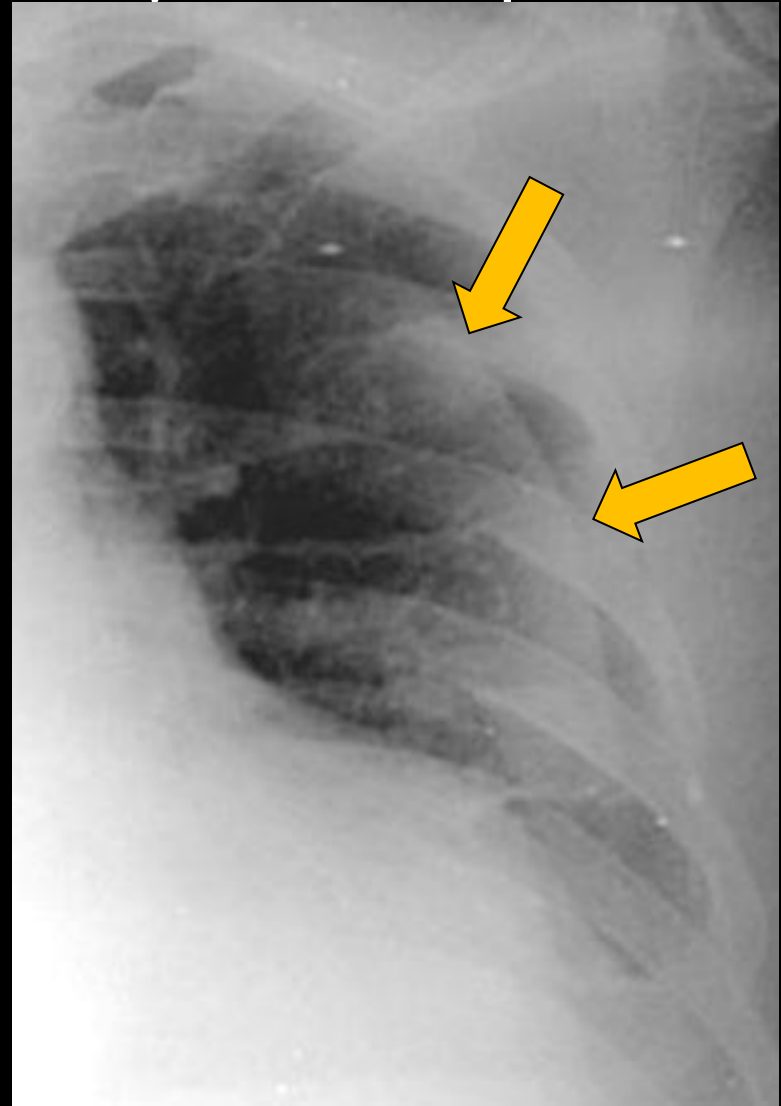
Elles majorent l' "effet de bord"
et contribuent à rendre ces
limites plus visibles mais **peuvent**
aussi créer des aspects trompeurs
(fissures corticales , plis cutanés
...etc)

leur origine se situe dans la
physiologie de la perception
visuelle : inhibition et excitation
des neurones bipolaires situés de
part et d'autres de celui qui a
transmis un stimulus ,par les
cellules horizontales de la rétine

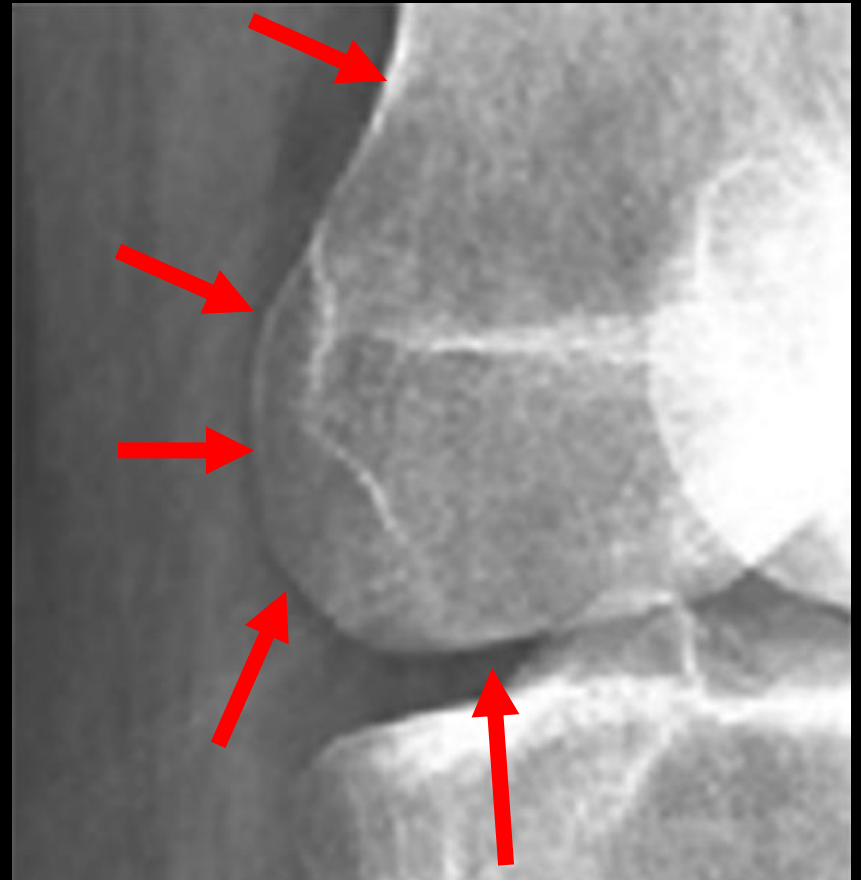




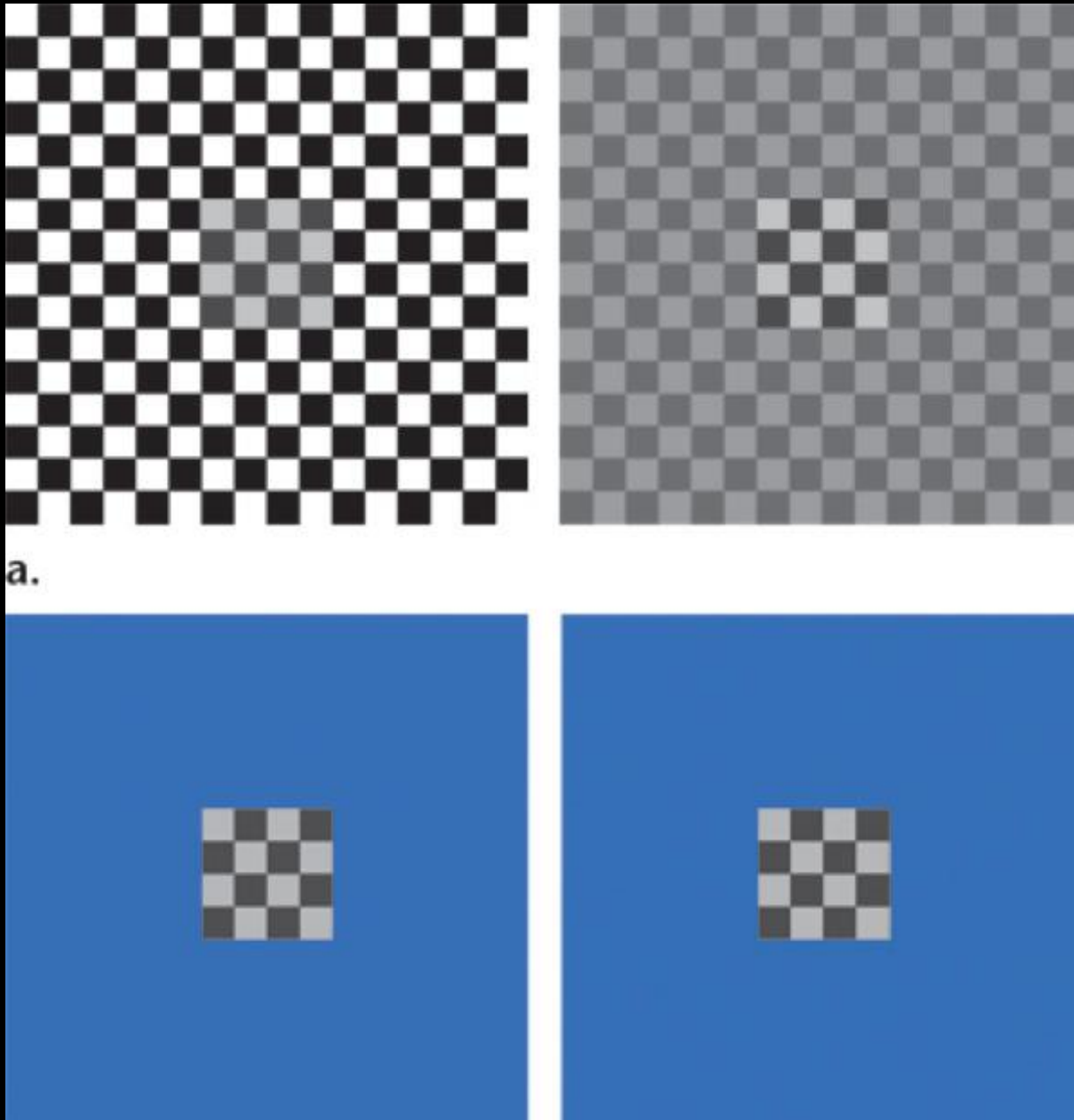
exemples de bandes de Mach
silhouettant le bord d'un pli cutané
dorsal , simulant un pneumothorax



exemple de bandes de Mach
silhouettant les contours des
pièces osseuses : plateau tibial
, condyle médial , patella , et
contribuant à leur lisibilité



effet de la densité du fond (background effect)



sur un fond de
damier "clair" , le
carré central
paraît sombre,
tandis que sur un
fond sombre , le
carré central
apparaît plus clair

lorsque les 2 damiers
sont masqués, les
carrés centraux sont
de densité identique.

De l'analogique au numérique en imagerie par projection ostéo-articulaire

réduction des coûts (suppression des films)

réduction de l'irradiation (uniquement par réduction des rejets de films)

amélioration qualitative de l'exploitation des résultats grâce à la
visualisation "dynamique" sur écran +++

transfert (communication) ,stockage (temporaire) archivage
(définitif) , comparaison (mensurations précises) ..etc.

développement de nouvelles techniques : soustraction, pasting tomosynthèse....

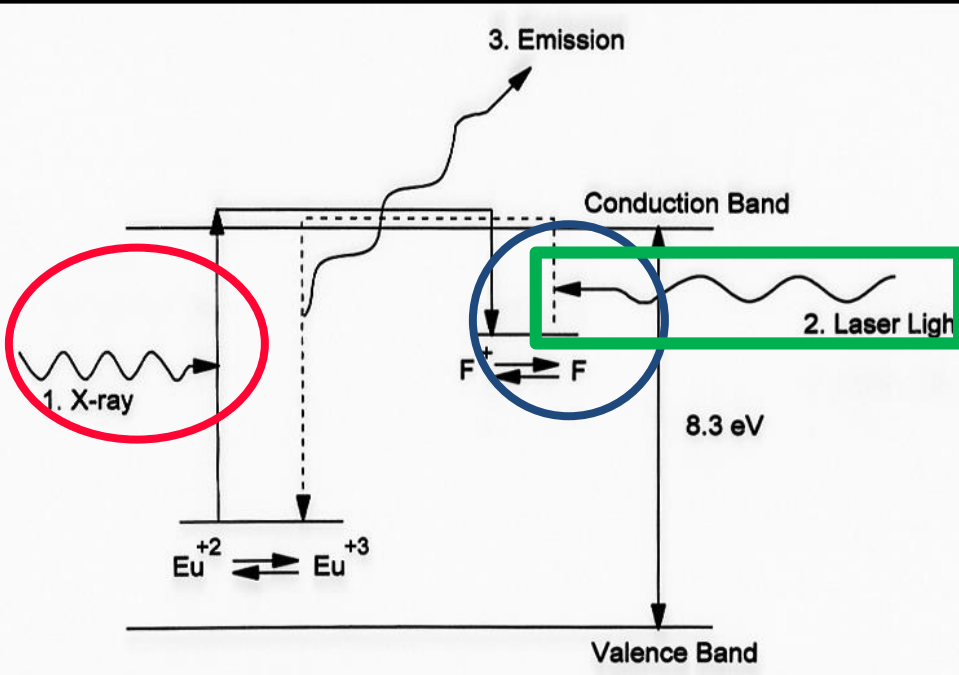


jusqu'en 2003

le (la !!) radiologue du 21ème siècle

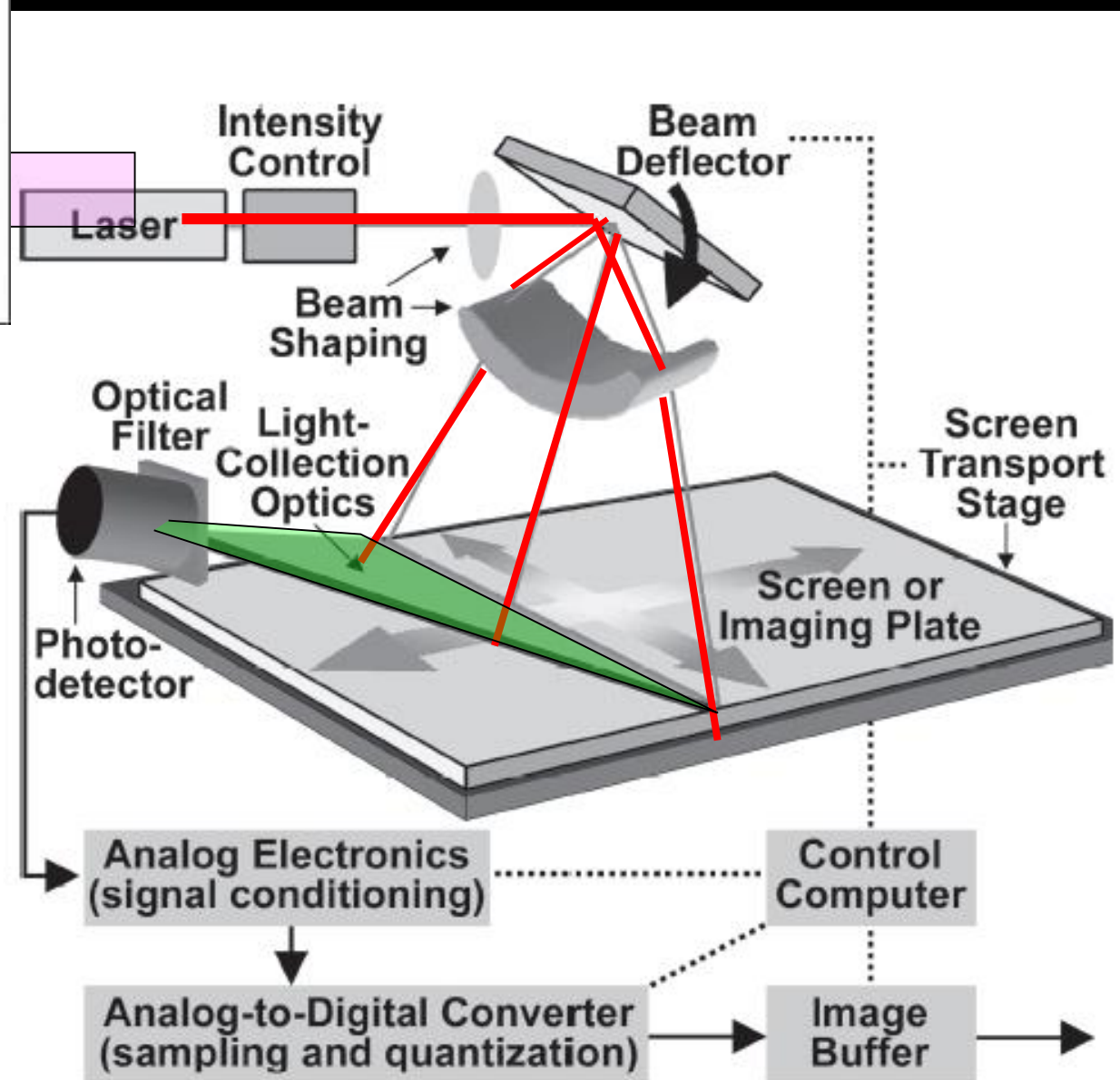
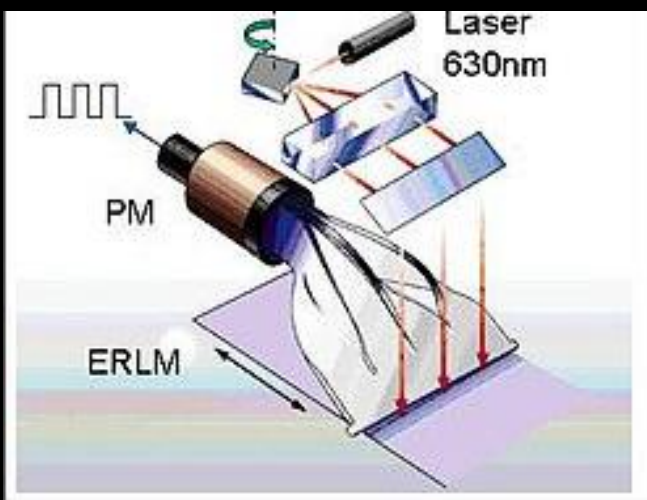


les écrans radio luminescents à mémoire ERLM (CR =computed radiography DICOM ; plaques photostimulables, écrans à mémoire, storage phosphor)



Les ERLM ou plaques photo
stimulables , utilisent les
propriétés de **photoluminescence**
de certains composés halogénés :
BaFI:Eu⁺⁺, BaFCl:Eu⁺⁺,
BaFBr:Eu⁺⁺, (**fluoro-halogénures**
de Ba "dopés" aux terres rares)

la lecture des **centres F** par le
faisceau laser libère les e-
trappés et permet le retour de
Eu³⁺ vers Eu²⁺ avec émission d'un
rayonnement de longueur d'onde
définie

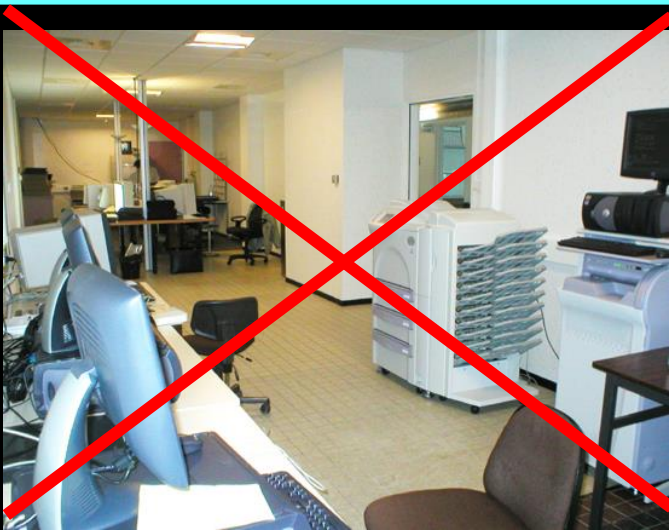


ERLM écrans radioluminescents à mémoire

(plaques au phosphore ...) = CR (computed radiography)



lecteur de plaques



reprographie (hard copy)
films à traitement sec

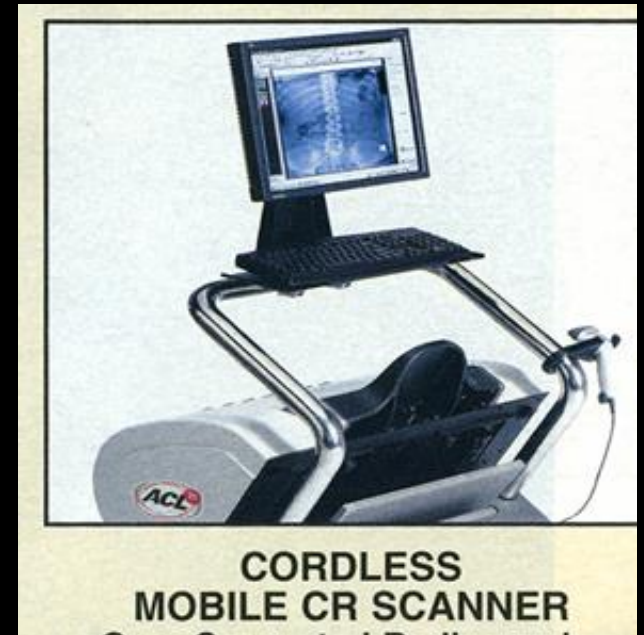


visualisation (soft copy)
écrans cathodiques "portrait"
HR 2K x 2K

les ERLM permettent la numérisation au moindre prix et peuvent être substitués aux couples écrans renforçateurs -films sur toutes les installations

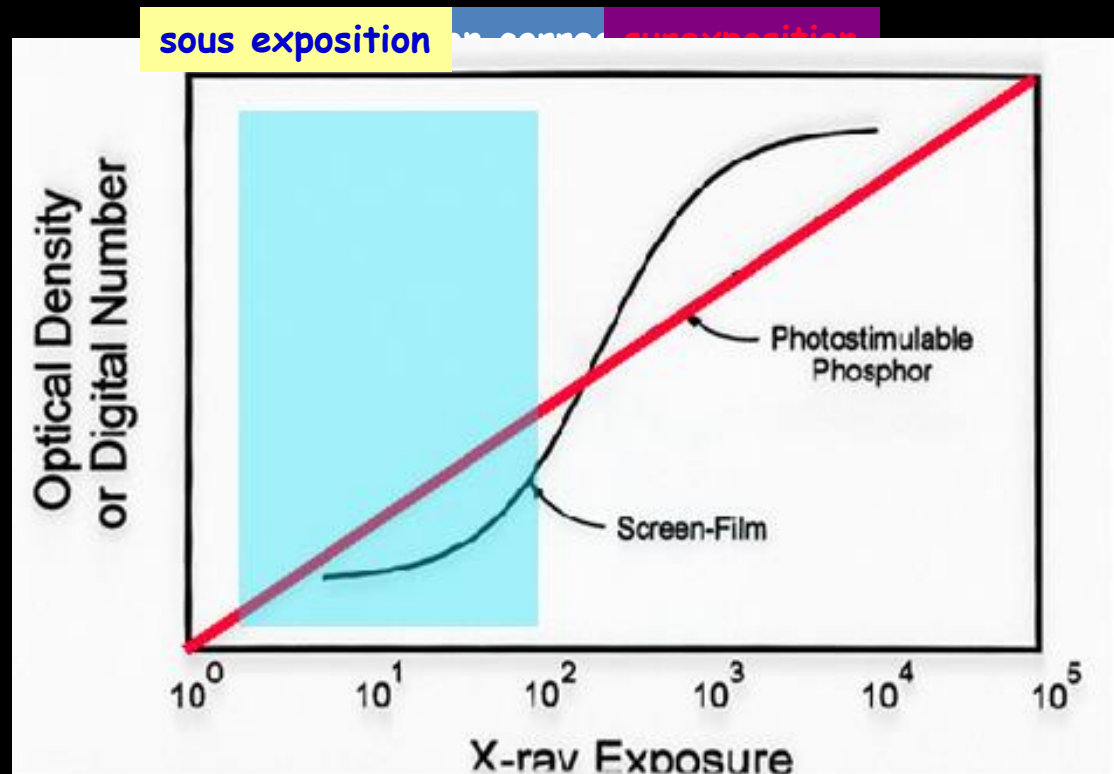
leur portabilité reste un gros atout pour les clichés au lit du malade

les manipulations des cassettes restent très contraignantes sur des installations fixes



la **dynamique de réponse des ERLM** est **linéaire** ; leur latitude d'exposition est beaucoup plus étendue donc on a un résultat "acceptable" même si on surdose de façon majeure !

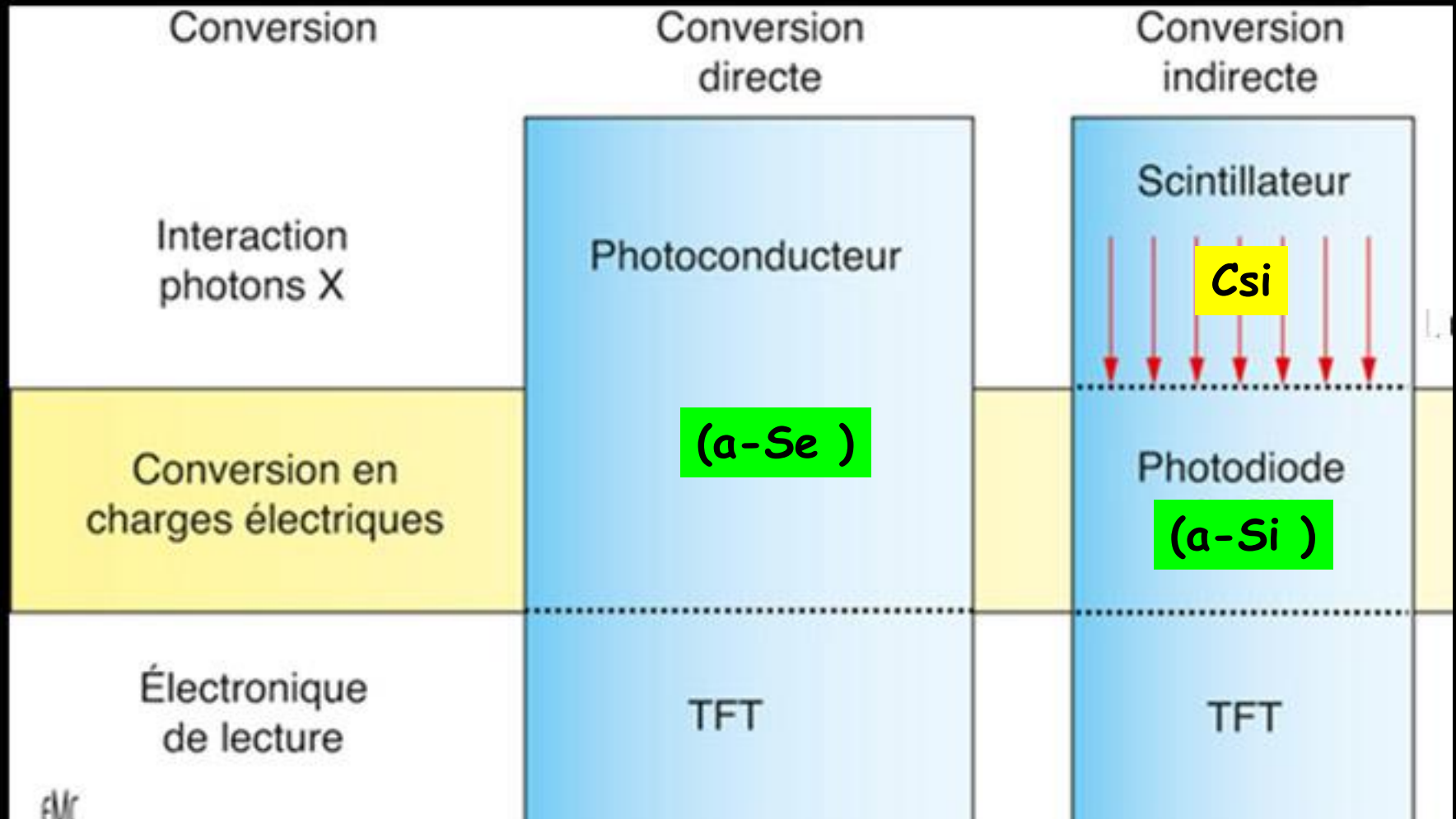
il faut donc toujours contrôler les paramètres d'exposition +++



des **post traitements** de l'information paramétrables pour chaque type d'examen sont appliqués : profil de courbe sensito; effet de bord ; sélection des fréquences spatiales élevées (détail) ou des fréquences spatiales basses (contraste)...

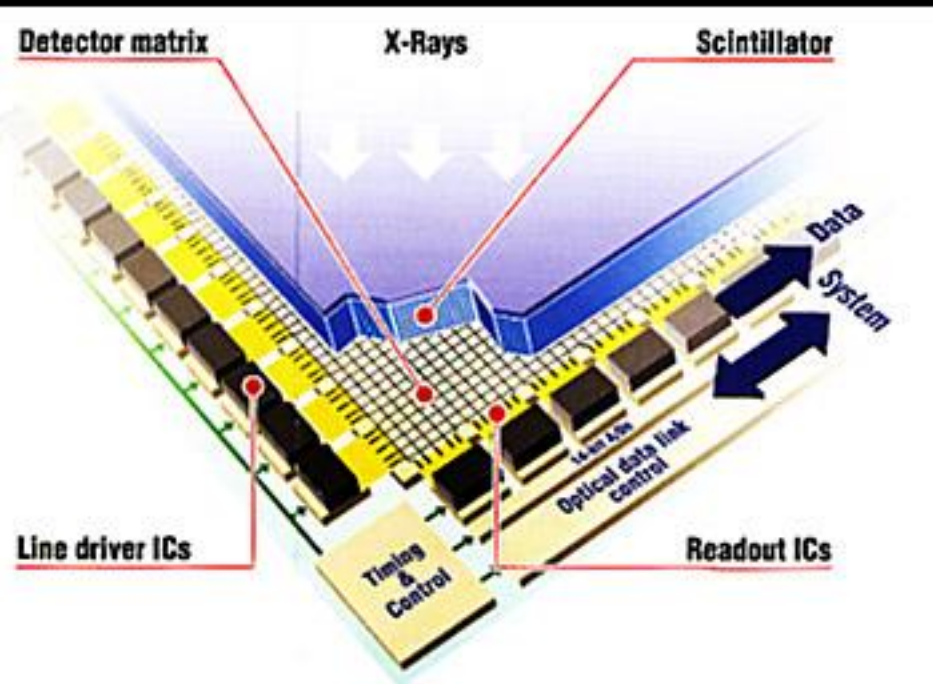
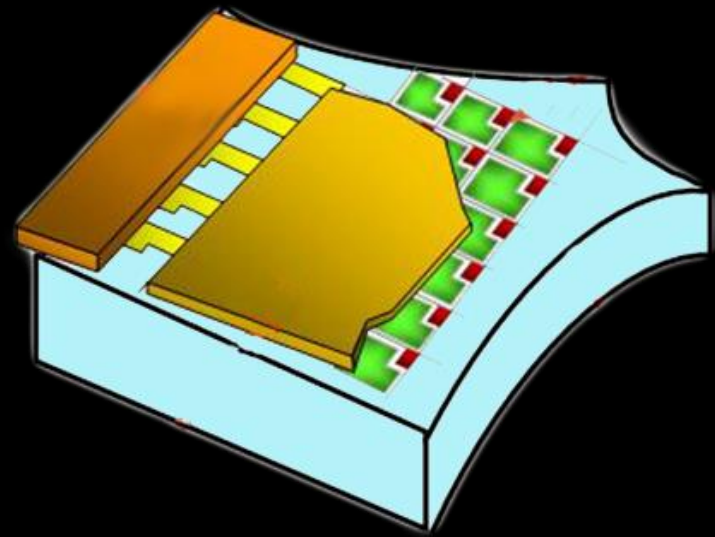
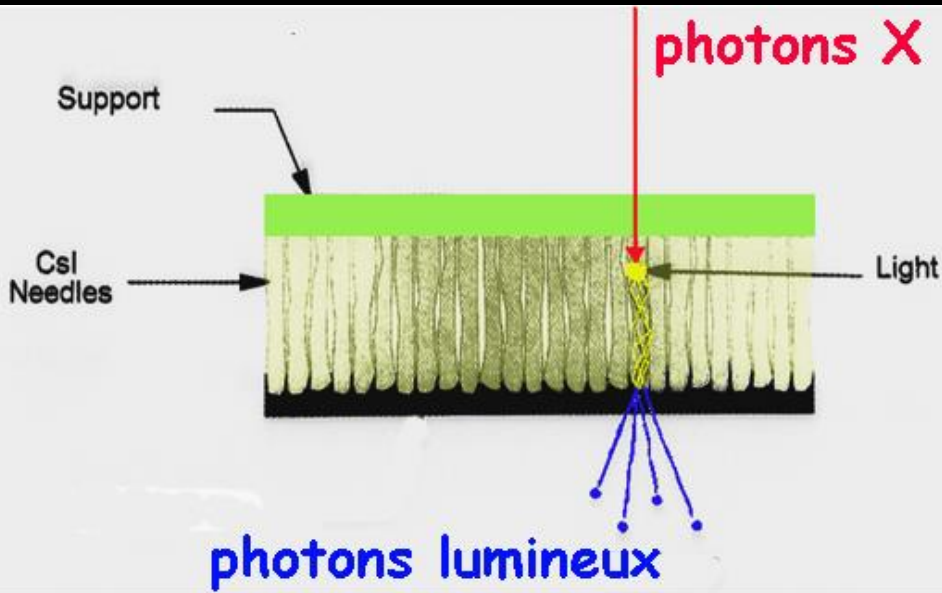


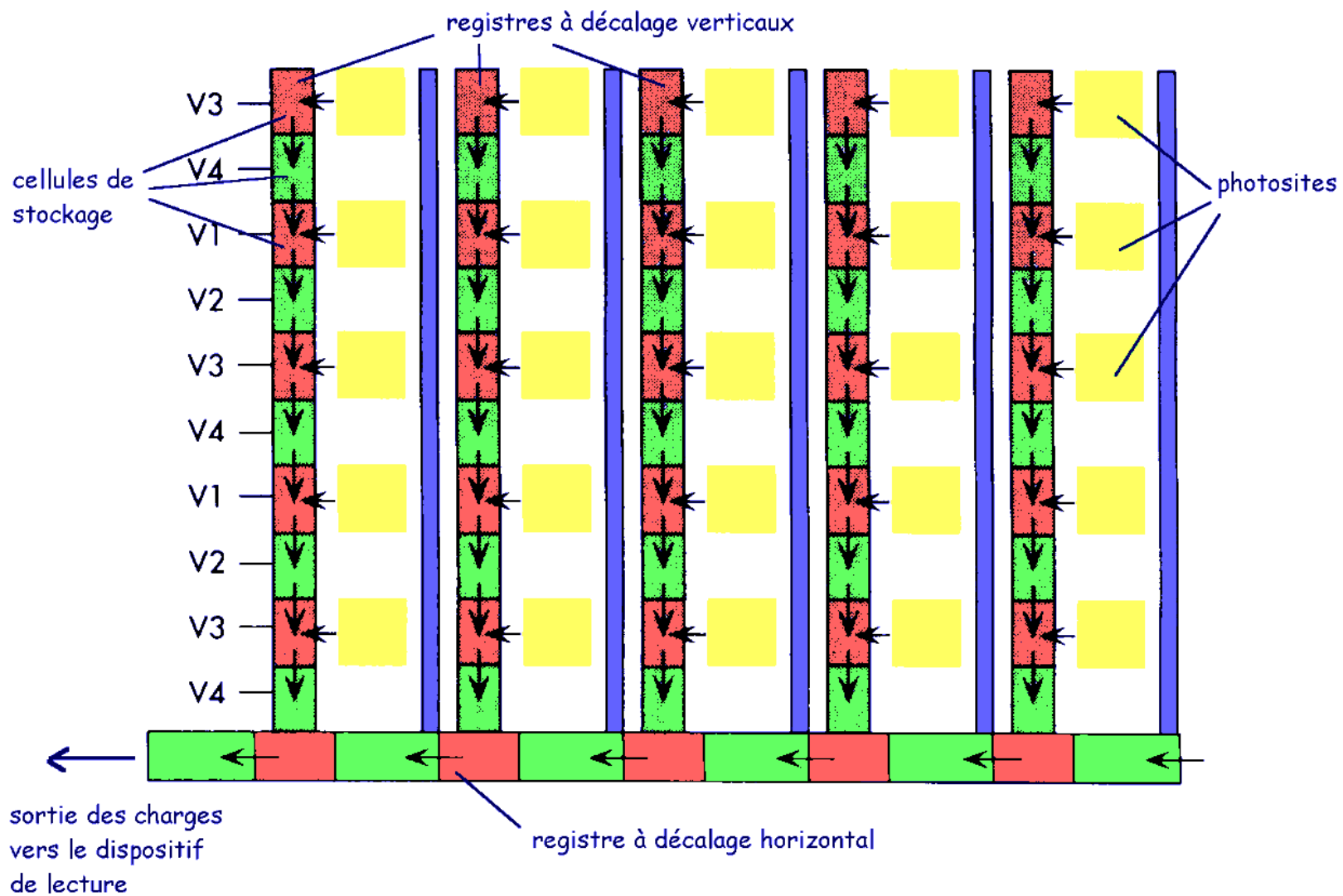
2. les capteurs plans (DR =direct radiography DICOM)

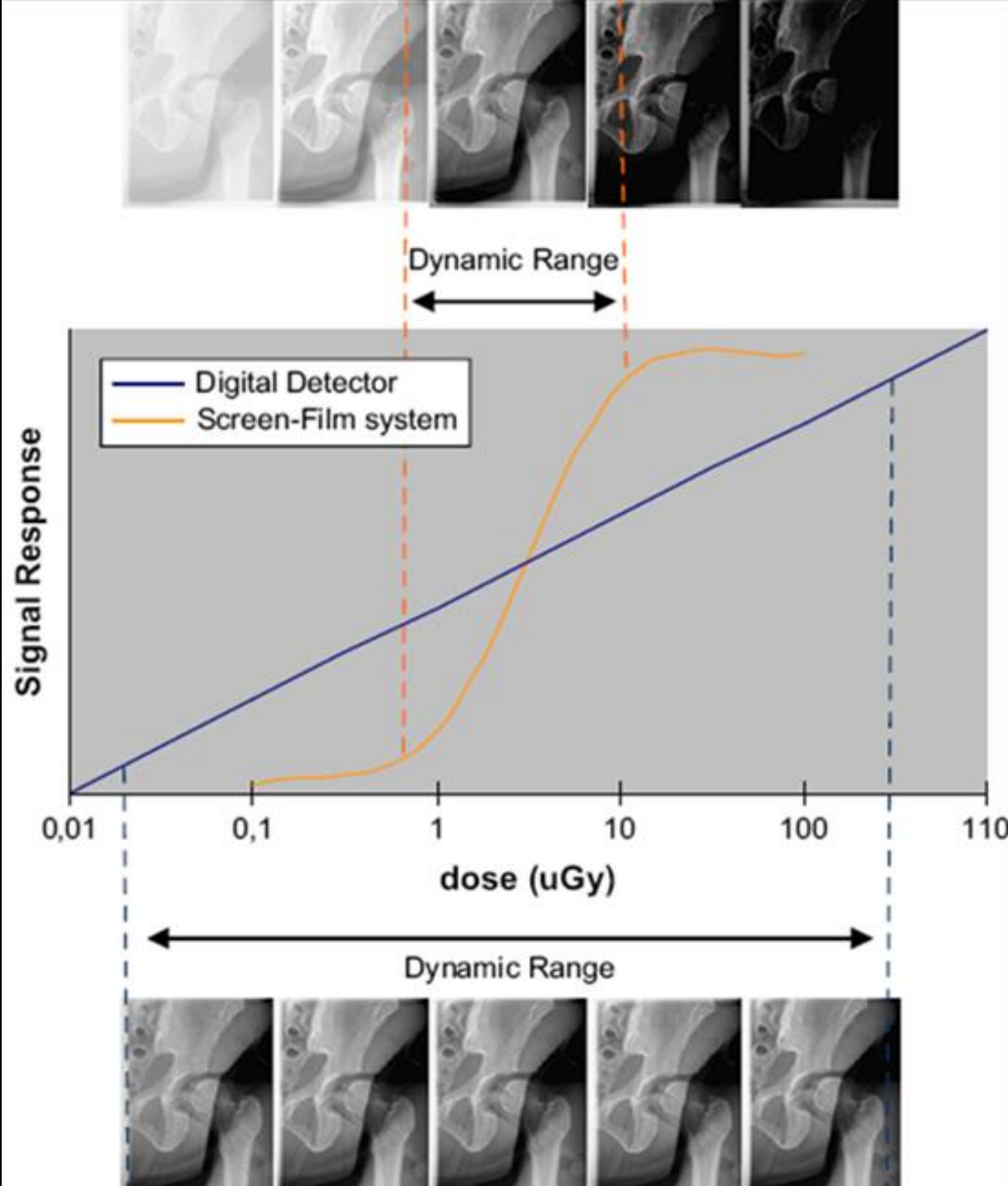


capteurs plans à **conversion directe** : -Selenium amorphe (α -Se)

capteurs plans à **conversion indirecte**: : -Silicium amorphe (α -Si)



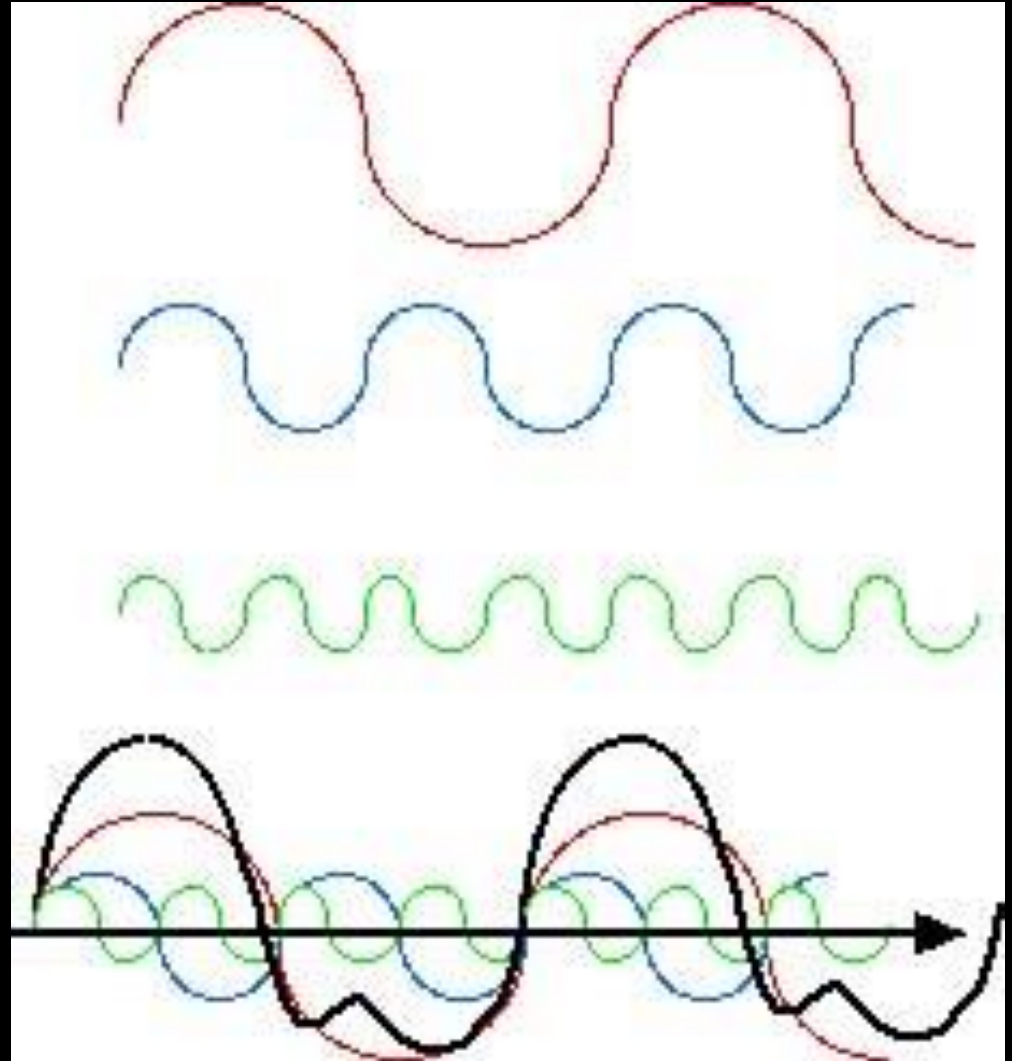




La **dynamique de réponse** des capteurs plans, comme celle des ERLM est **linéaire** (et non sigmoïde comme l'était la courbe sensitométrique des couples écrans renforçateurs-films de ce fait il n'y a plus d'images illisibles trop noires (surexposées) ou trop blanches (sous-exposées)

3.numérisation et **traitement de l'image** en radiographie par projection

l'application de l'analyse
fréquentielle par transformée
de Fourier à l'image
bidirectionnelle permet de
passer d'une représentation
spatiale à une **représentation
fréquentielle** dont les
composantes reflètent **les
variations de l'intensité du
signal au voisinage d'un pixel
donné.**



les **hautes fréquences spatiales**
codent les variations brutales
des valeurs de pixels par
rapport à un pixel donné (
contraste de détail ; résolution
spatiale) ; **le bruit quantique en
fait partie**

les **basses fréquences spatiales**
codent les ,éléments d'image
dont les valeurs de pixel varient
lentement d'un pixel à l'autre (
plages de gris ; **résolution en
contraste**)



Image avec toutes
les fréquences



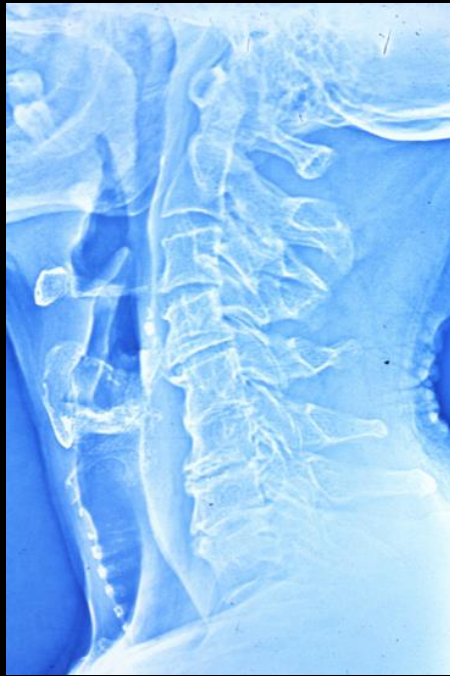
Basses fréquences
de l'image



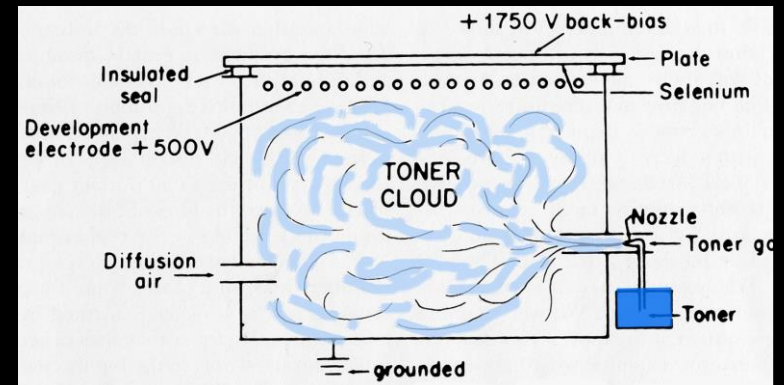
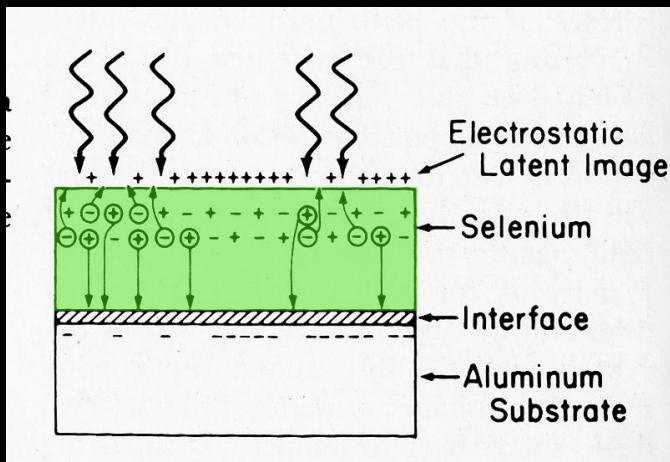
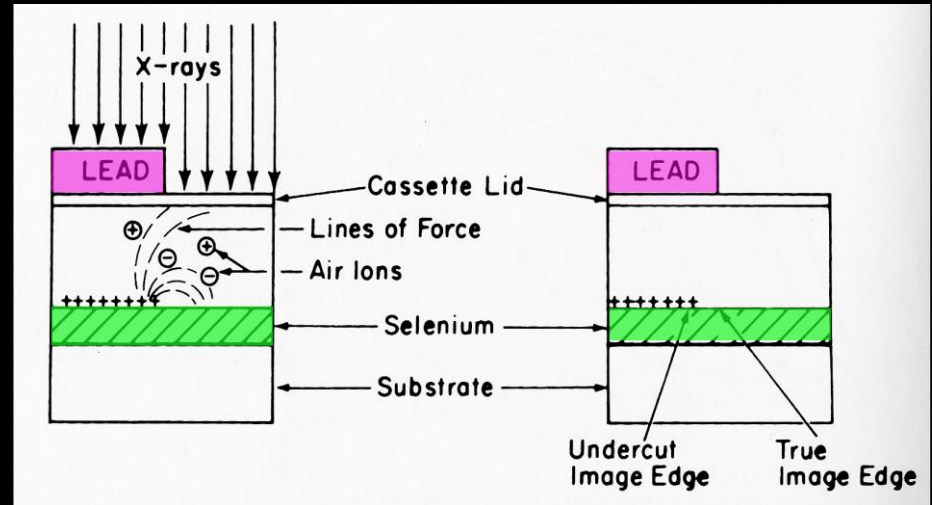
Hautes fréquences
de l'image

"effet de
bord"
majoré

Un système précurseur de la DR : la xéroradiographie (Rank Xerox)

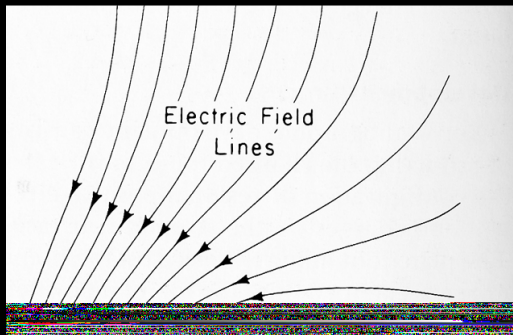


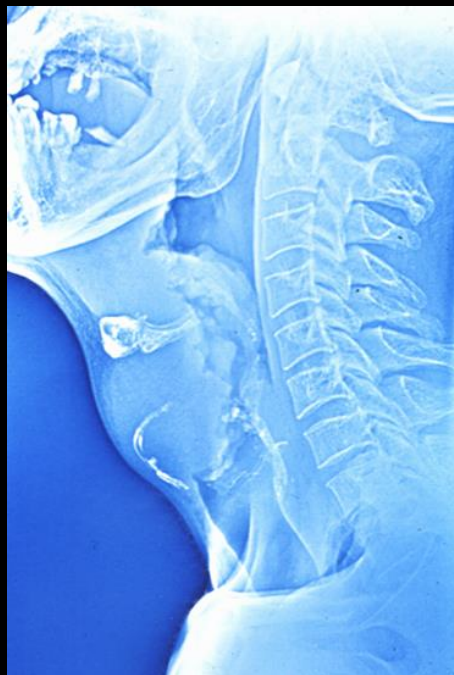
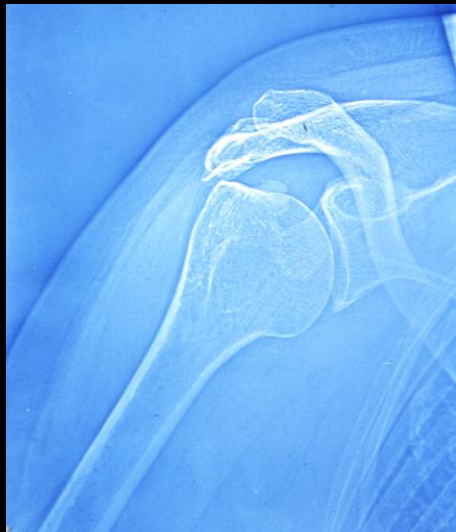
premier système d'imagerie radiologique utilisant les propriétés du **sélénium** ; semi-conducteur dont la résistivité varie avec l'exposition





xéroradiographie





xéroradiographie



**-les points forts de la CR en imagerie
ostéo-articulaire de routine**

ergonomie

qualité image

micrographie

réduction des doses d'exposition

-les avancées techniques

collage (pasting)

tomosynthèse

double énergie

imagerie volumique



le port des cassettes ERLM
(CR) est à l'origine du plus
grand nombre de maladies
professionnelles chez les MER;
la DR supprime les cassettes

la robotisation des déplacements du statif et du (des) tube(s)



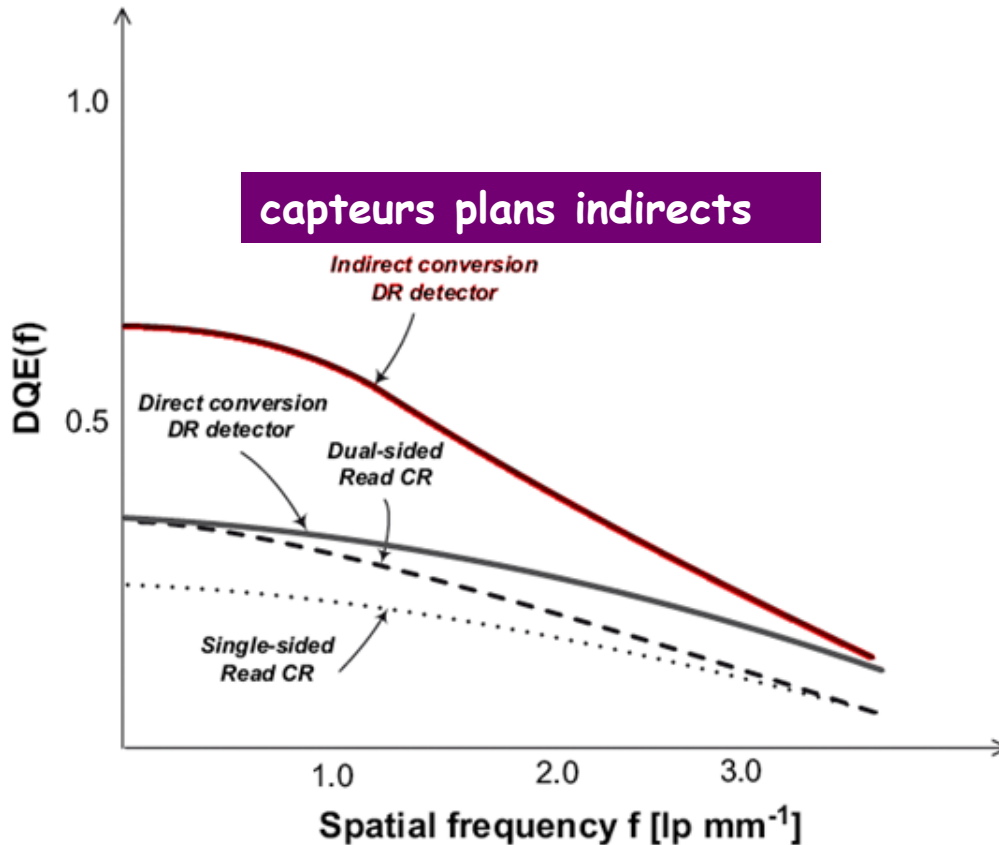
les déplacements du (des) tubes et leur asservissement à ceux de la table et du capteur vertical libèrent le MER et apportent une aide au centrage rapide permettant donc d'accroître le workflow et surtout de raccourcir la durée de l'examen tout en facilitant sa reproductibilité

l'amélioration du workflow



la durée des examens est réduite de 15 à 59 % avec les capteurs plans (DR) par rapport aux ERLM (CR)

la réduction de l'exposition -l'efficacité de détection quantique



la DQE est une combinaison de la FTM (résolution spatiale et contraste) et du spectre de Wiener (résolution en contraste et bruit quantique), en fonction de la fréquence spatiale

l'efficacité de détection quantique est nettement meilleure avec les capteurs-plans indirects qu'avec les capteurs plans directs et les ERLM.

La réduction des doses en est d'autant plus importante mais la dégradation du rapport signal/bruit liée à l'accroissement du bruit quantique est inévitable

la micrographie



St: 36,6 cGy.cm²



Micrography: 7,6 cGy.cm²

*clichés service Pr JJ Railhac
Toulouse*

-la **micrographie** radiographie "ultra low-dose" est très utile pour contrôler la qualité d'un centrage , d'un positionnement et ou d'une incidence:

elle contribue à la réduction de la dose délivrée pour l'examen !

les avancées techniques permises par la DR en radiologie ostéo-articulaire

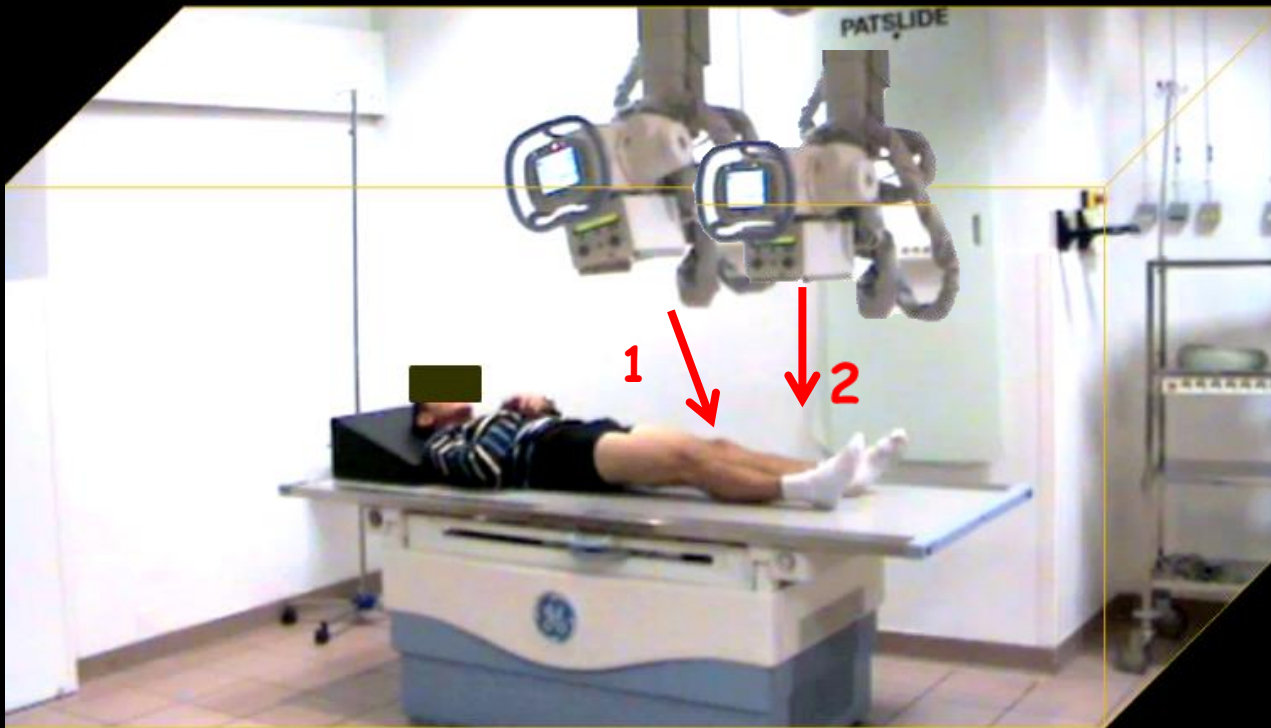
- le collage (pasting)
- la tomosynthèse
- l'imagerie en "double énergie"
- l'imagerie volumique

le collage permet l'exploration du squelette axial (rachis complet en charge ou en clinostatisme) ou des membres inférieurs dans leur ensemble .La distorsion est limitée au maximum par l'optimisation automatisée de l'angulation du tube et de la translation de la table.

Fuji propose un capteur plan 30 X 120 cm vertical ou horizontal au RSNA 2017



le collage (pasting)



l'accroissement du champ couvert grâce au collage permet d'avoir les 2 articulations supérieure et inférieure du segment de membre exploré

R



DR



tomographie conventionnelle et tomosynthèse

le principe géométrique de base est identique : représentation au sein d'un segment corporel ' **d'une coupe** d'une certaine épaisseur (cad d'un volume, parallèle au plan du système de détection) , **en effaçant les images des structures situées en dehors de la coupe**

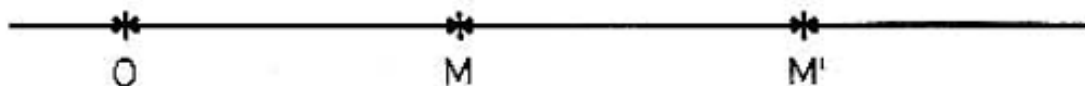
la tomographie conventionnelle est née en France en 1921 Bocage
tous les statifs télécommandés multi-usages disposent d'un système tomographique

deux champs d'application:

- tomographie "**de dégagement**" coupes épaisses "'zonographie" : reins, rachis cervical, sternum
- tomographie "**d'analyse**" : coupes minces (1 à 2 mm d'épaisseur), jointives
analogie CT : coupes épaissies MIP vs coupes submillimétriques

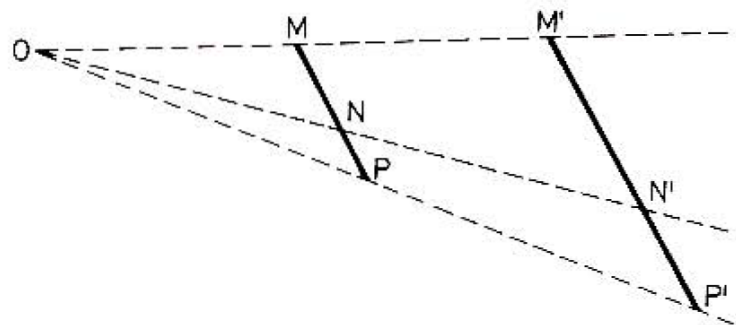
un pré-requis: l'homothétie

a) L'homothétie est *une transformation ponctuelle* dans laquelle, étant donné un point O (centre d'homothétie) et un rapport k (rapport d'homothétie), le transformé homothétique d'un point M est le point M' de la droite OM tel que $OM' = kOM$.



La transformation homothétique du point M dans un système de centre O et de rapport k se note $OM' = kOM$ $k \in (0,2)$.

b) L'homothétie d'une figure quelconque est obtenue par la transformation de l'ensemble des points de cette figure dans un système de centre et de rapport donnés.



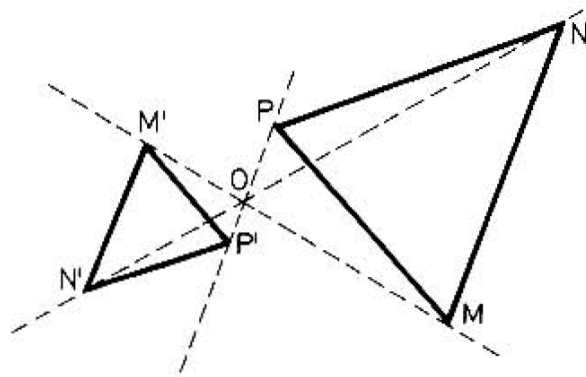
O, M, M' sont alignés $OM' = 2OM$

O, N, N' sont alignés $ON' = 2ON$

O, P, P' sont alignés $OP' = 2OP$

$k \in (0,2)$

Le rapport d'homothétie peut avoir une valeur négative (homothétie négative).



Le triangle $M'N'P'$ est le conjugué homothétique du triangle MNP dans le système de centre O et de rapport $k = -1/2$.

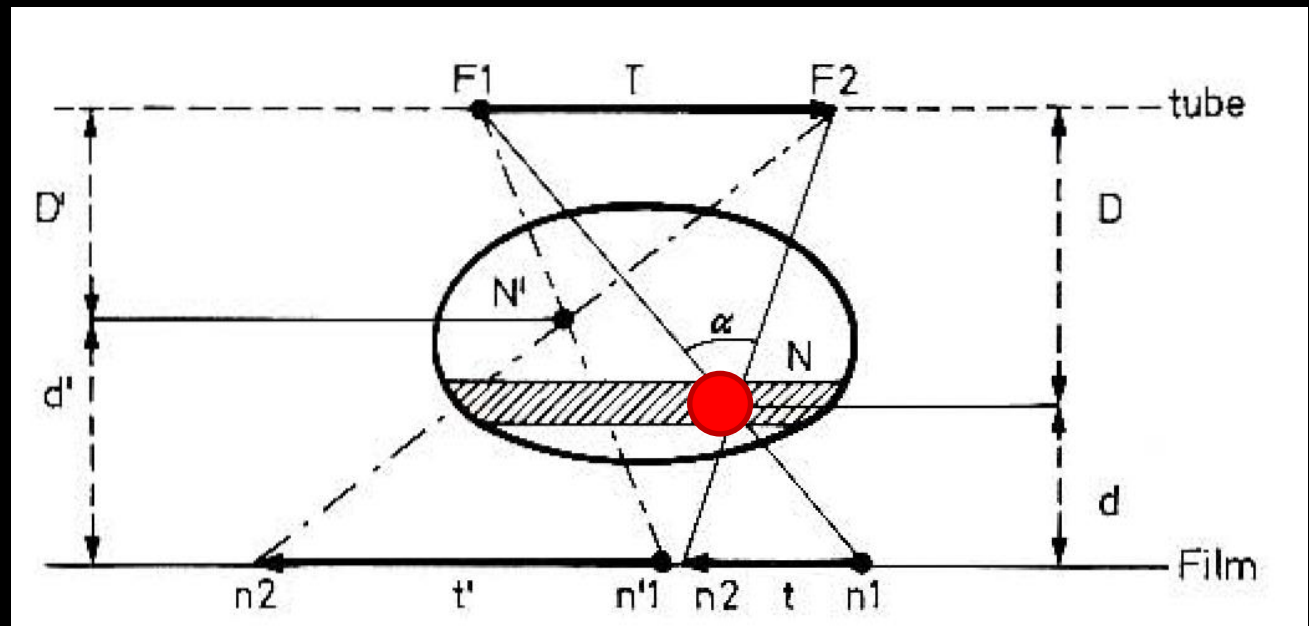
OMM' sont alignés $OM' = OM \times -1/2$

ONN' sont alignés $ON' = ON \times -1/2$

OPP' sont alignés $OP' = OP \times -1/2$

(La symétrie est un cas particulier d'homothétie négative, de rapport $k = -1$).

la tomographie est un artifice mécanique qui a pour objectif **de maintenir en position fixe sur un système de détection**, la **projection d'une coupe d'un segment corporel** tandis que les éléments situés en dehors du plan de coupe sont projetés sur une certaine longueur, c'est-à-dire représentés par une **trace** dont la longueur varie en fonction de l'éloignement par rapport au volume étudié)

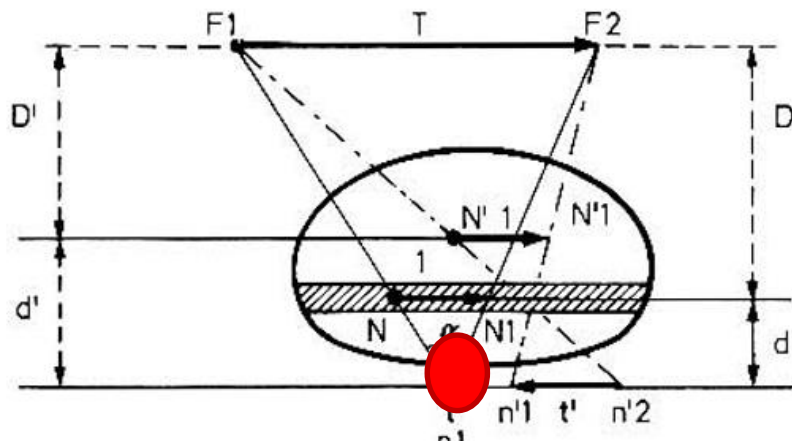


déplacement homothétique synchrone et de sens inverse du tube et du système de détection; le centre d'homothétie étant le point N

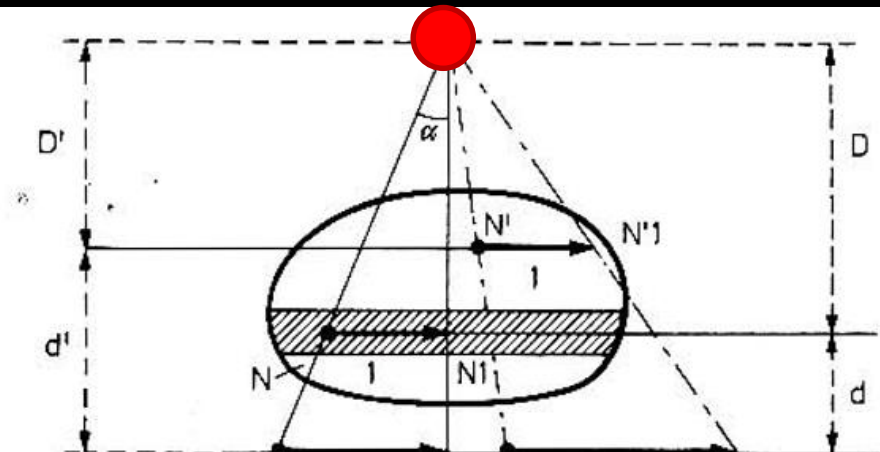
si l'on considère les 3 éléments qui interviennent dans la réalisation 'une tomographie (tryptique: tube, détecteur, segment corporel examiné), deux conditions sont nécessaires pour obtenir une tomographie:

-2 des 3 éléments doivent être animés de mouvements homothétiques et synchrones dans un système dont le troisième élément contient le centre d'homothétie

-le mouvement des éléments mobiles doit être un mouvement de translation cad conservant la même orientation



tube et segment corporel mobilisés
détecteur fixe



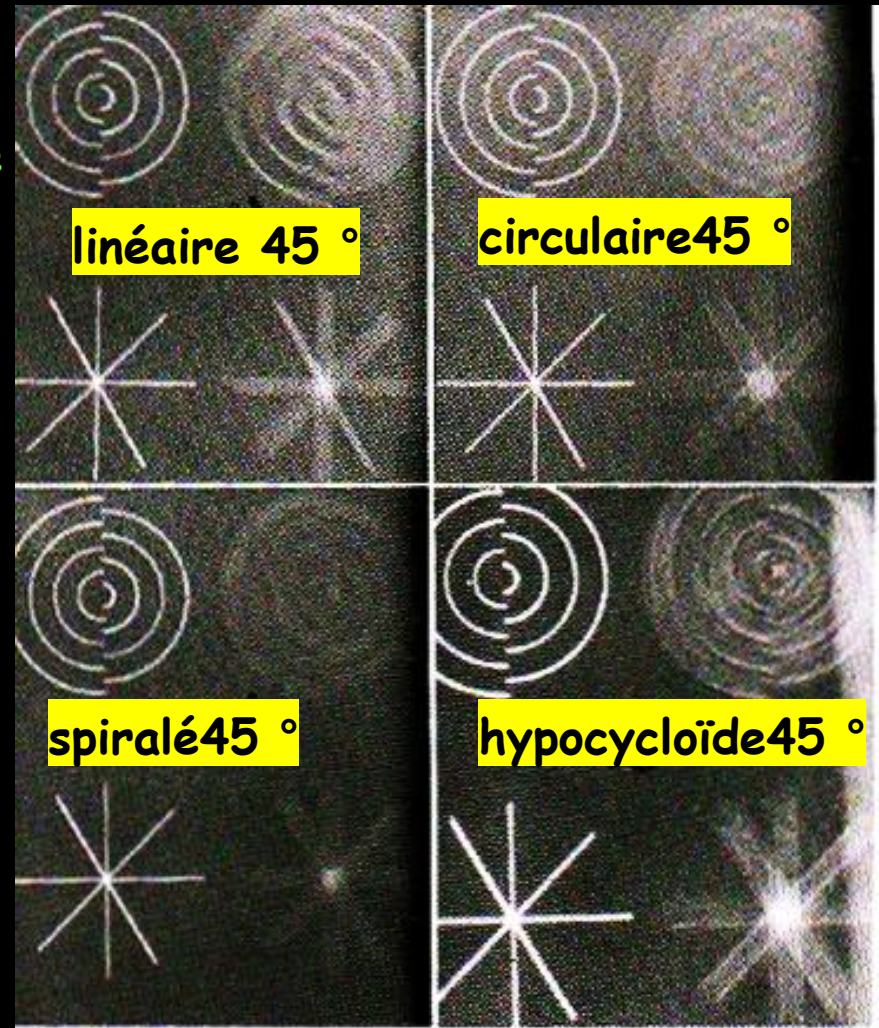
tube fixe
segment corporel et détecteur mobiles

paramètres et facteurs de qualité de l'image en tomographie conventionnelle (et en tomosynthèse)

l'épaisseur de la coupe est inversement proportionnelle à **l'angle de coupe**; défini par les positions **extrêmes** du tube quelle que soit la trajectoire

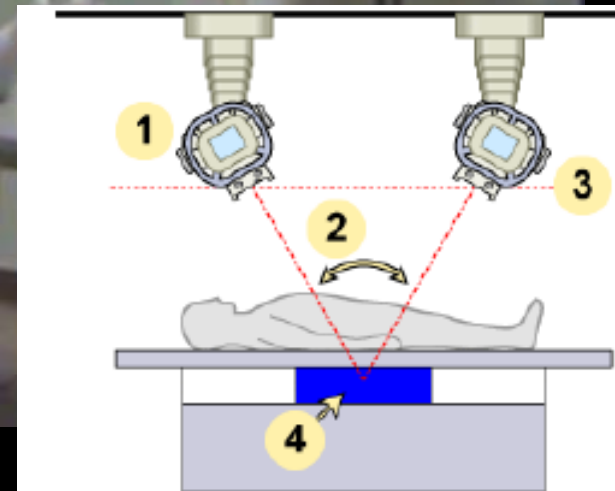
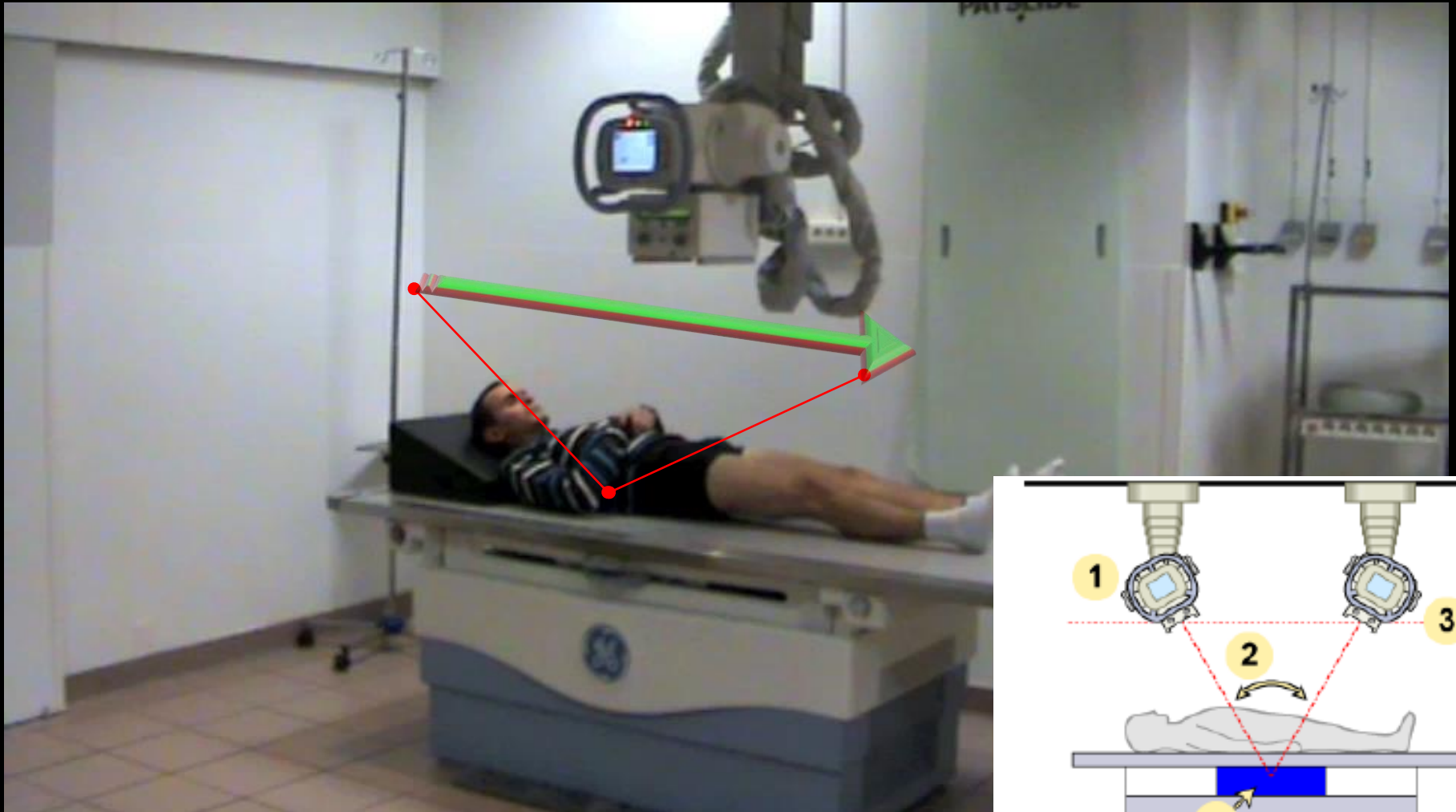
la qualité de l'effacement des structures hors plan de coupe dépend

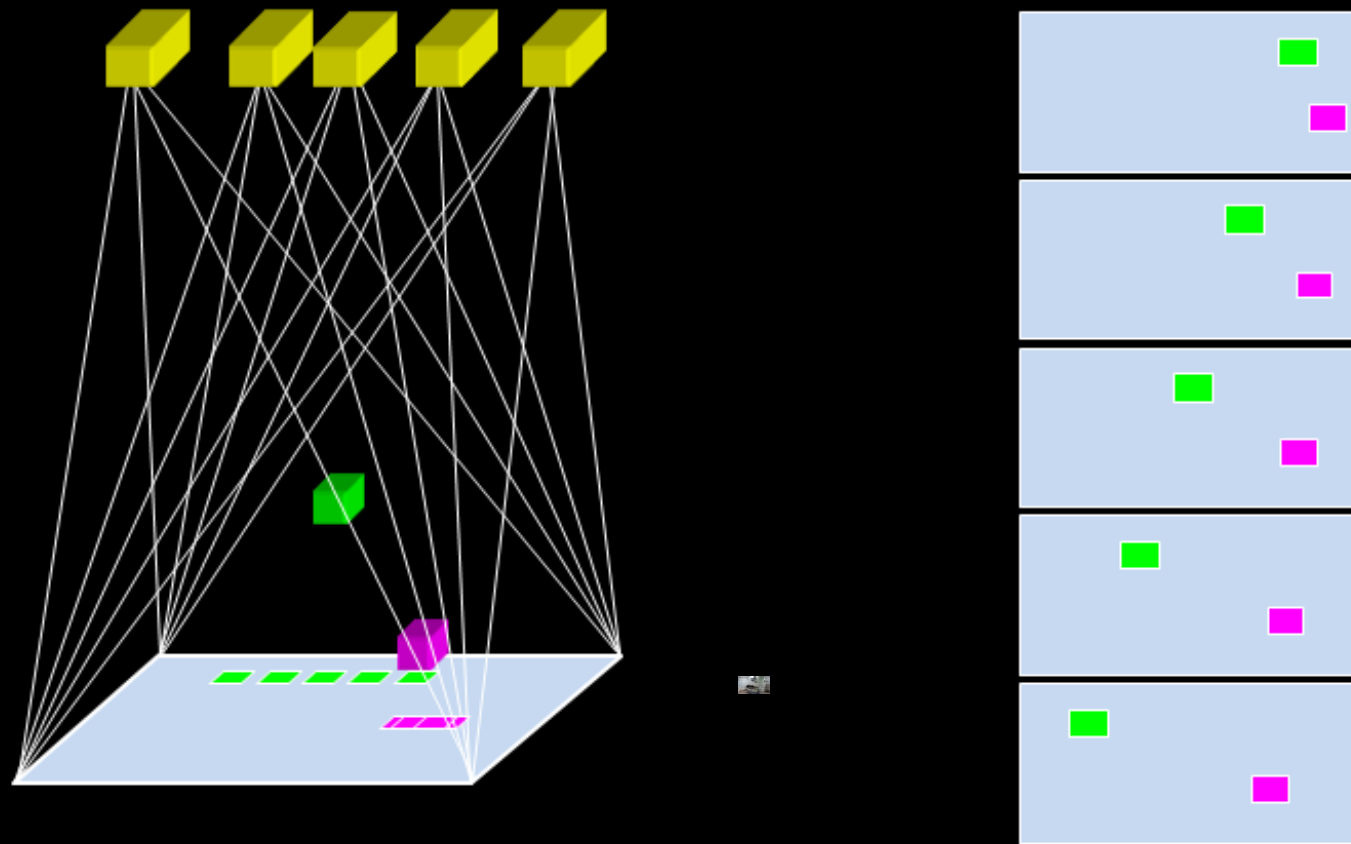
- de la longueur de la trajectoire ; spiralee, hypocycloïde
- de l'orientation et de la densité des structures



la tomosynthèse

balayage tomographique avec tube et segment corporel mobilisés-détecteur
(capteur plan) fixe





-acquisition de N projections angulaires du volume corporel examiné

-la longueur de la trace d'une structure dépend de sa position par rapport au plan d'appui et de celle du choix de la position du plan étudié

-plus la trace est longue , meilleur est l'effacement de l'image des structures correspondantes



-netteté du plan choisi

-flou des structures
hors plan de coupe
,d'autant plus
important qu'elles en
sont éloignées



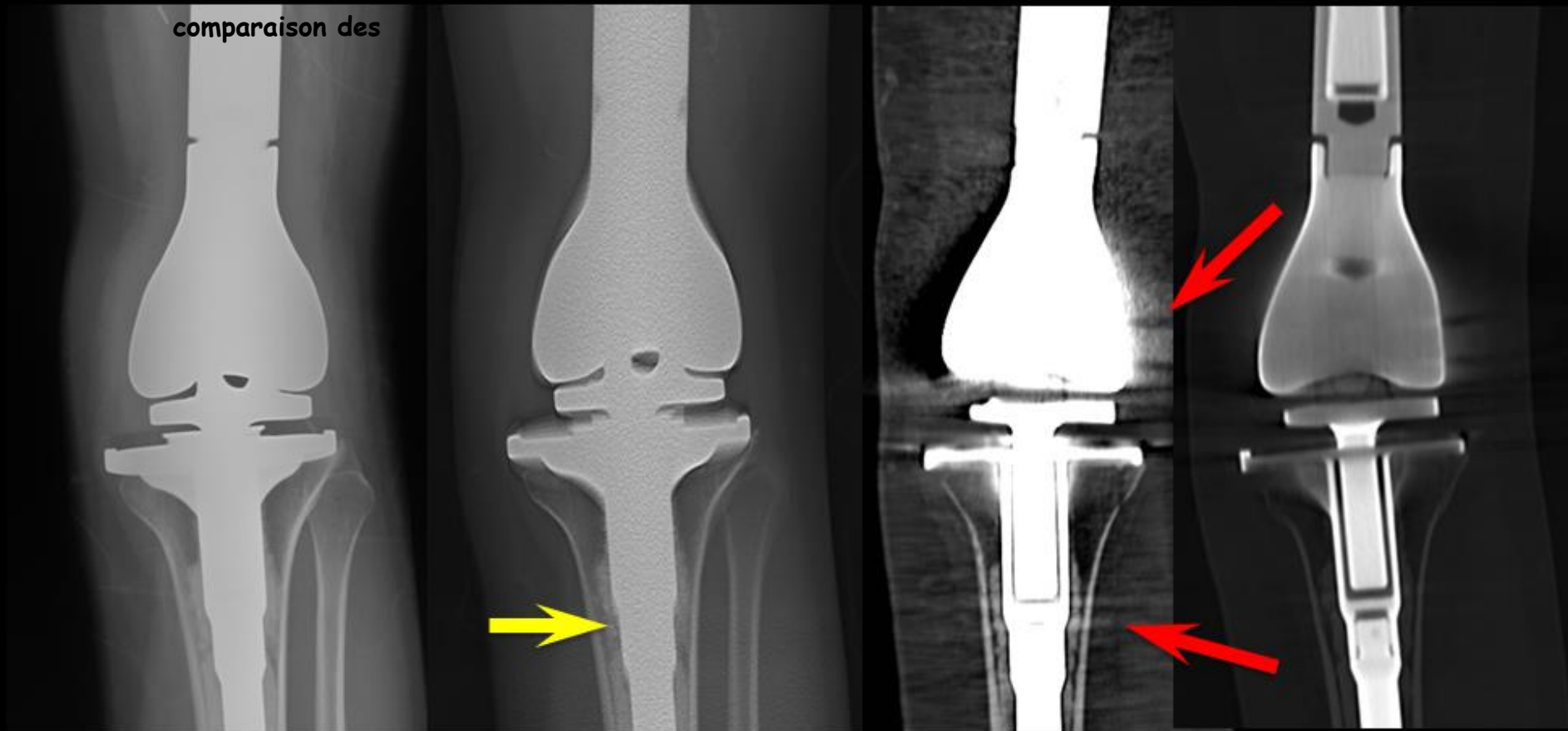
DR (ou CR)

tomosynthèse

CT

CT MAR

comparaison des



il n'y a pas d'artefacts liés au métal en tomosynthèse mais l'analyse des composants de l'environnement (tissus mous) est gênée par les traces d'effacement des parties denses de la prothèse .le balayage doit être perpendiculaire au grand axe des structures osseuses

indications de la tomosynthèse en imagerie de l'appareil locomoteur

-recherche de **fractures**
occultes (poignet +++)

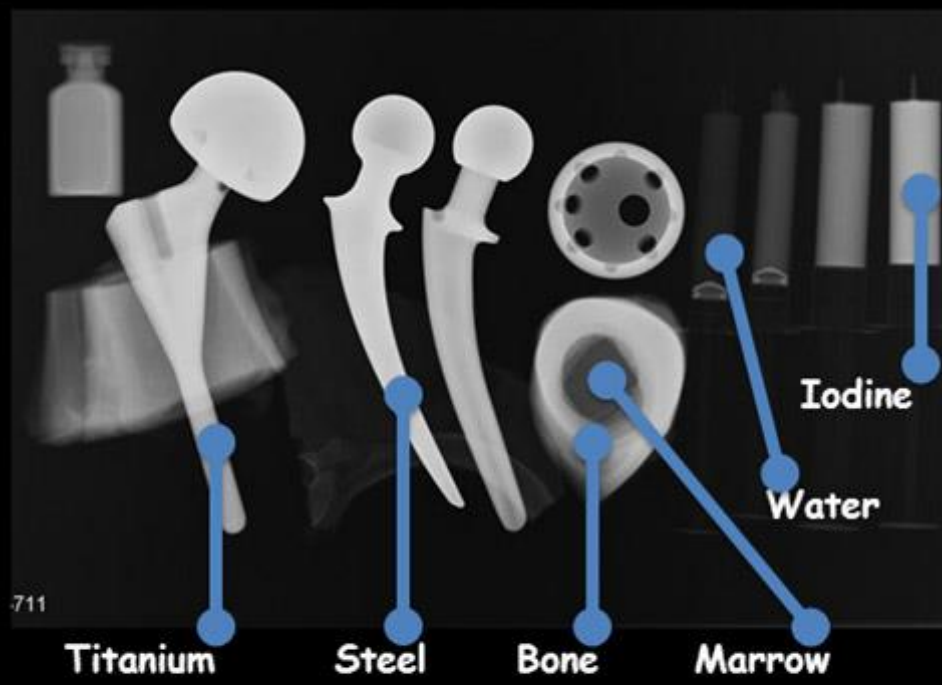


-évaluation de la
consolidation d'un foyer
fracturaire (surtout à coté
de matériel radio-opaque)

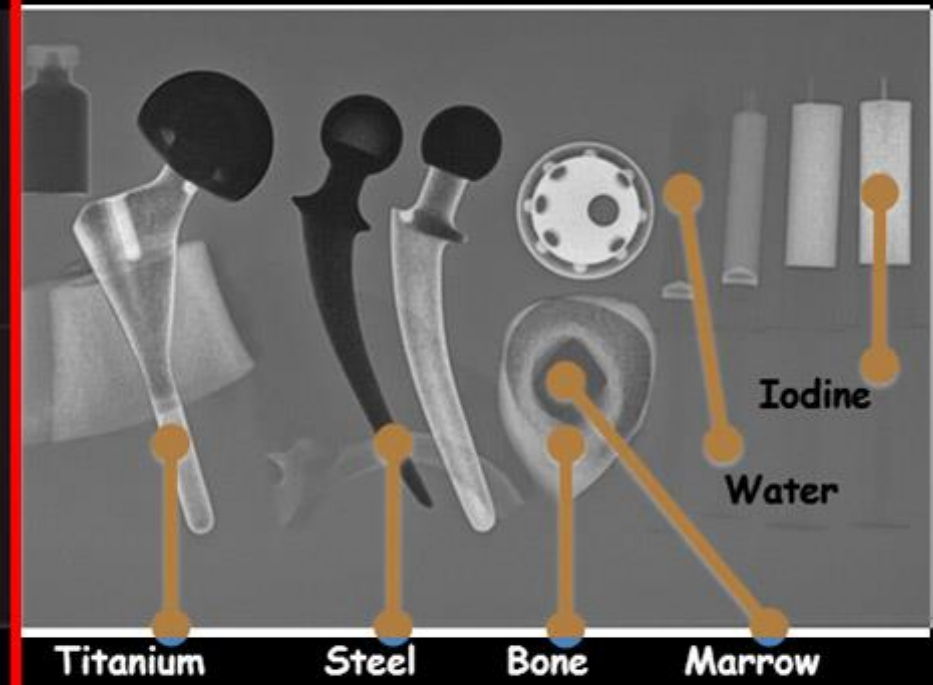


l'acquisition en double énergie

kVp élevé ; tissus mous



kVp moyen ; os



contraste iodé = ciment < os < acier = chrome-cobalt

radiographie
DR ou CR



Rx DR double énergie



arthrographie opaque
DR ou CR



arthro opaque Df
double énergie



au total

-la technique de lecture des images radiologiques **s'apprend** +++ et **se comprend** ; qu'il s'agisse d'images par projection ou d'images en coupes

-la numérisation est un progrès majeur mais elle est trop souvent peu ou mal utilisée en raison d'une image de marque dégradée aux yeux des maladies comme des médecins

-toute information d'imagerie **doit être lue sur un écran** afin de disposer en temps réel d'une image à la taille voulue , avec le fenêtrage de visualisation adéquat



dans une chaîne de transmission de l'information ,c'est le maillon le plus fragile qui conditionne la fragilité de l'ensemble chaque maillon ayant un coût , le meilleur résultat d'ensemble est obtenu lorsque chacun de ces maillons a le même niveau de "qualité" mécanique ..

Tout est donc une question de compromis

résolution en contraste

résolution spatiale

résolution temporelle

DOSE ++++

