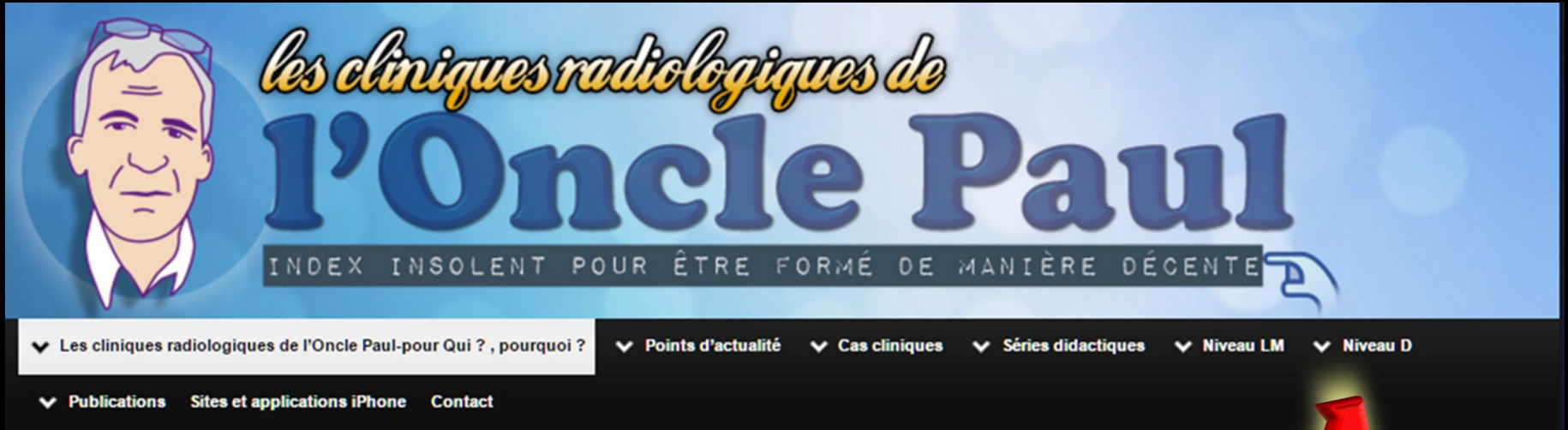


imagerie par projection en radiologie ostéo-articulaire

le diaporama de ce cours est en libre accès sur le site [oncle paul.net](http://onclepaul.net)



onglets: niveau D (dernier à droite)

*puis imagerie d'organes*

*puis ostéo-articulaire*

*puis technique*





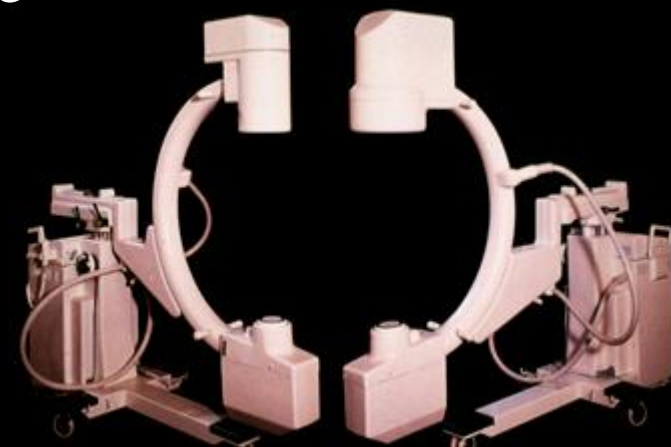
un domaine d'apparence facile.....

dans lequel l'"artisanat" a 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

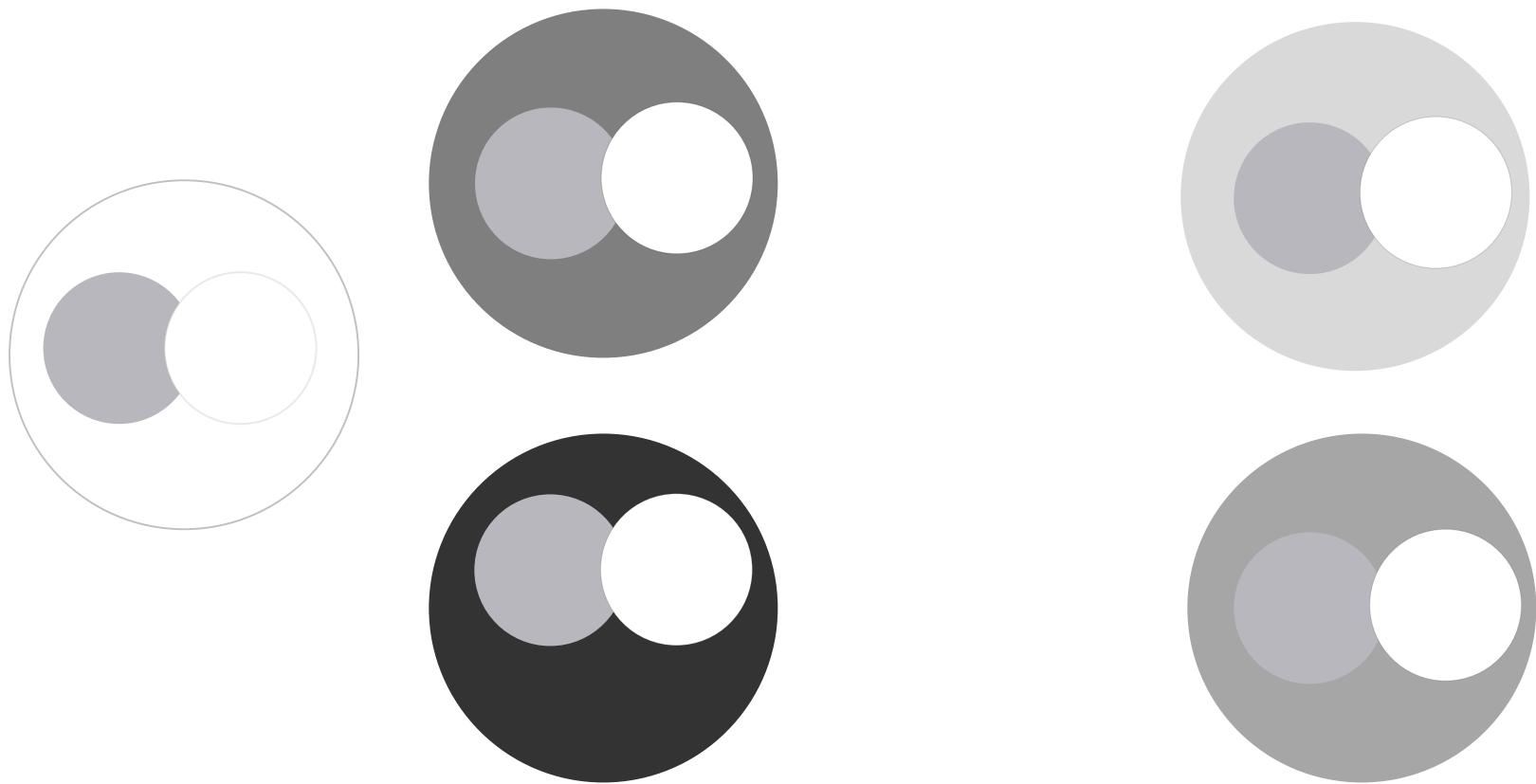


Signal A >> Signal B >> Signal C

**Contraste** = Signal A - Signal B

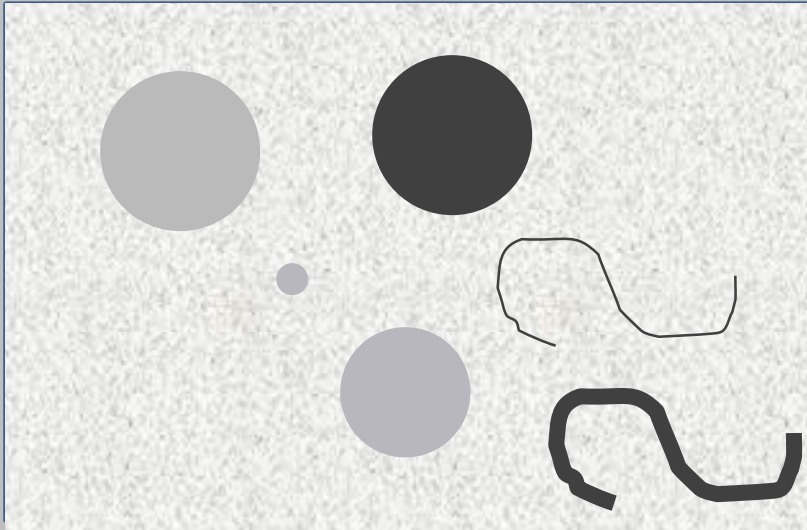


**Contraste** =  $\frac{\text{Signal A} - \text{Signal B}}{\text{Signal A} + \text{Signal B}}$

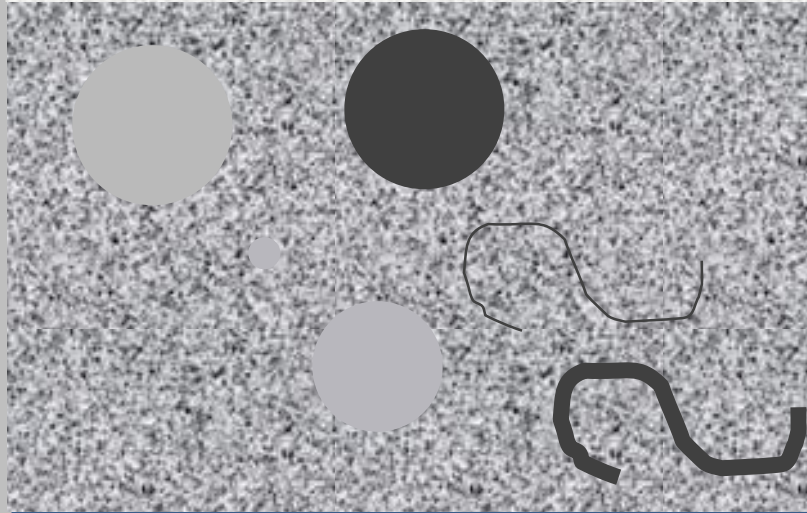


Le **contraste apparent** dépend du niveau de **signal du "fond"** sur lequel se projettent les signaux des régions d'intérêt formant leur **"contraste propre"**

# Signal et bruit



bruit faible  
rapport **S/B** élevé



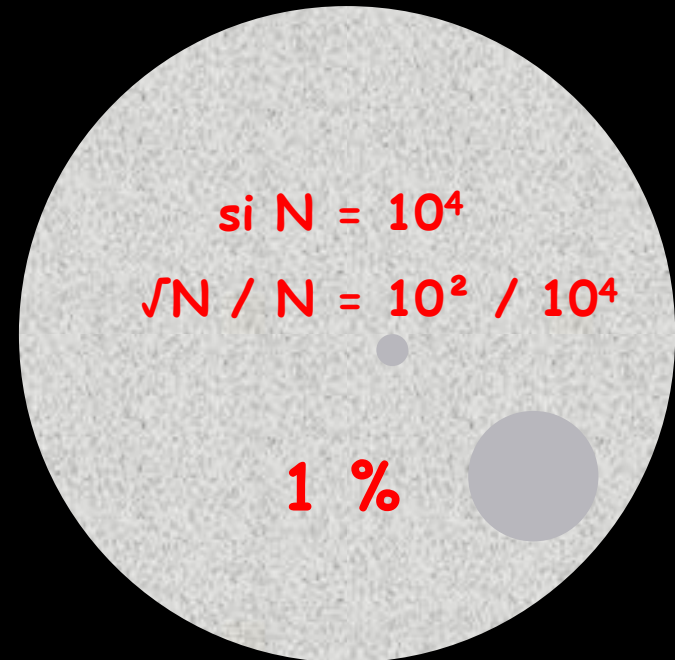
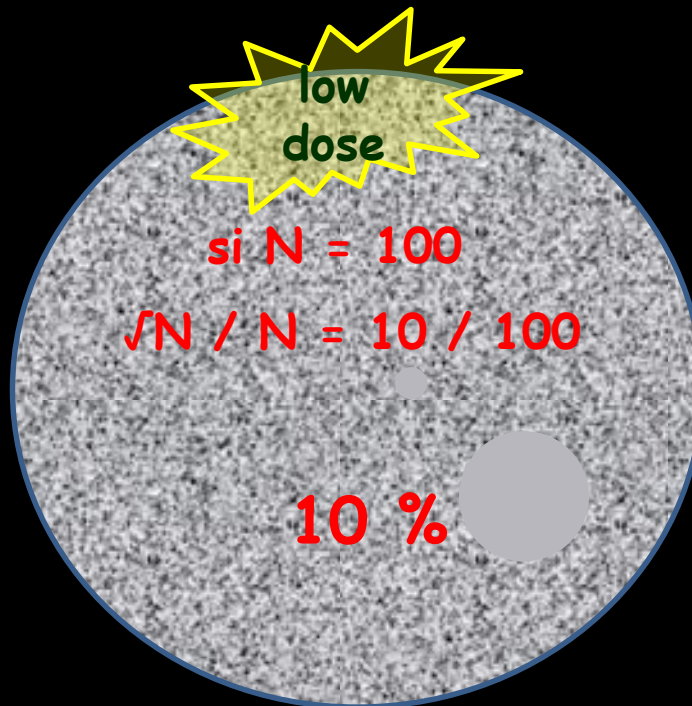
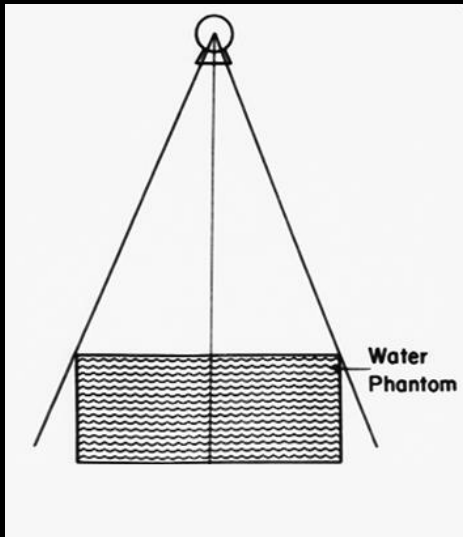
bruit élevé  
rapport **S/B** bas

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

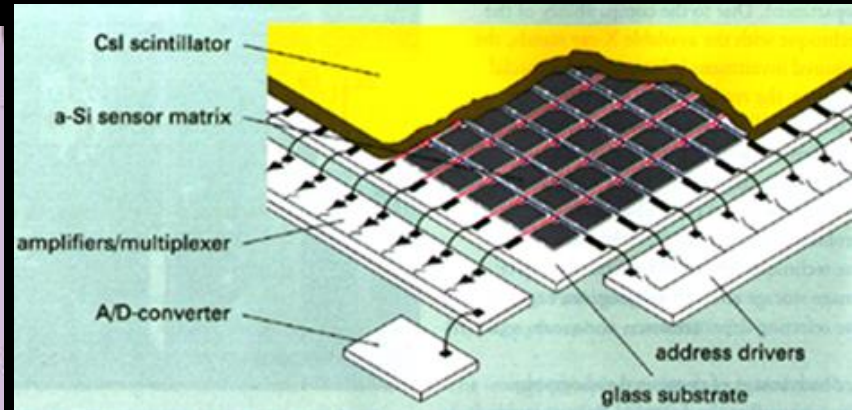
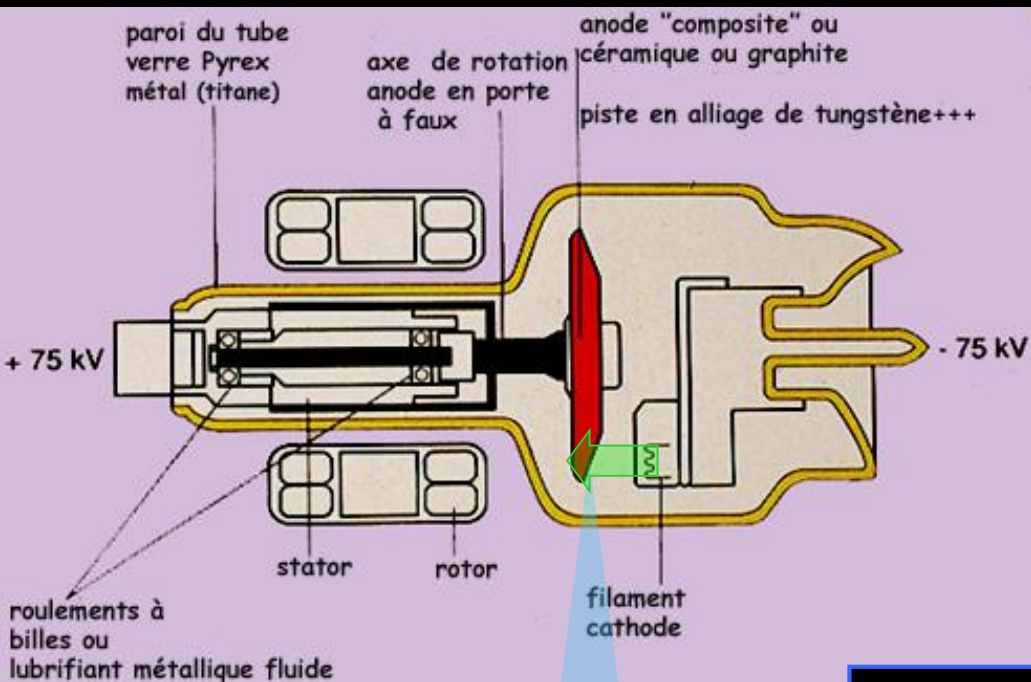
en imagerie "roentgenienne" (par projection, angiographie numérisée DSA = digital subtraction angiography, scanographie..) , la principale source de bruit est le bruit quantique, qui est directement lié à la dose d'exposition .

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 + ou -  $\sqrt{N} / N$



# du tube radiogène aux détecteurs



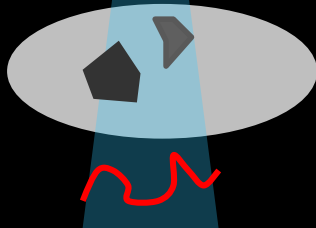
3. image analogique



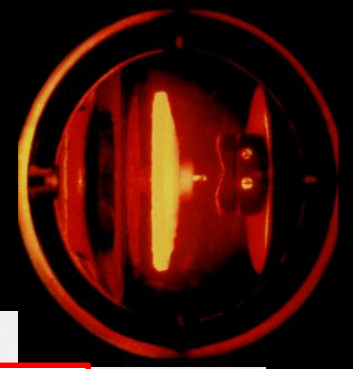
2. image latente  
Détecteurs



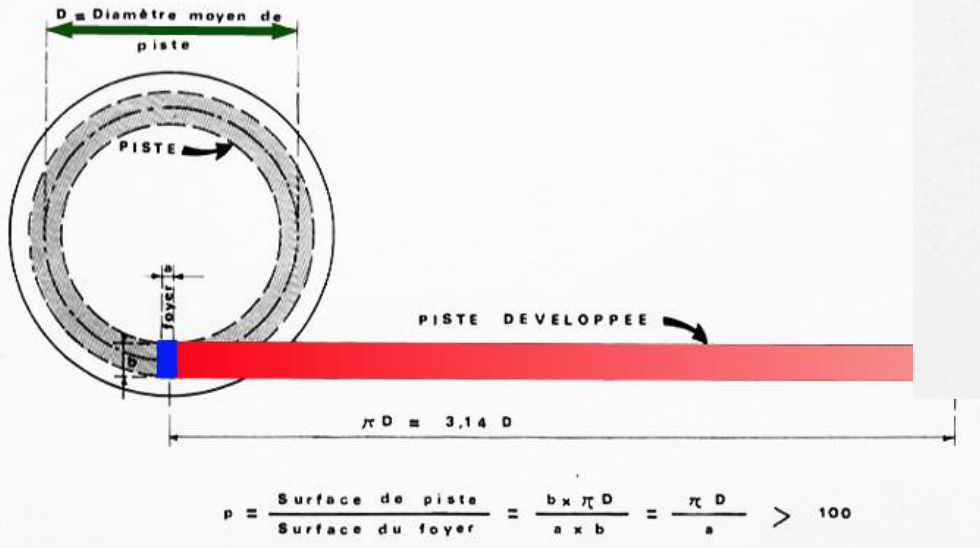
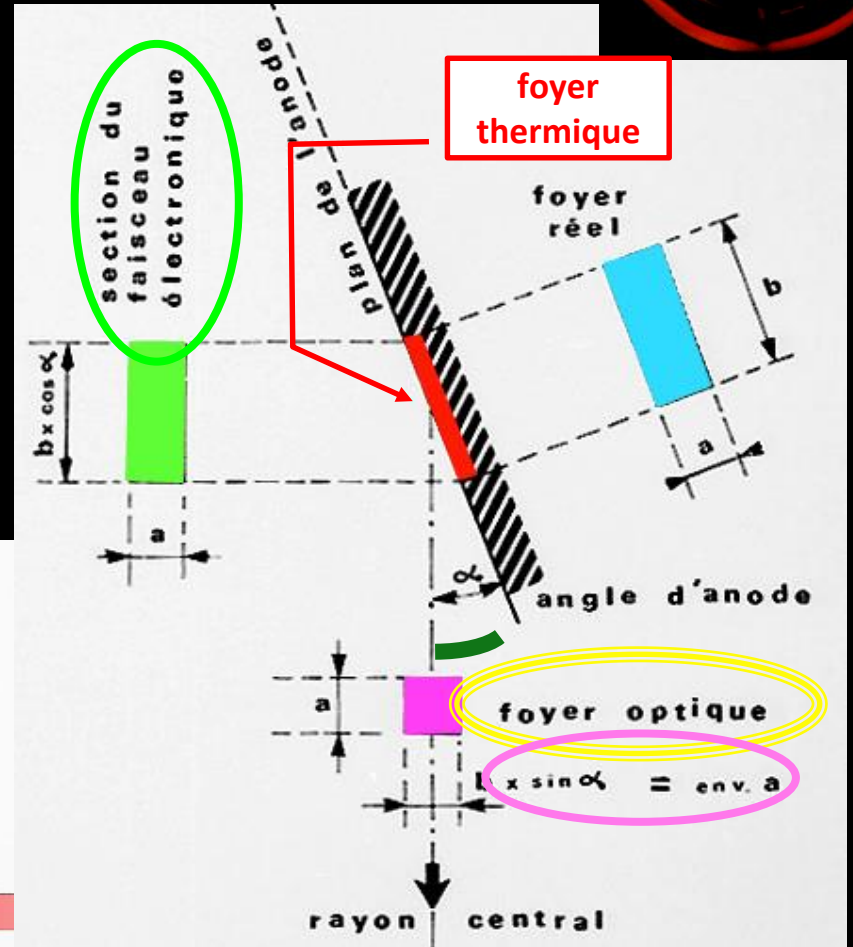
1. image radiante



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



**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<sup>ème</sup> de seconde**

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

$$W = U \text{ en kV} \times I \text{ en mA} \times t \text{ en s} \times 100$$

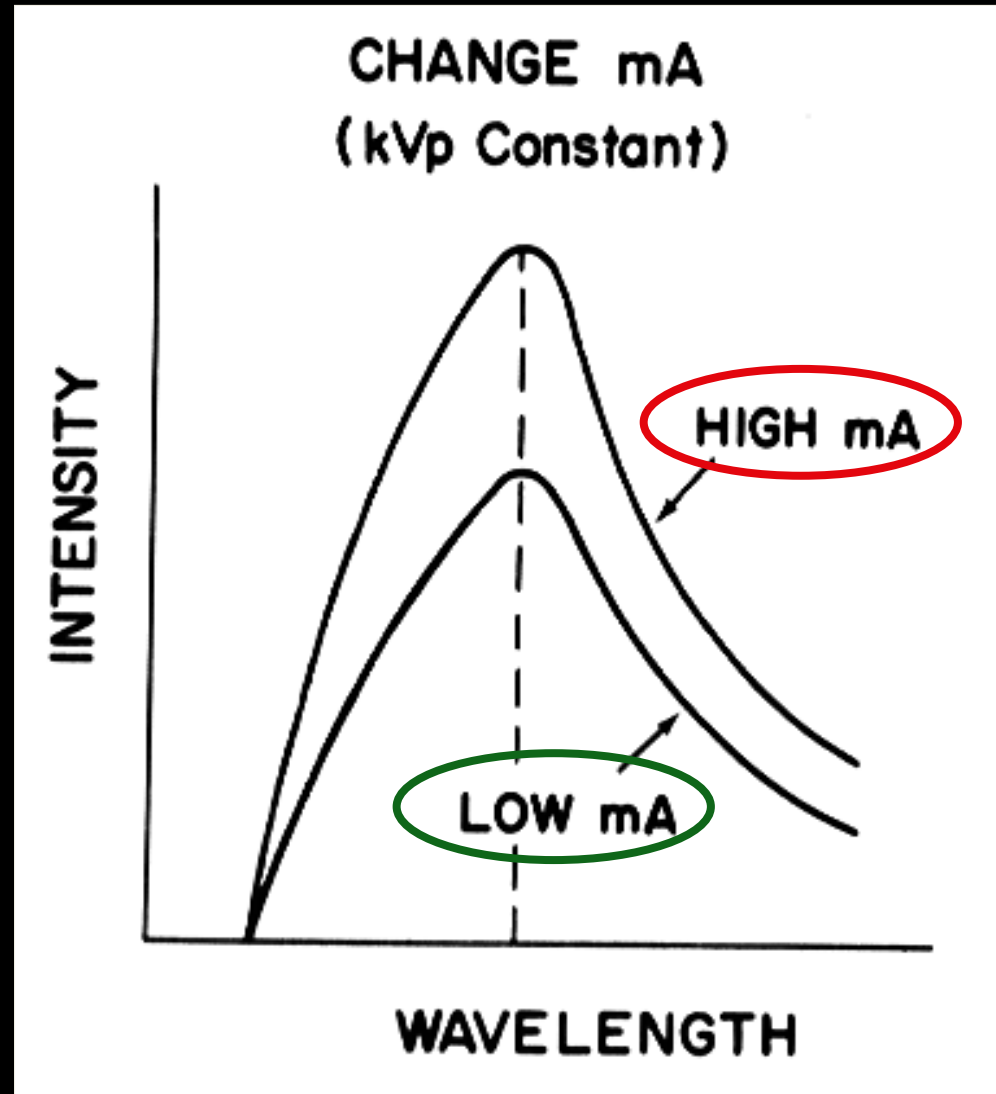
$$\text{scanner : } 120 \text{ kV} \times 300 \text{ mA} \times 20 \text{ s} = 720000 \text{ UC}$$

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

**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.

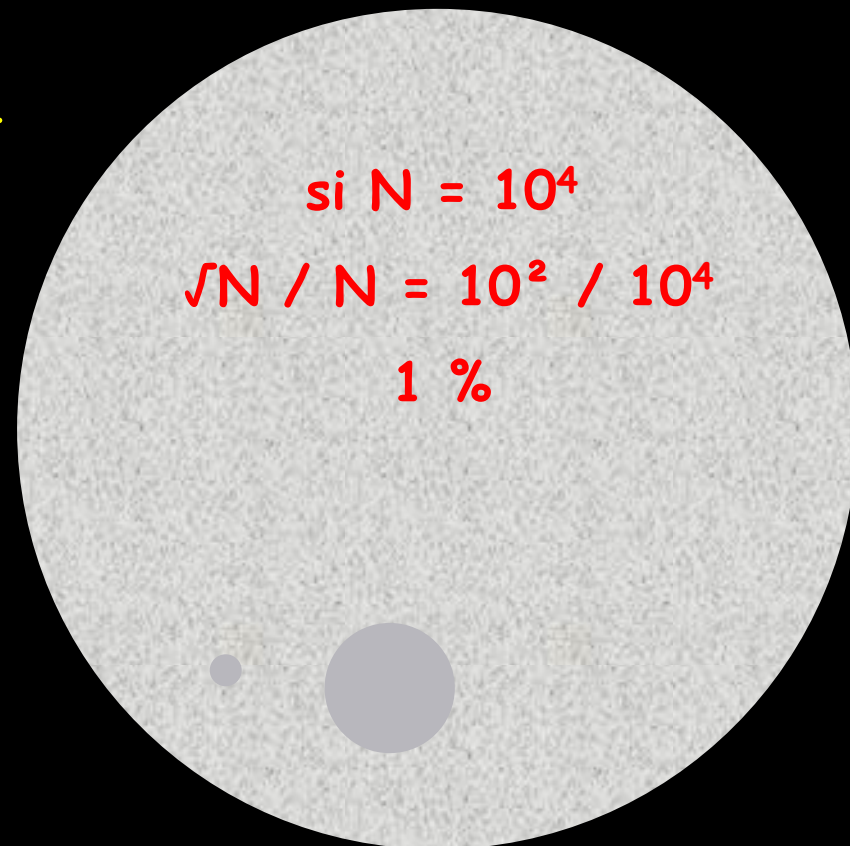
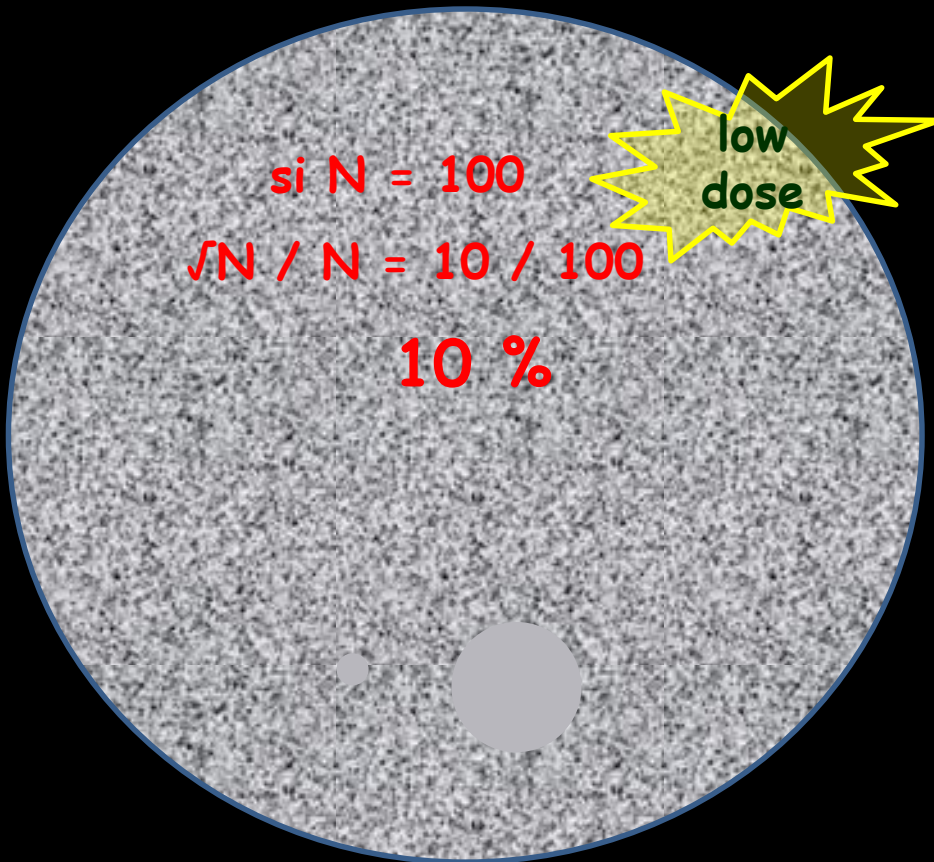
le **milliampérage (mA)** correspond à **l'intensité du courant-tube**, cad au nombre d'électrons émis par le filament et accélérés par la ddp cathode-anode, par unité de temps (N)

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



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**

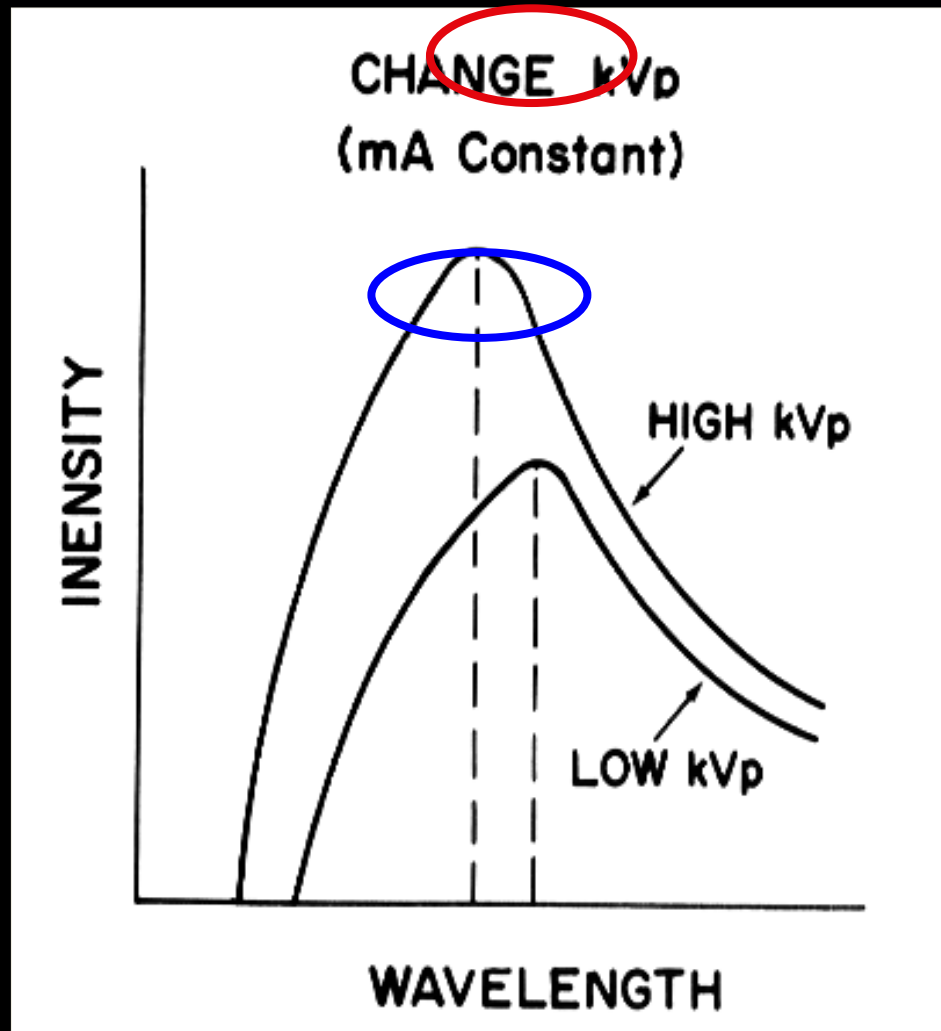


le **choix du kilovoltage (kV)** détermine l'énergie

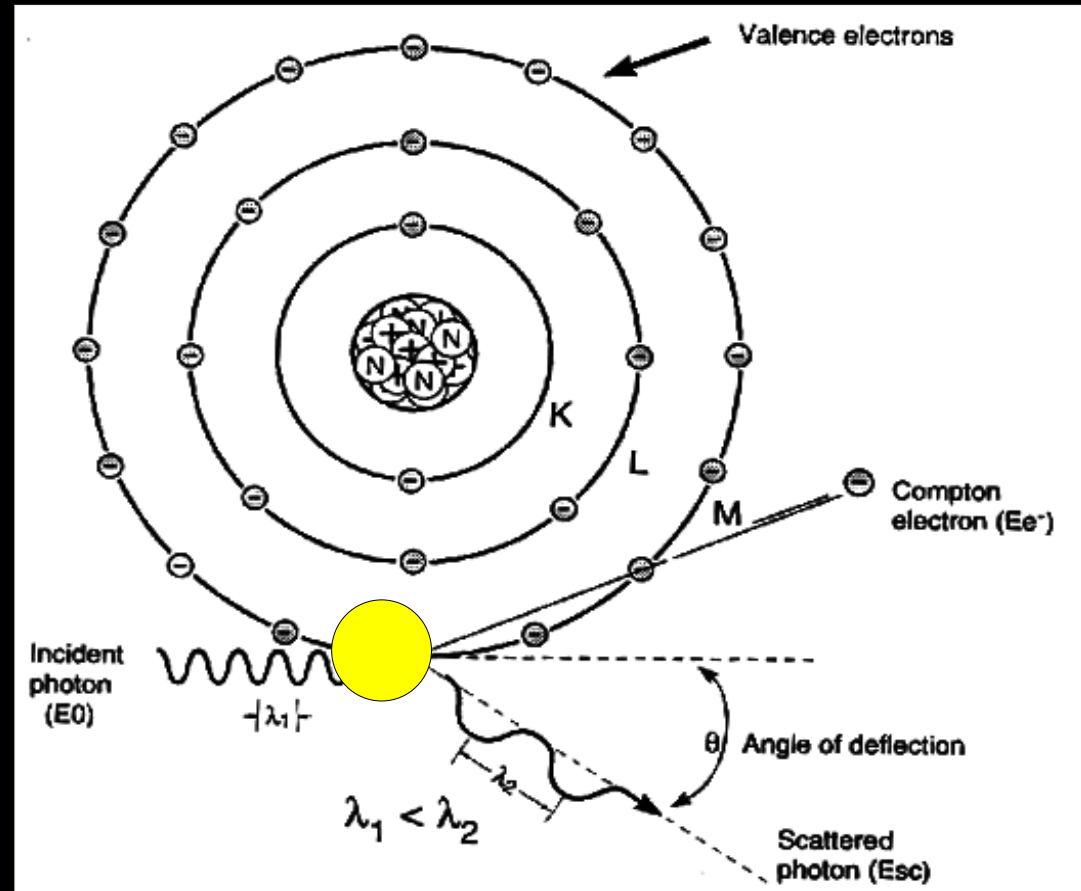
cinétique des électrons soumis au champ

électrique cathode-anode, donc **l'énergie des**

**photons X émis (aspect qualitatif)**



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



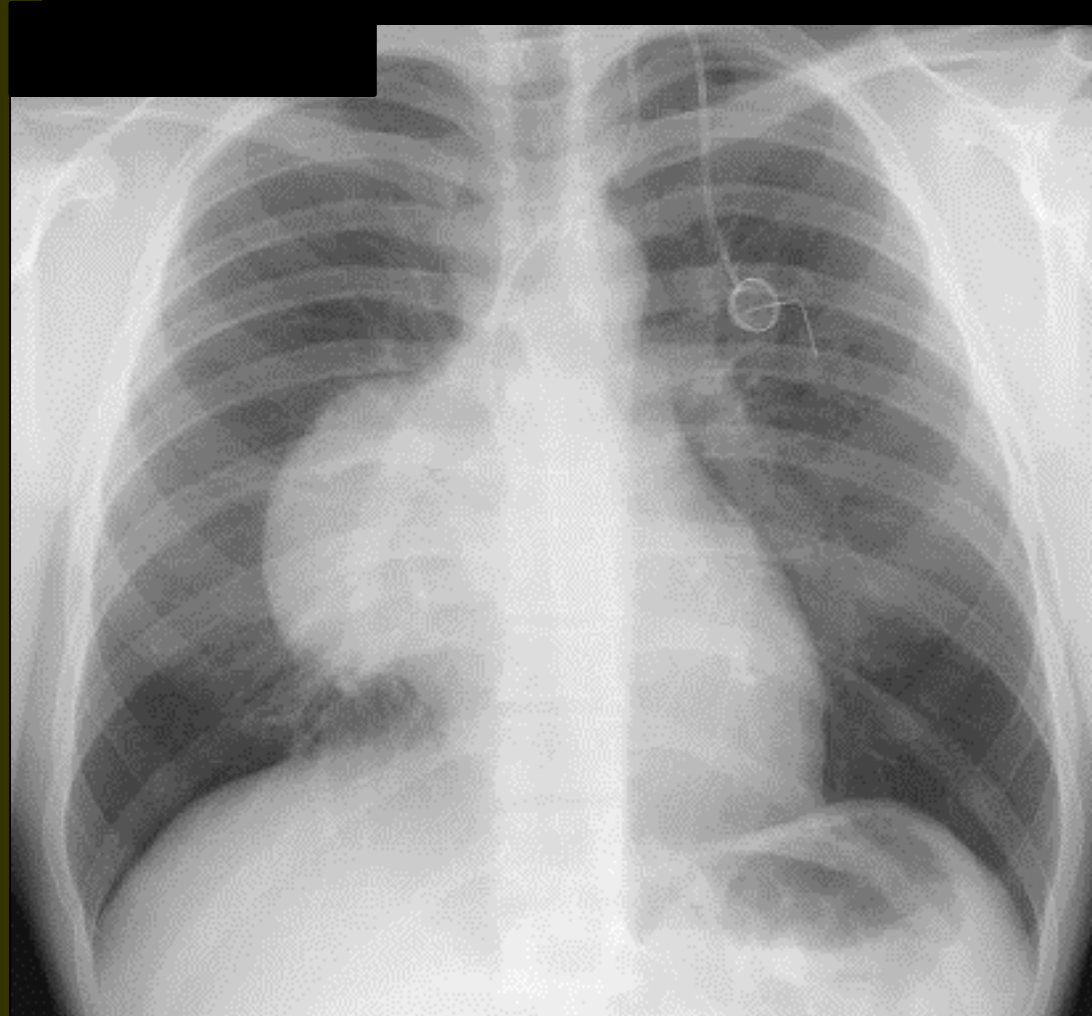
un kilovoltage élevé (> 100 kV)

:technique "haute-tension"

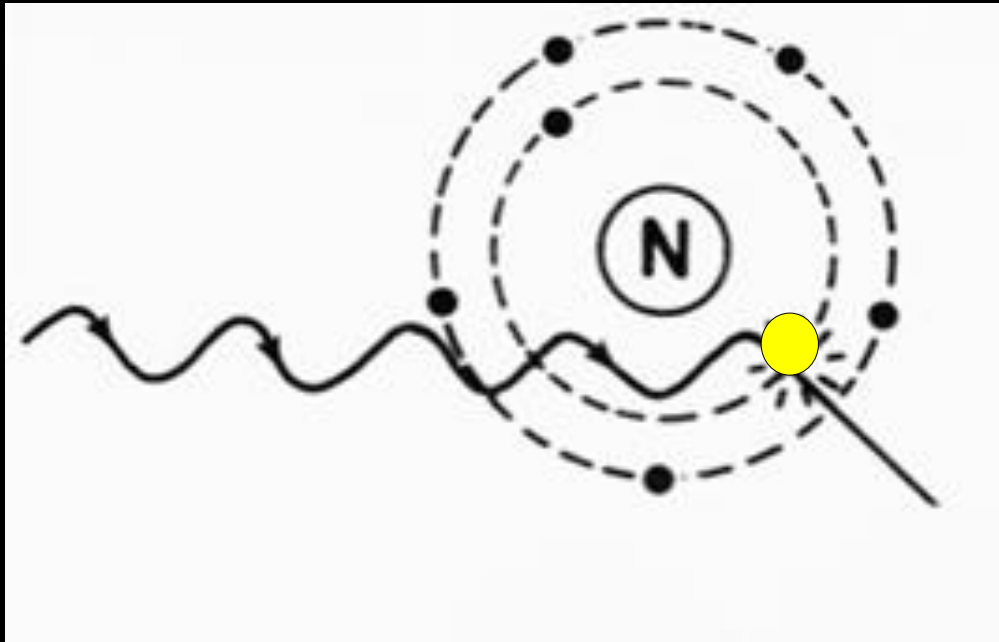
-génère plus de rayonnement diffusé

-réduit le contraste des images

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

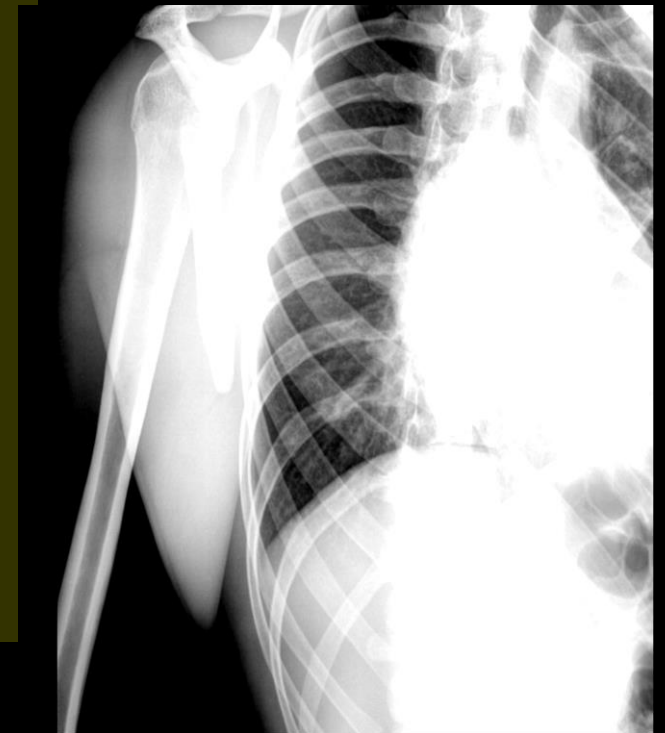
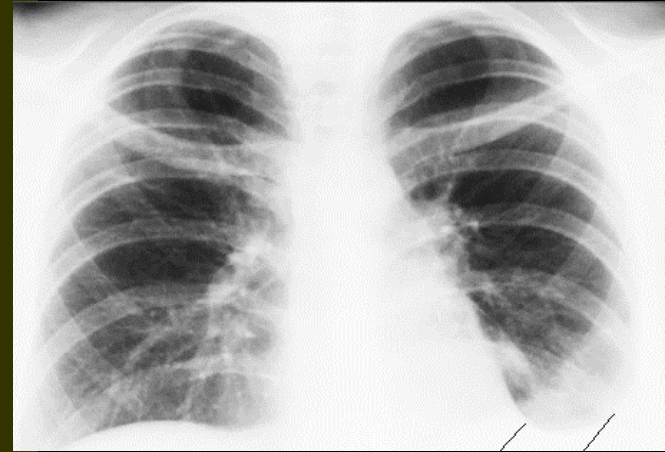


le choix d'un kilovoltage "modéré", de l'ordre de 65 -70 kV, permet de privilégier l'absorption par effet photoélectrique avec les absorbeurs de Z élevé et en particulier le calcium (Z= 20) et les produits de contraste iodés (Z = 53)

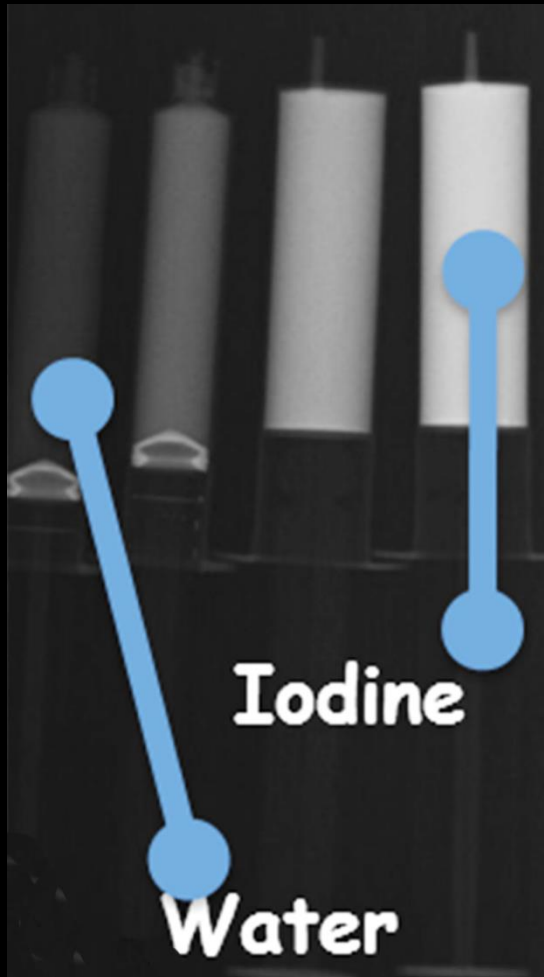


un kilovoltage modéré (60 à 70 kV))

- nécessite d'augmenter les mAs pour une exposition équivalente (variation de 10 à 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



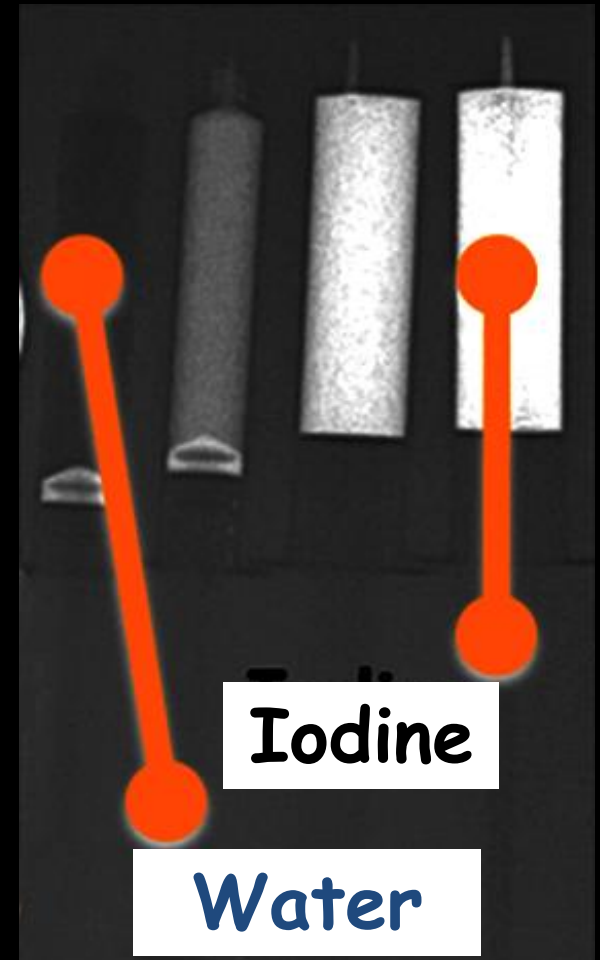
> 100 kV



contraste "modéré"

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

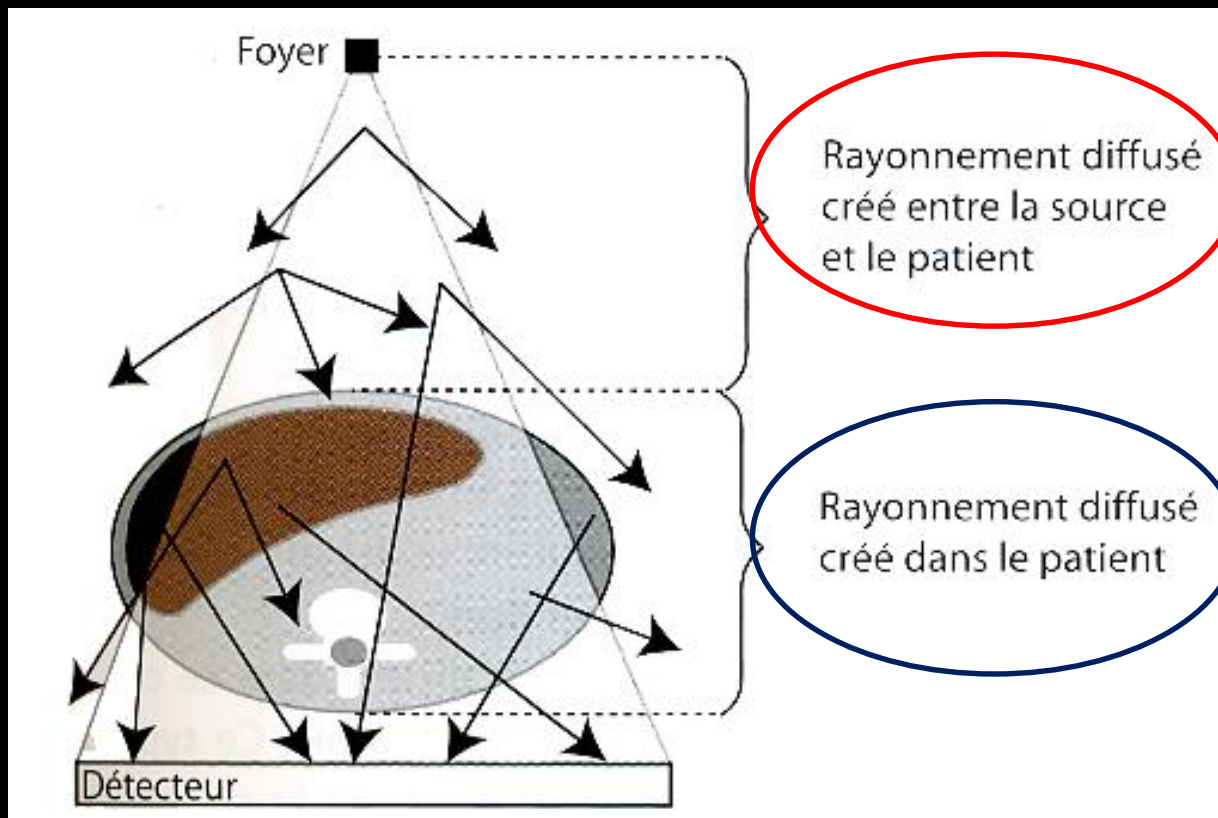
60-70 kV



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

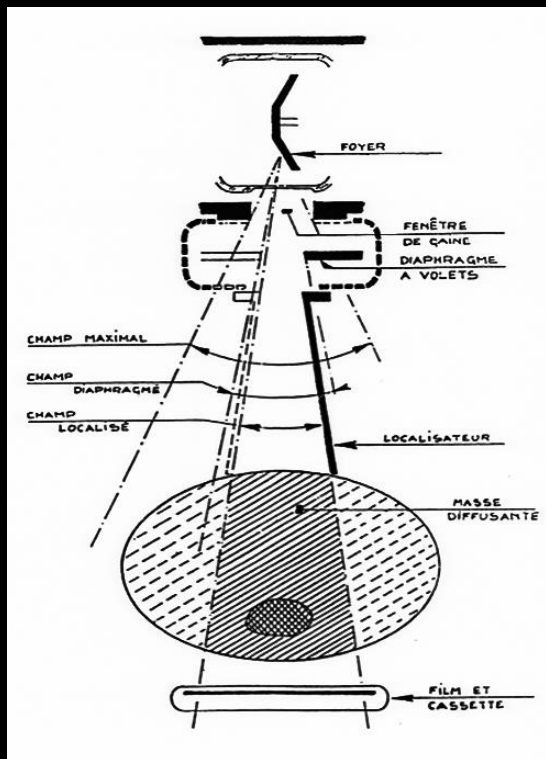
diffusé sont :

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

-le volume exploré +++++ cad

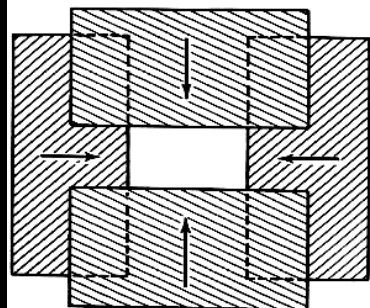
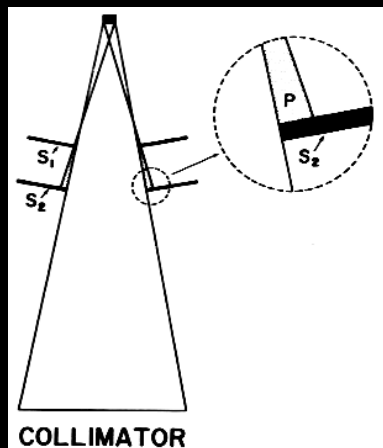
.la surface irradiée (collimation du faisceau +++)

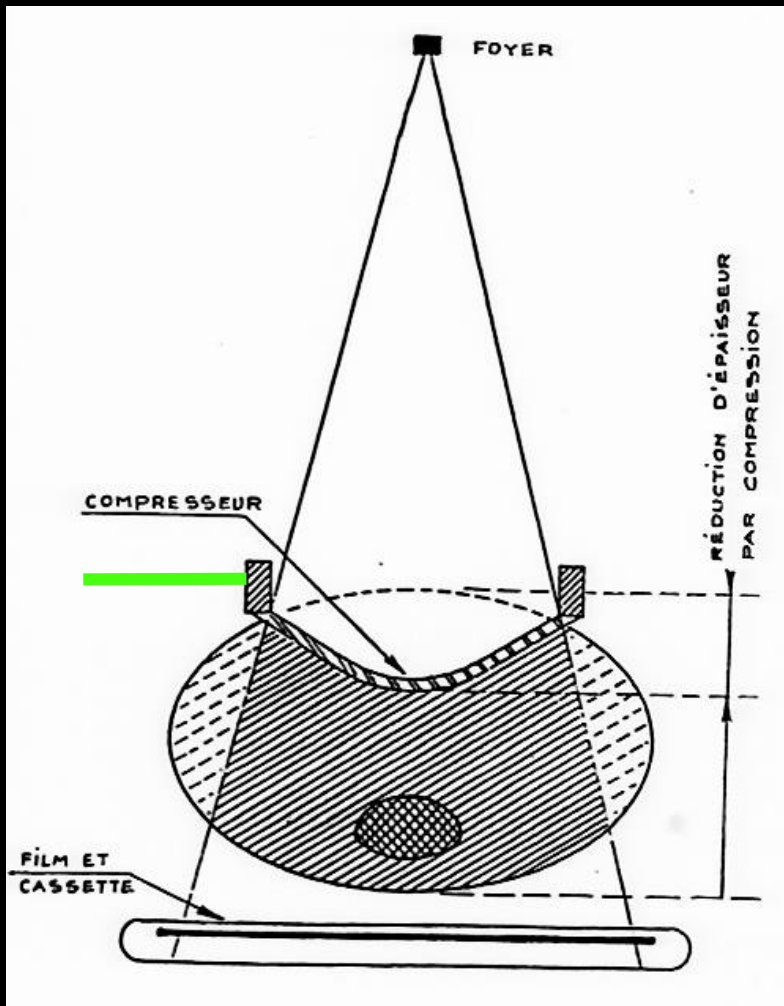
.l'épaisseur du segment corporel examiné (compression +++)



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 Hotzknecht-Jacobson.

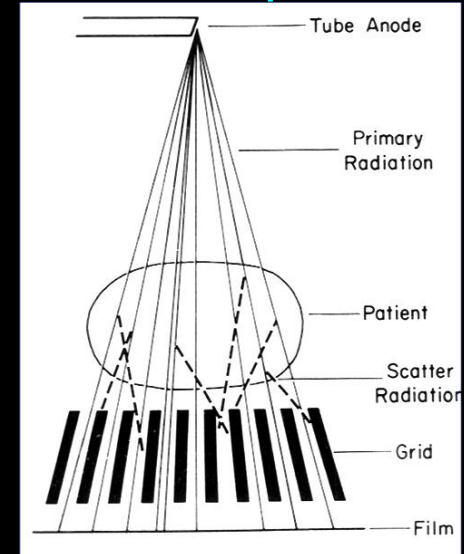
sangle de contention ( et de compression abdominale !!!!)

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"

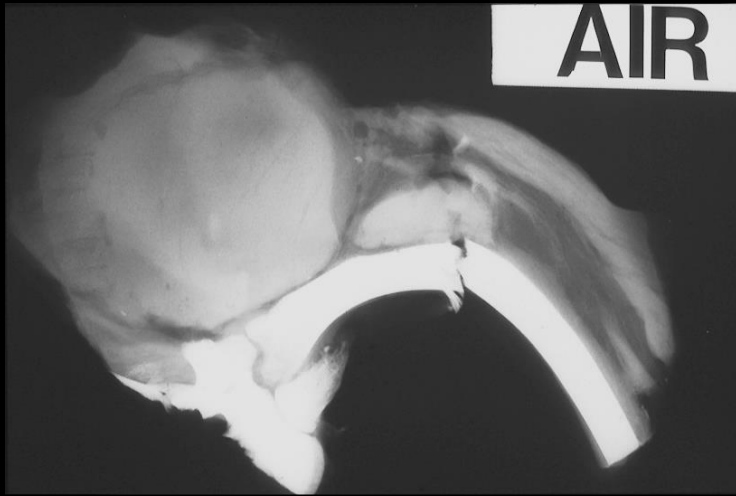
contrairement aux procédures précédentes qui contribuaient à la limitation des doses d'exposition des patients , **ces 2 techniques ont un prix à payer sur le plan de l'irradiation** .



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)

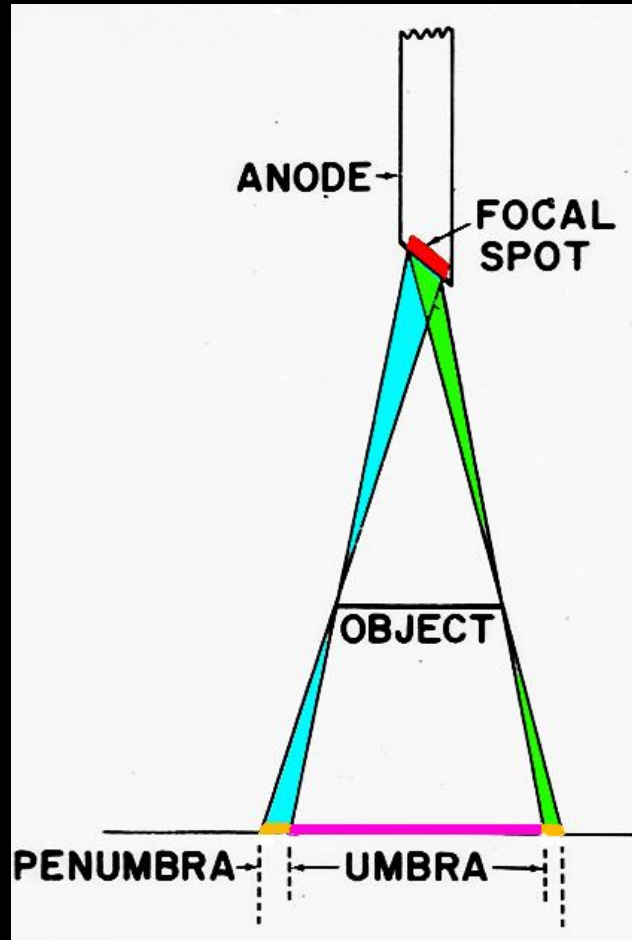
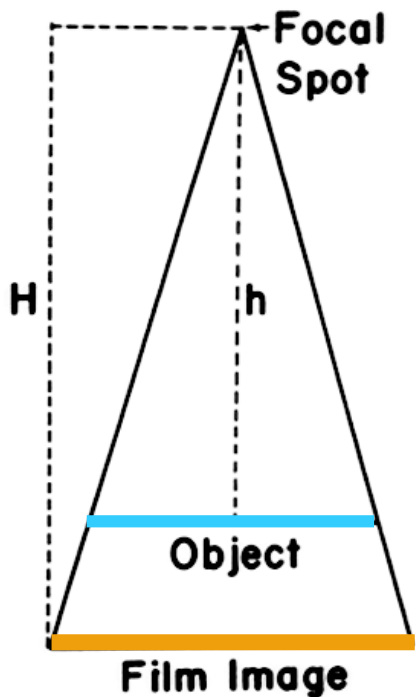




éléments du "contraste propre" et de l'environnement :  
variations de la taille apparente des composants "tissus mous" de l'image en  
fonction de la densité (degré de noircissement) des structures avoisinantes

# aspects "géométriques" de l'image en radiographie

## 1-l'agrandissement et la netteté (minimisation du flou)



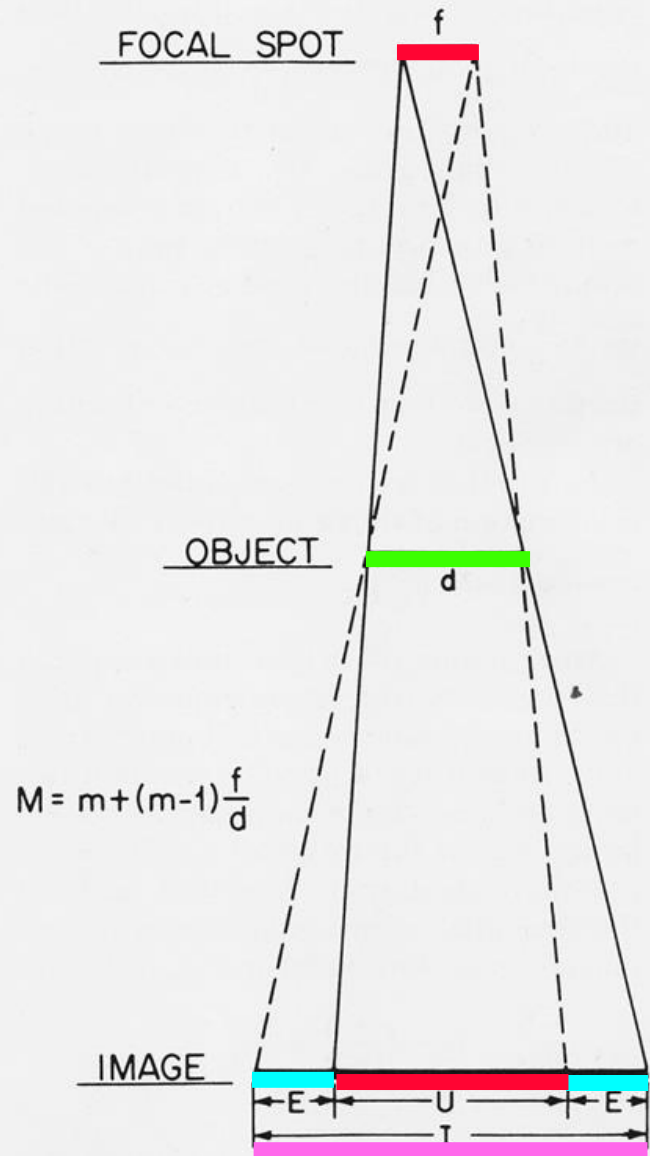
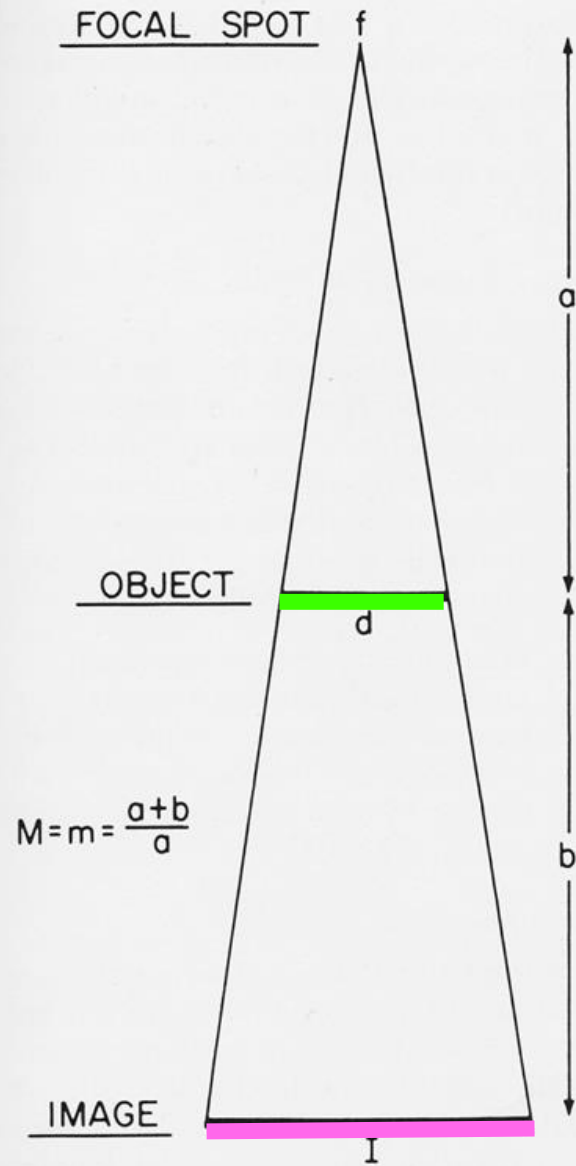
la **pénombre** ou **flou géométrique** augmente avec

-la taille du foyer du tube radiogène

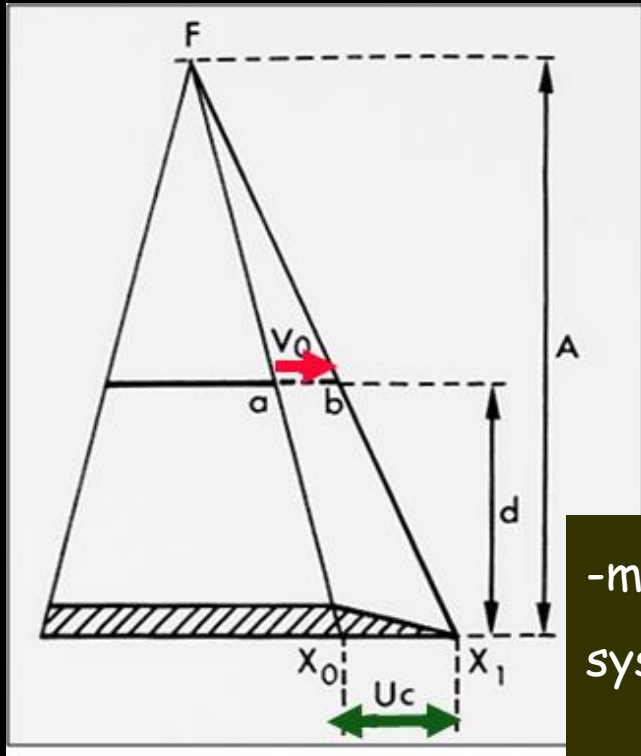
-le rapport d'agrandissement =

$\frac{\text{distance foyer-détecteur}}{\text{distance foyer-objet}}$

1-1 le flou géométrique



## 1-2 le flou cinétique



-mouvements du patient, de la table, du tube, du système de détection pendant la pause

-majoré par l'agrandissement

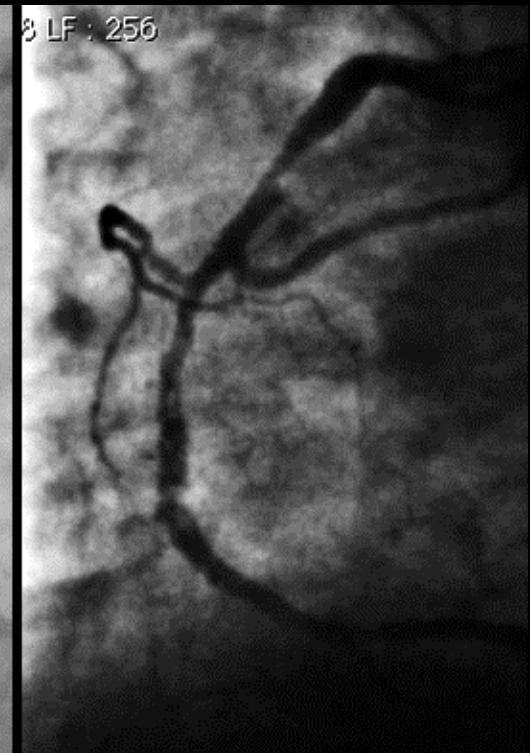
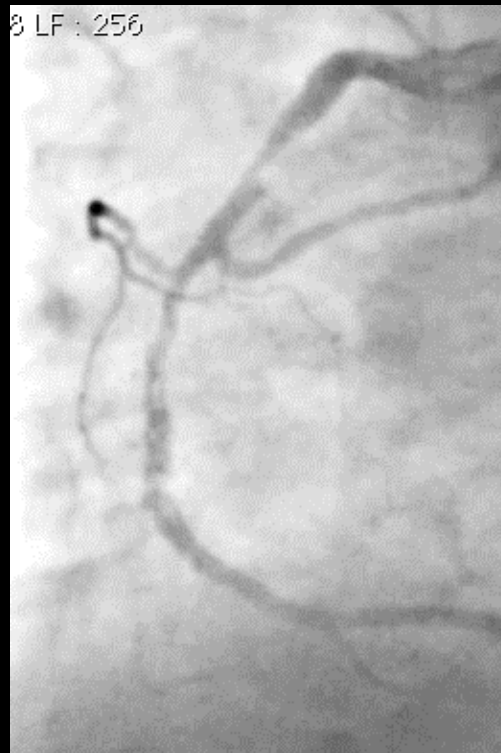
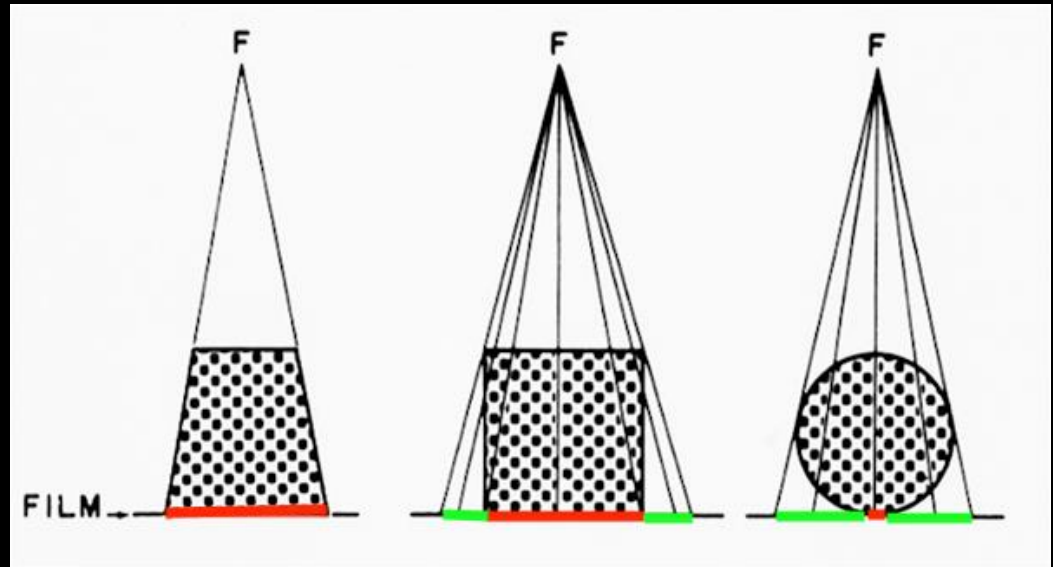
-moyens de contention; assurer le confort du patient

-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 est modifié par le fenêtrage

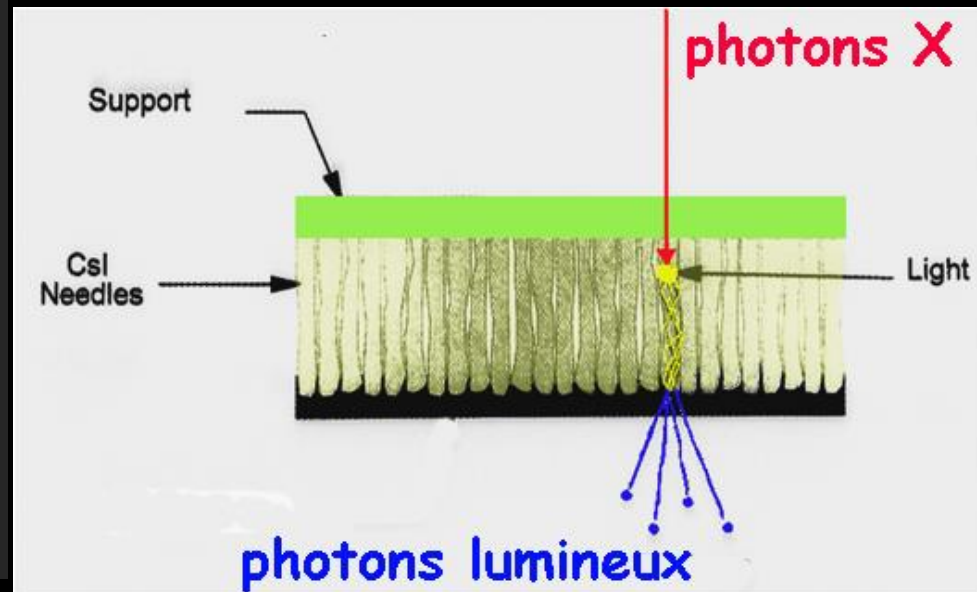
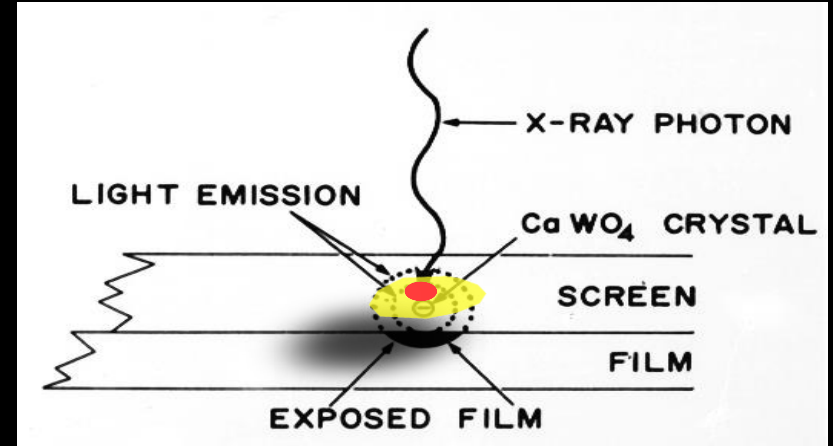


## 1-4 le flou de détection ou flou d'écran

apparaît lorsqu'on convertit les photons X en photons lumineux ; il est lié à la taille et à la forme des cristaux

actuellement cristaux de CsI (iodure de caesium), en forme d'aiguilles qui conduisent la lumière comme des fibres de verre

amplificateurs de luminance, capteurs plans indirects



## 1-5 le flou résultant

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

$F_g$  = flou géométrique

$F_d$  = flou de détection

$F_m$  = flou morphologique

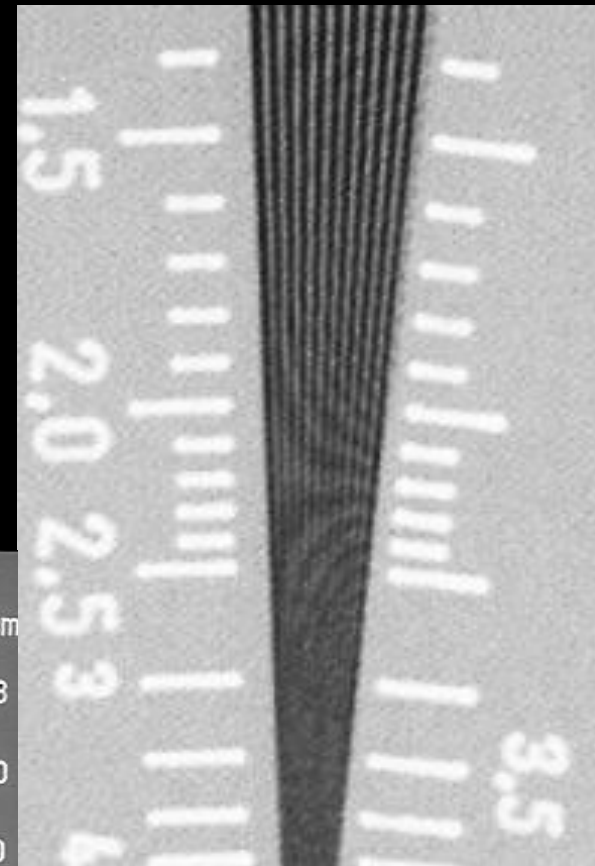
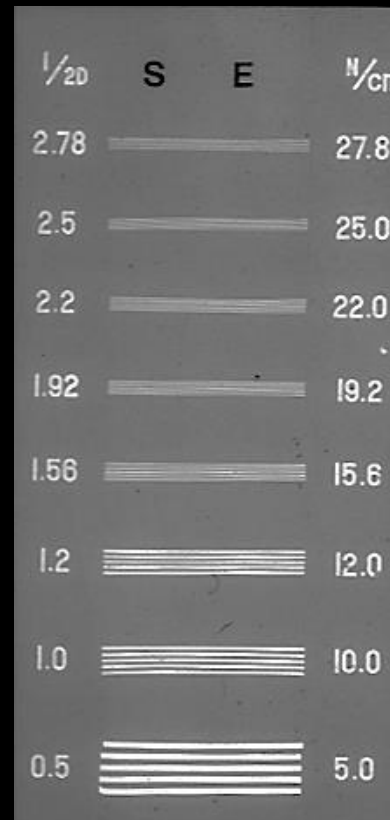
$F_c$  = flou cinétique

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

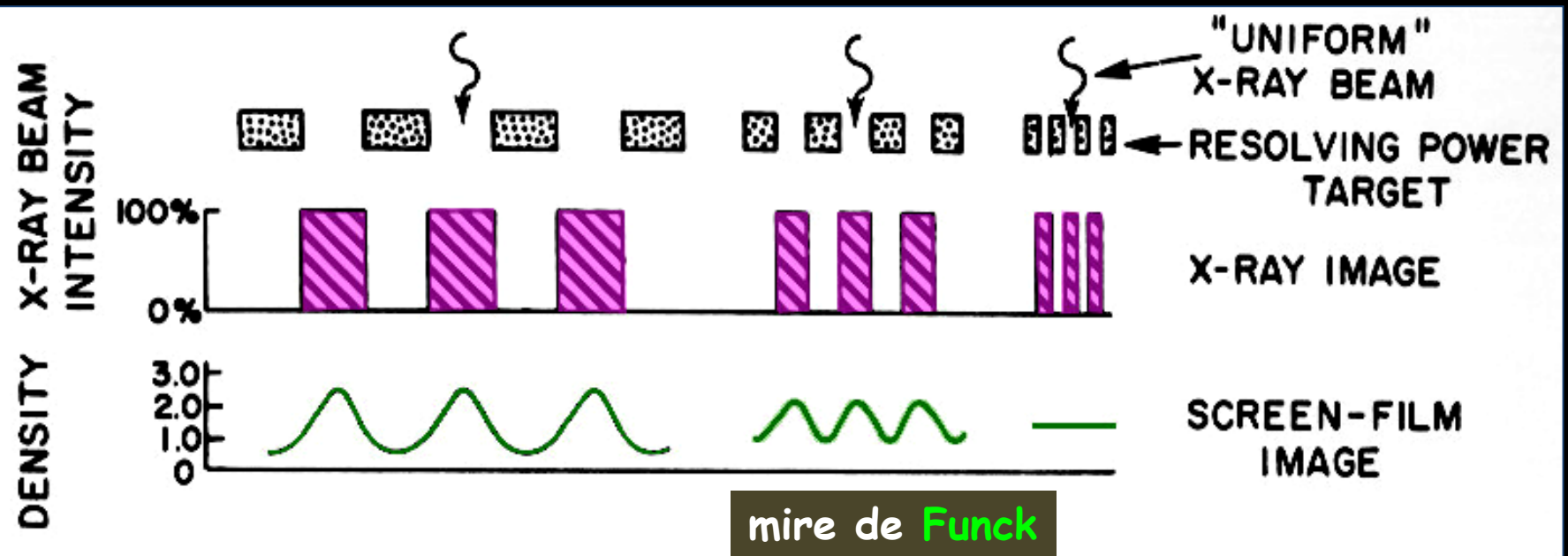
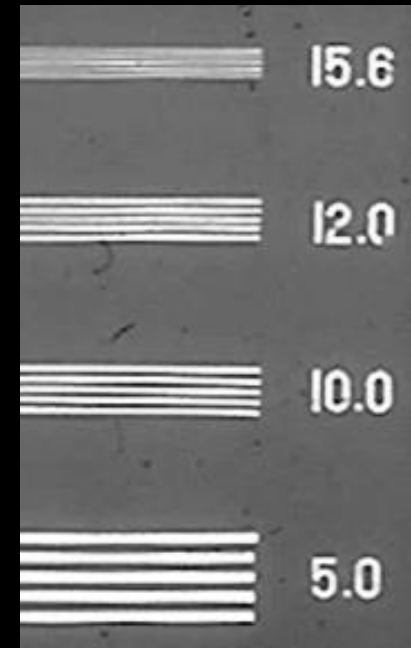
## 1-5 la résolution spatiale

elle est la **résultante de la définition et du contraste** et s'exprime en **paires de lignes par unité de longueur** (cm ou inches)

elle se mesure par des **mires de résolution spatiale** (de Funck) linéaires ou en étoile qui sont des "objets-test" pour les contrastes-propres élevés



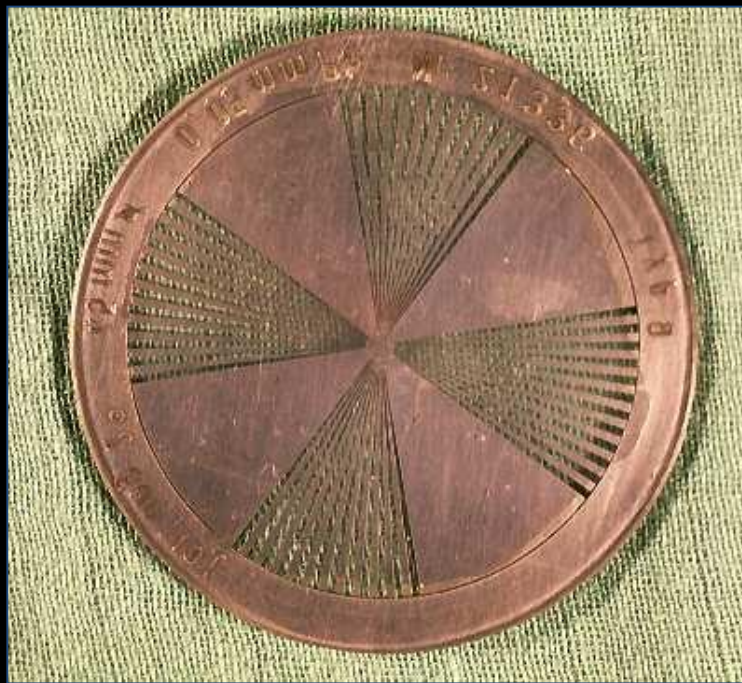
la **fonction de transfert de modulation FTM** est la représentation graphique de la modulation d'amplitude de l'information (contraste) en fonction de la **taille** des structures (représentée par le nombre de paires de lignes par unité de longueur . pl/cm )

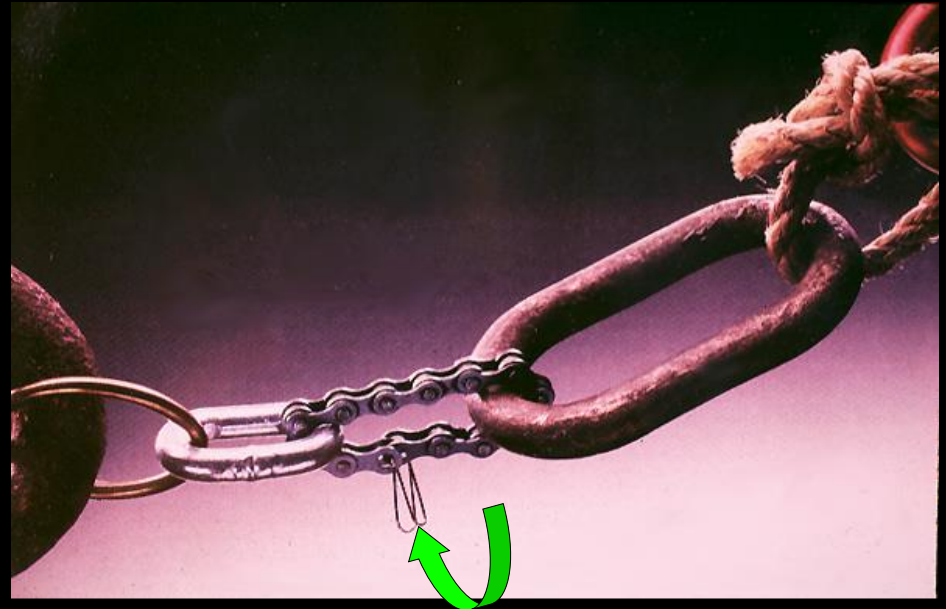
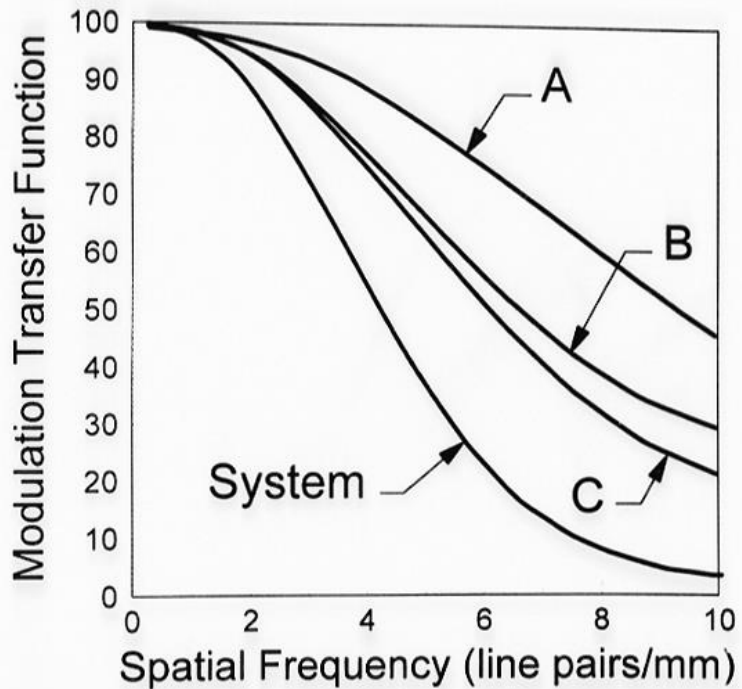


pouvoir de résolution spatiale = fréquence spatiale limite visible sous forme de lignes distinctes ; correspondant à 10 % du contraste initial maximal



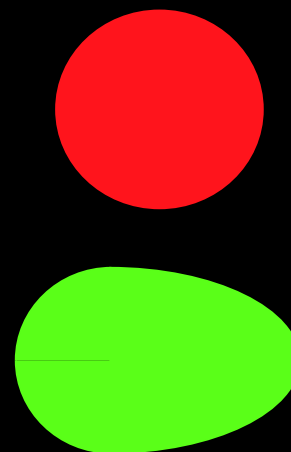
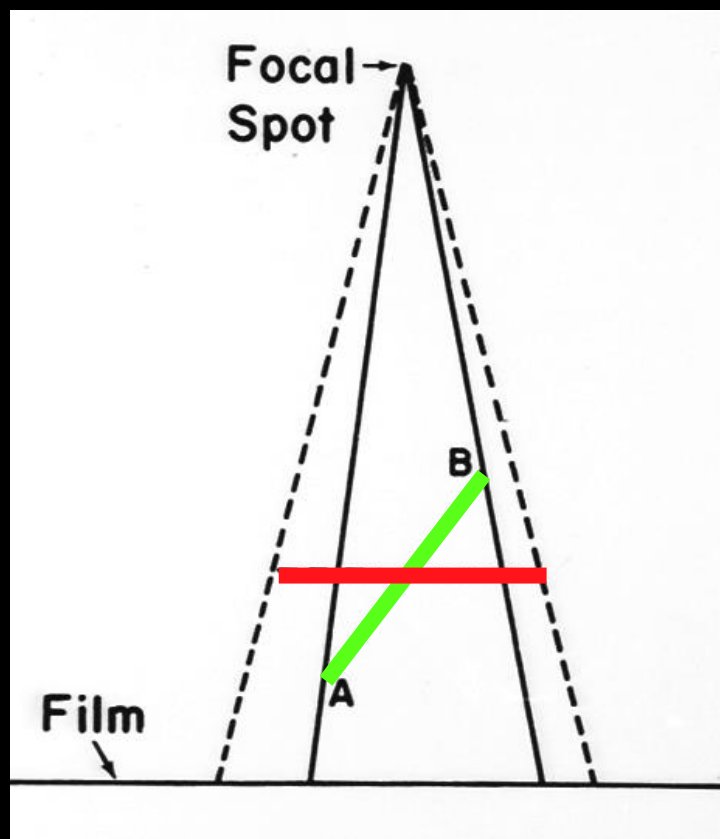
mire de  
résolution  
spatiale



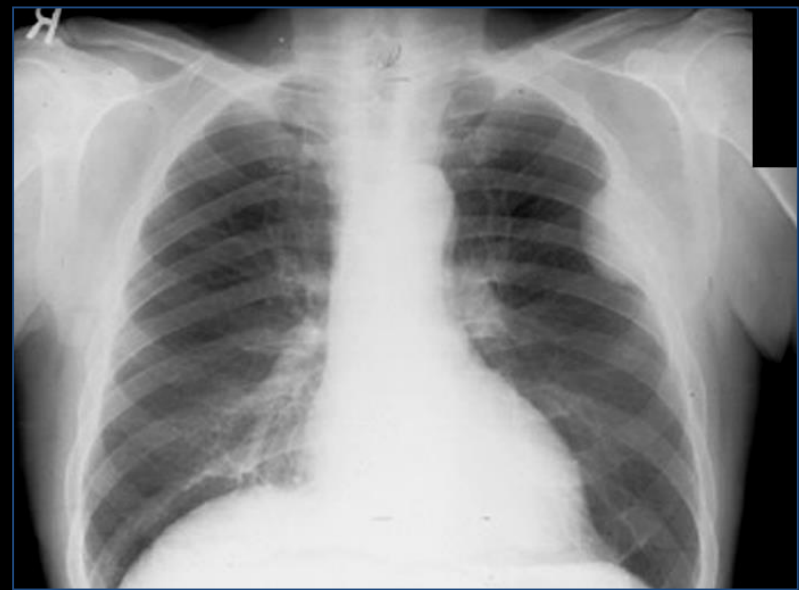
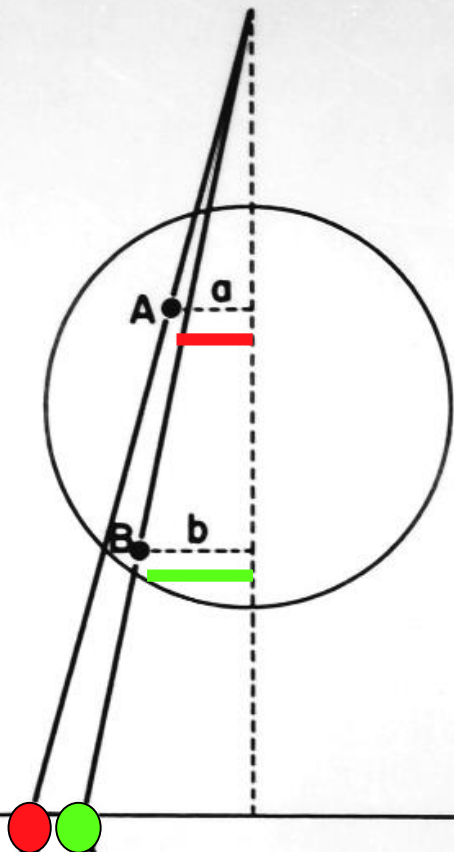


dans une chaîne de transfert de l'information ,la FTM de chaque élément  
 doit être mesurée ; la FTM résultante est le produit des FTM des  
 constituants

## 2-la distorsion des images -origine et conséquences



$a < b$

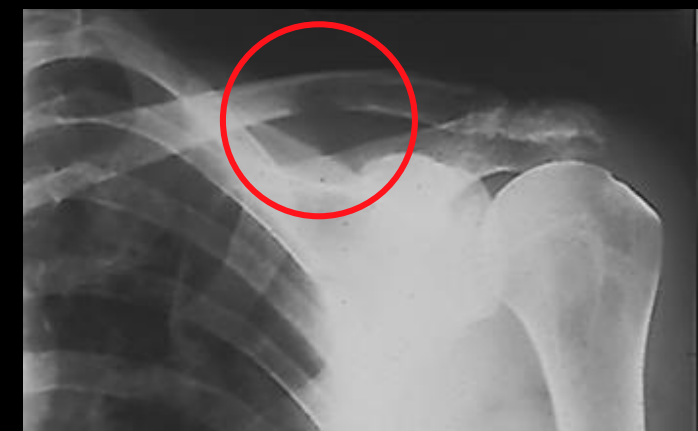
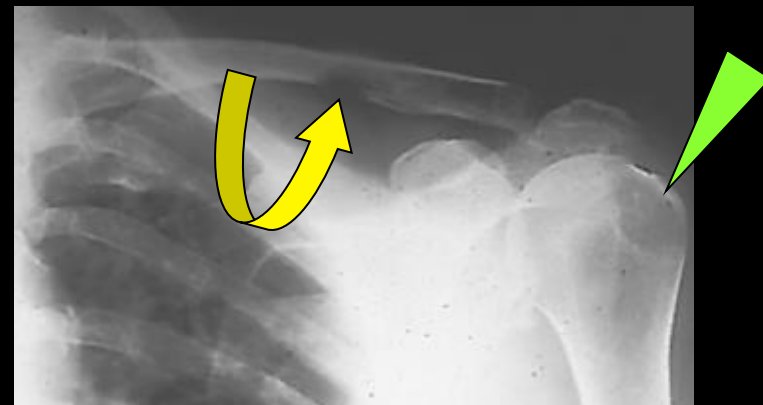
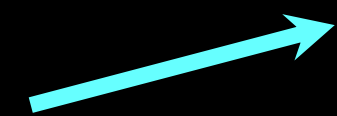
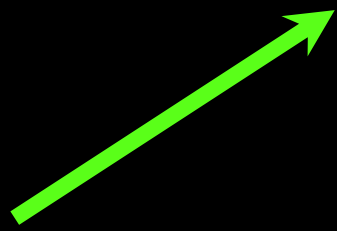
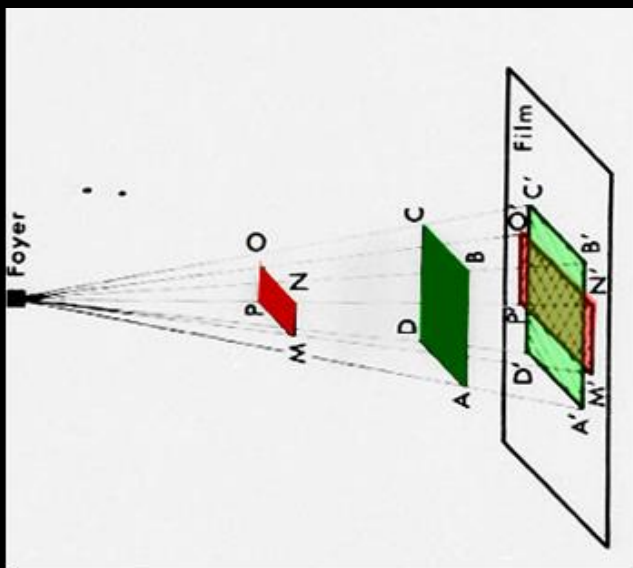
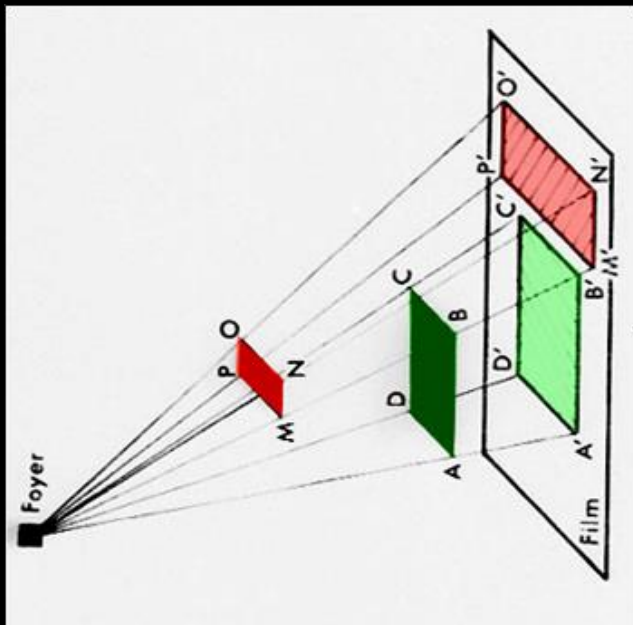


distorsion et "dégagement" des  
apex pulmonaires

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  
la technique d'imagerie par projection





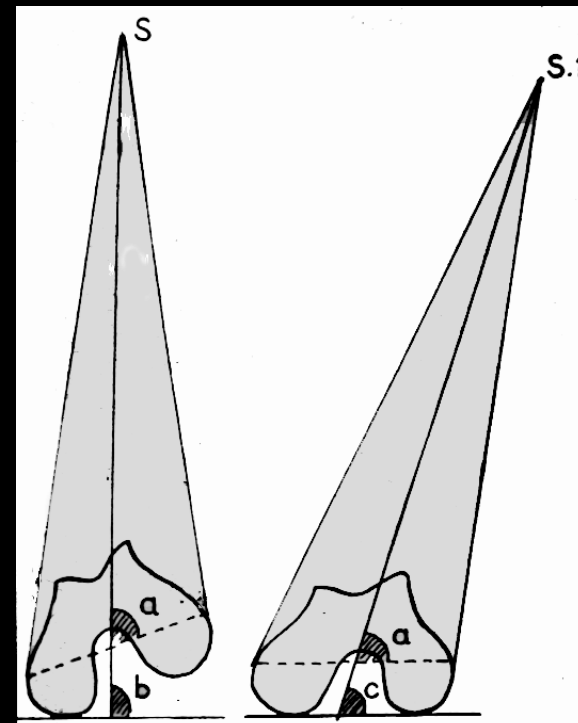
distorsion et exploration de la ceinture scapulaire

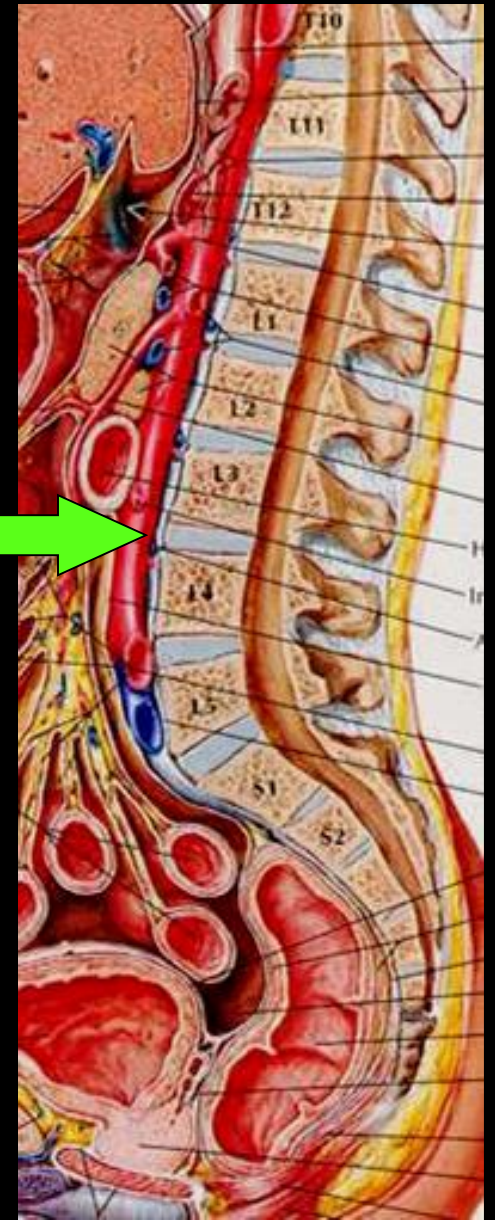
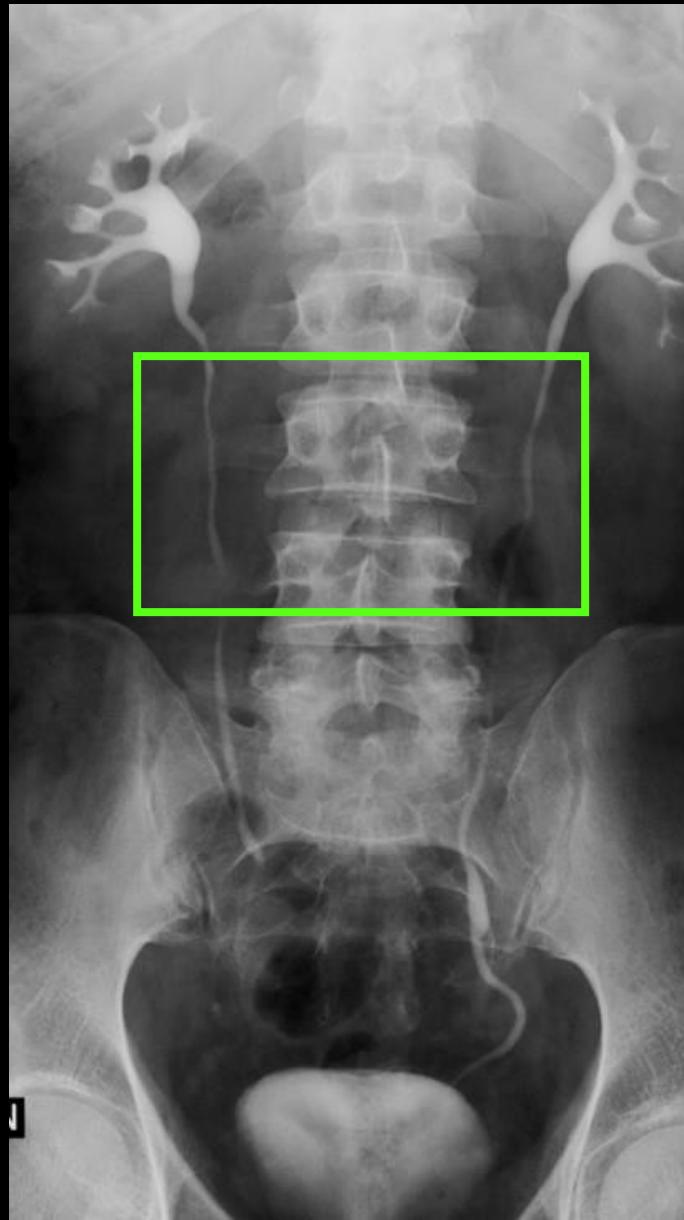
# 3-la loi des incidences tangentielles

loi des tangences de Henri Tillier

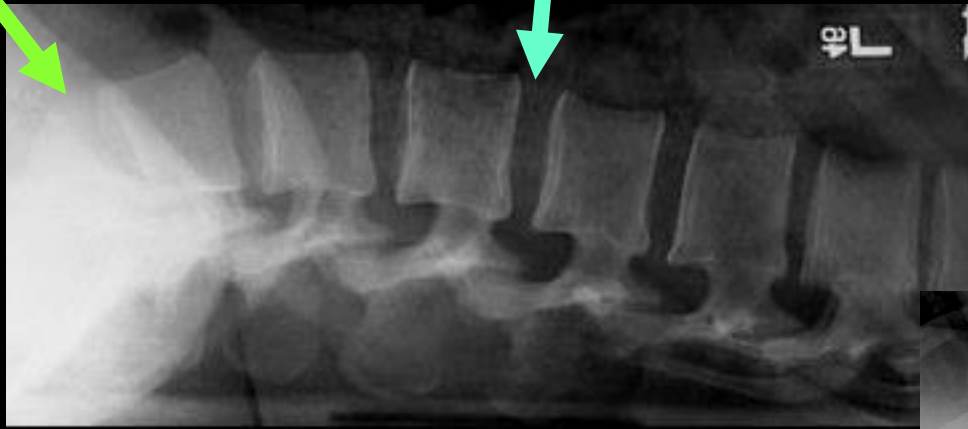
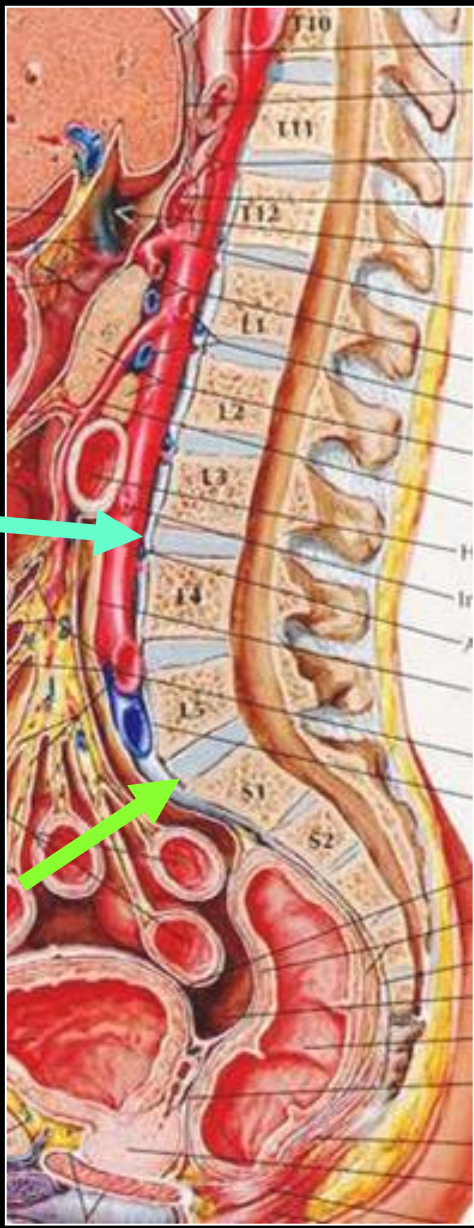
une ligne prend naissance dans une image radiographique lorsque le rayon directeur aborde tangentiellement

- . 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 la corps de L5 et/ou le sacrum**



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

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**

**\***



Pr. Henri TILLIER (Radio.)

JAMA & ARCHIVES

**JAMA**®

The Journal of the American Medical Association

SEARCH:   [Advanced Search](#)

[Welcome](#) | [My Account](#) | [E-mail Alerts](#) | [RSS](#) | [Access Rights](#) | [Sign in](#)

[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**

[« 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.

# ERLM et capteurs plans

les ERLM (CR , plaques photostimulables, écrans radio-luminescents à mémoire permettent **la numérisation au moindre prix** et peuvent être substitués aux couples écrans 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



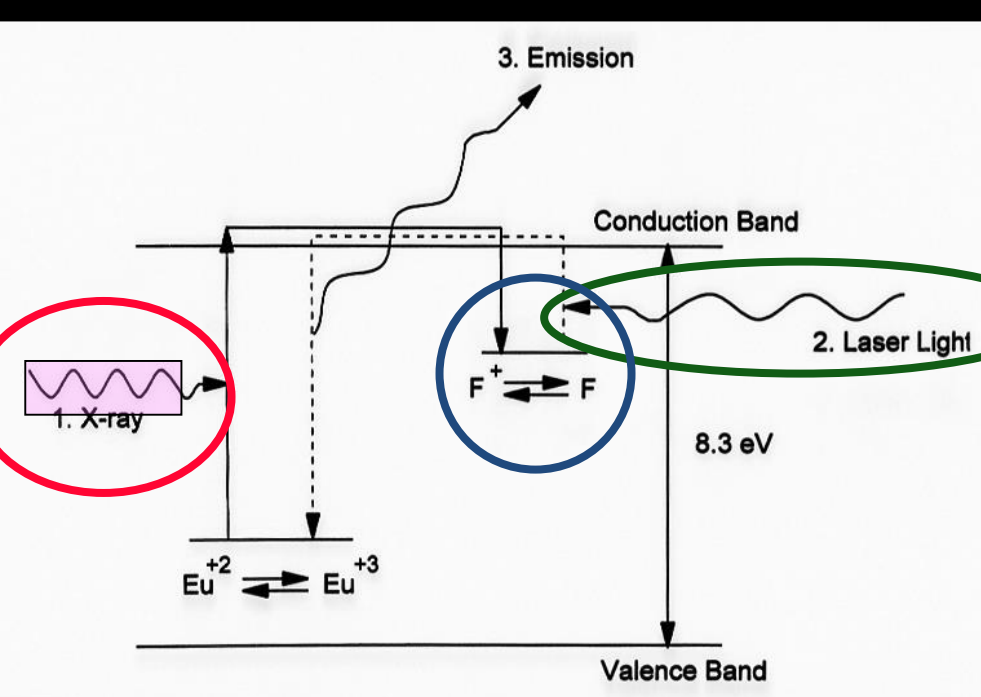
lecteur de plaques



reprographie (hard copy)  
films à traitement sec ou papier

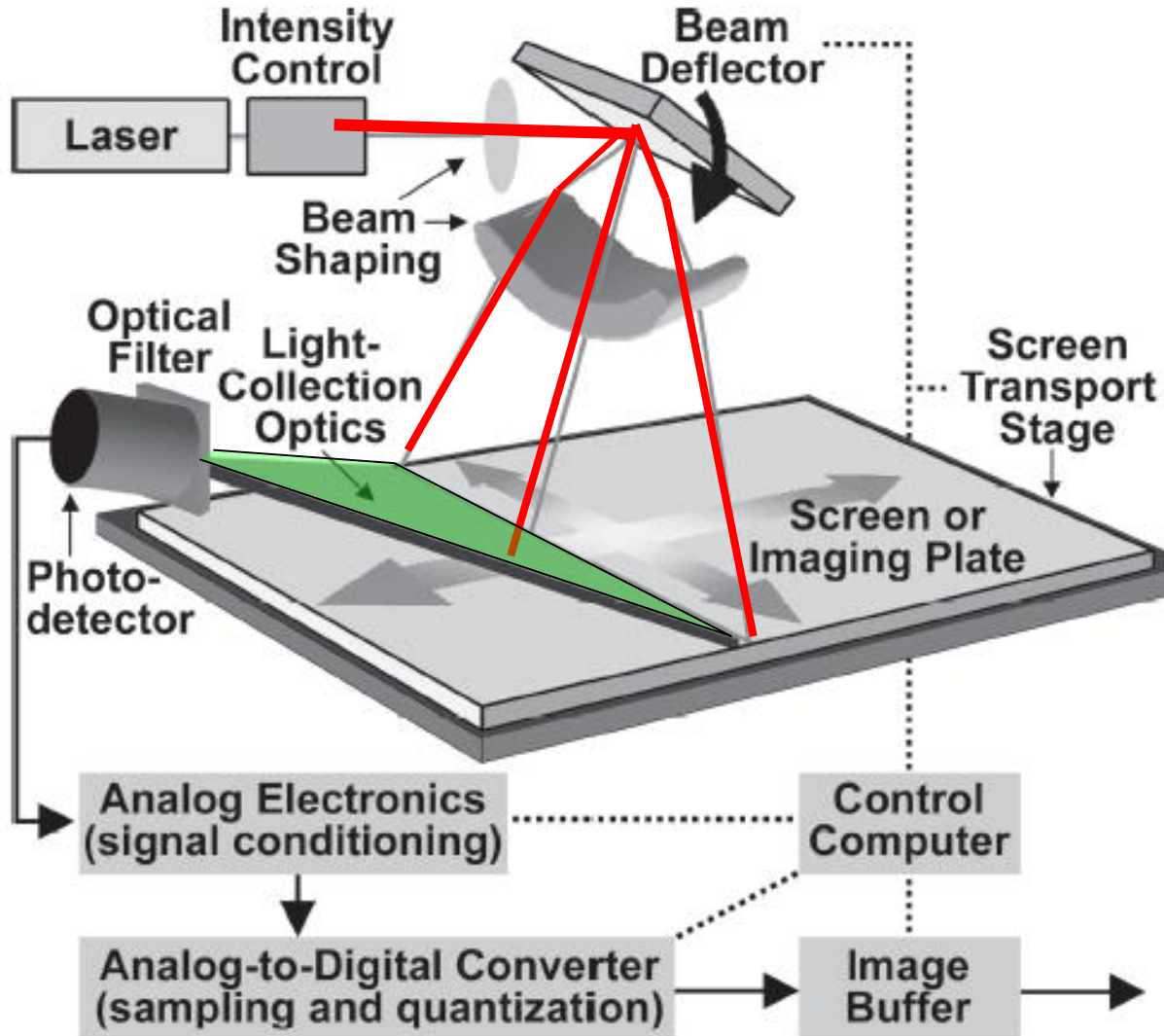


visualisation (soft copy)  
tubes cathodiques ou écrans plats "portrait"  
HR 2K x 2K

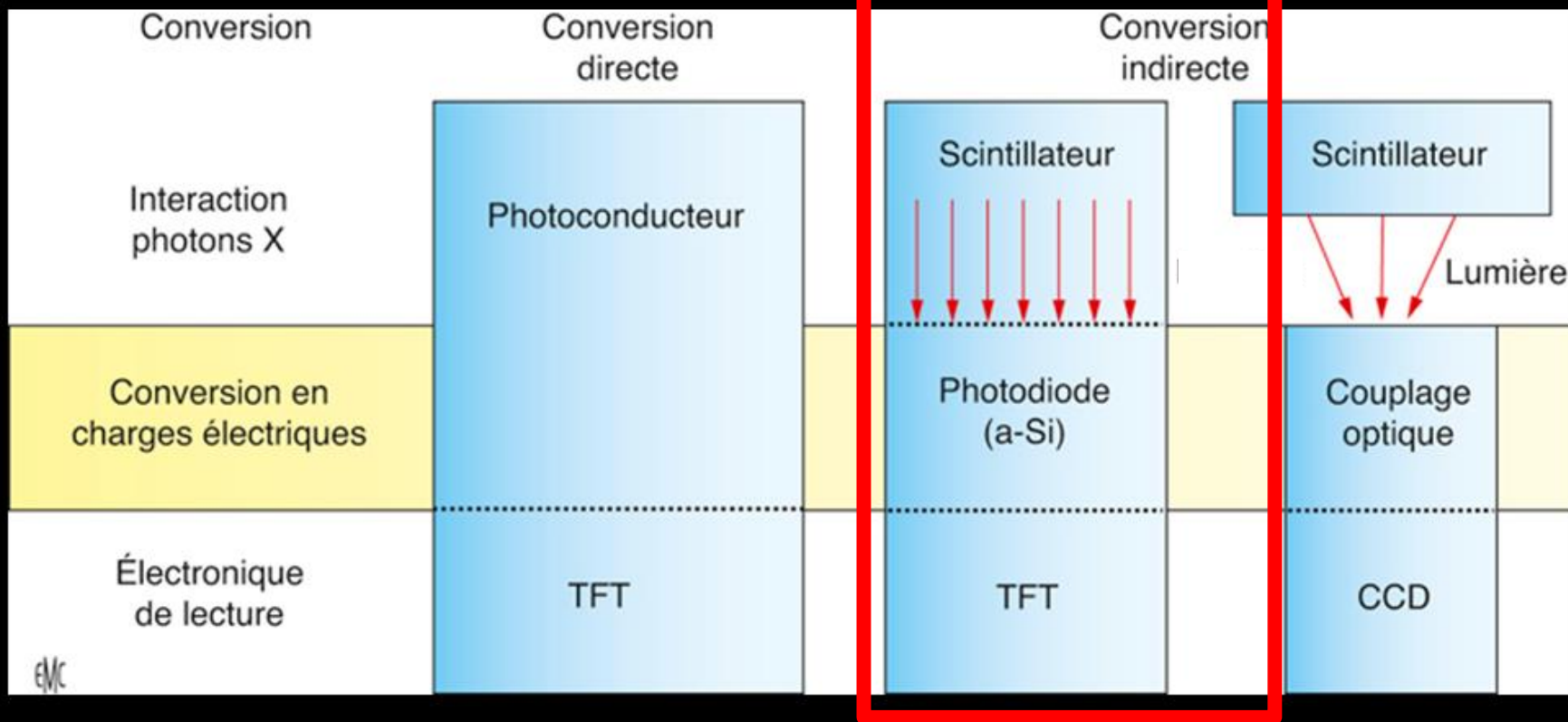


Les ERLM ou plaques photo stimulables ,ils utilisent les propriétés de photoluminescence de certains composés halogénés :  $BaFI:Eu^{++}$ ,  $BaFCl:Eu^{++}$ ,  $BaFBr:Eu^{++}$ , ( fluoro-halogénures de Ba "dopés" aux terres rares )

la lecture des centres  $F$  par le faisceau laser libère les  $e^-$  trappés et permet le retour de  $Eu^{3+}$  vers  $Eu^{2+}$  avec émission d'un rayonnement de longueur d'onde définie

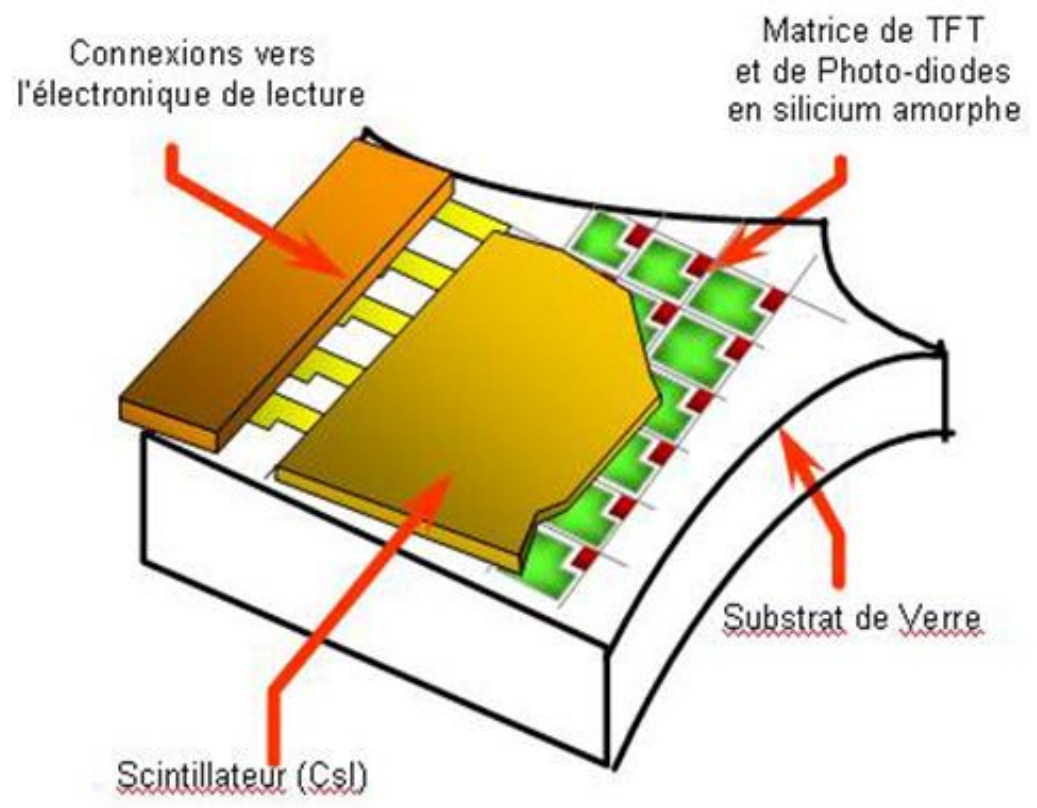
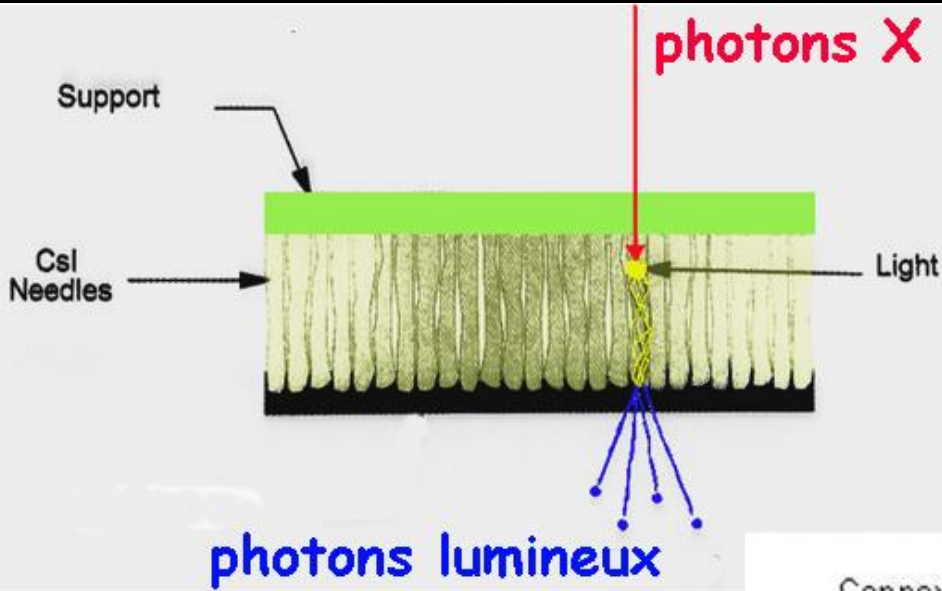


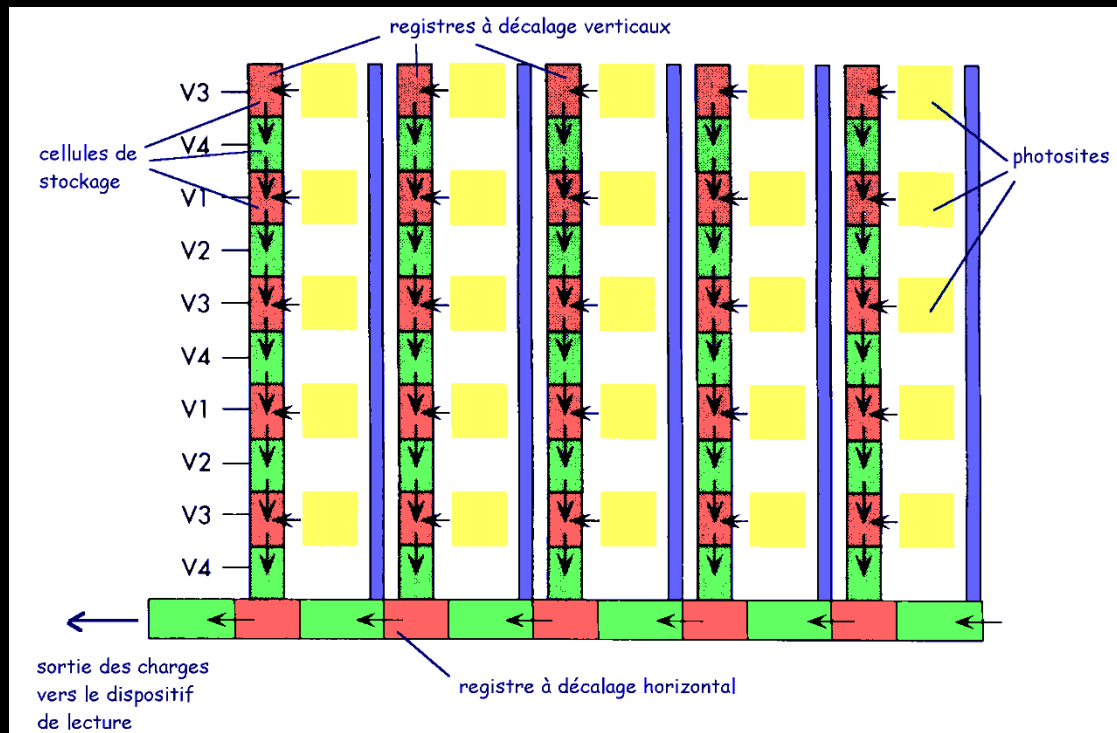
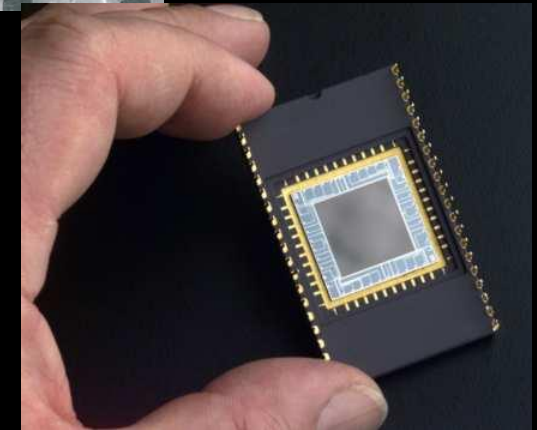
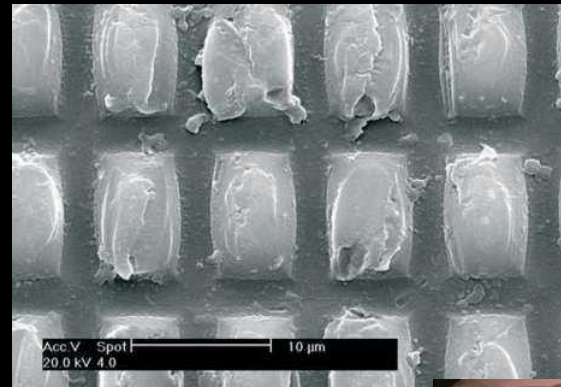
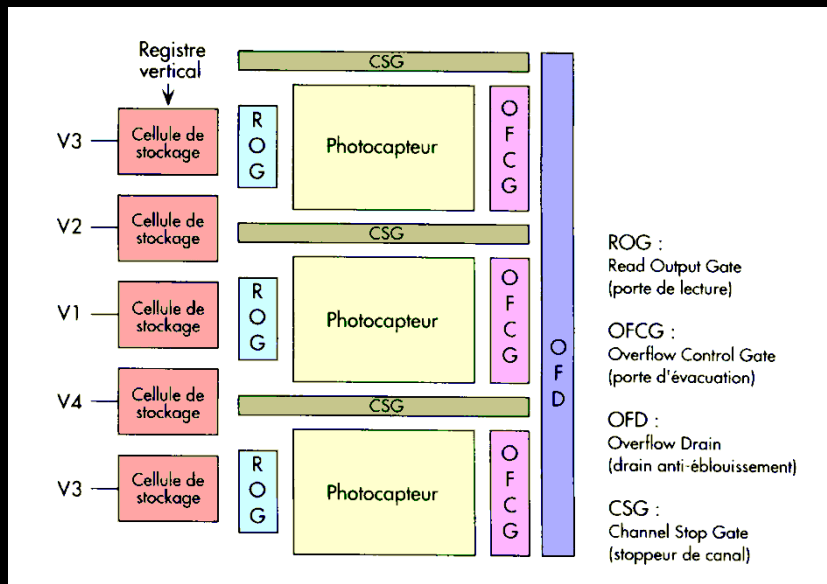
## 2. les capteurs plans ( DR =direct radiography en langage DICOM)

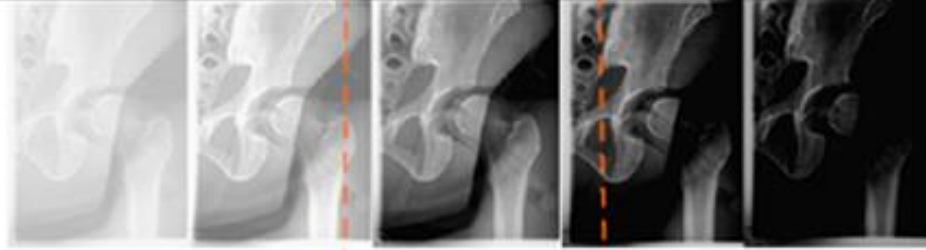


capteurs plans à conversion directe : -Selenium amorphe (à-Se )

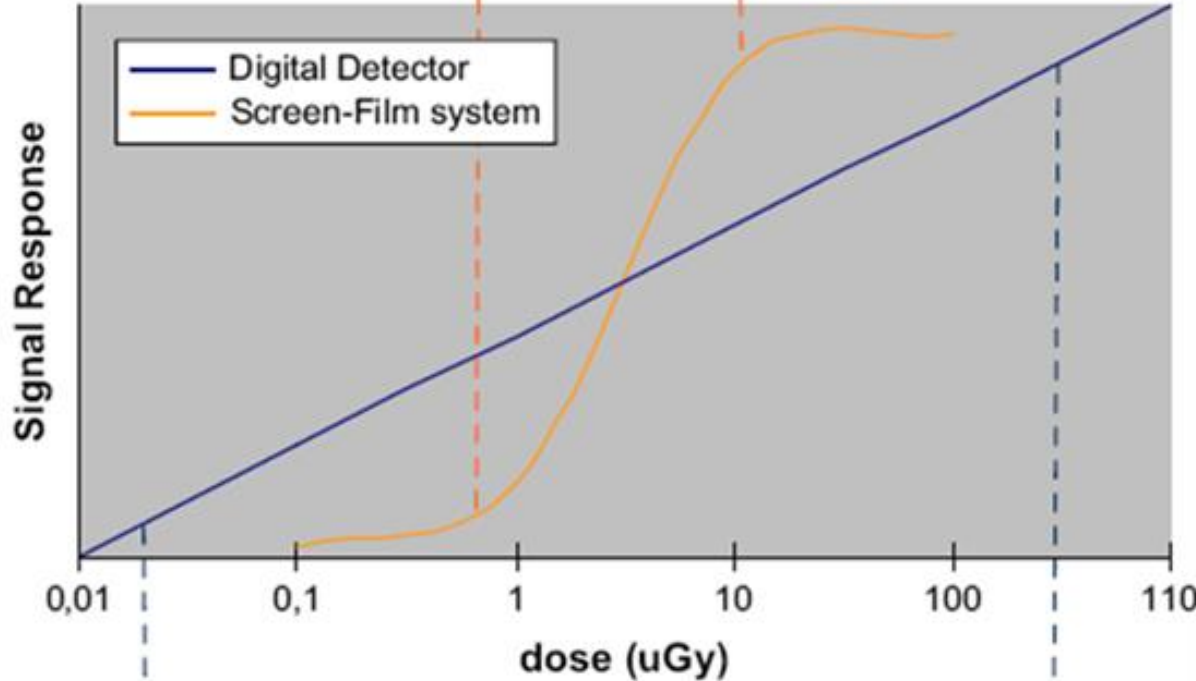
capteurs plans à conversion indirecte: : -Silicium amorphe ( à-Si)



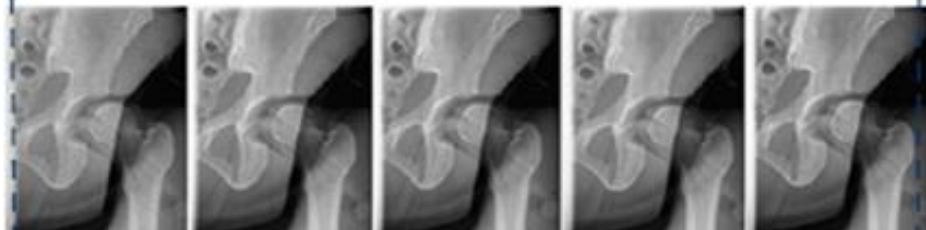




Dynamic Range



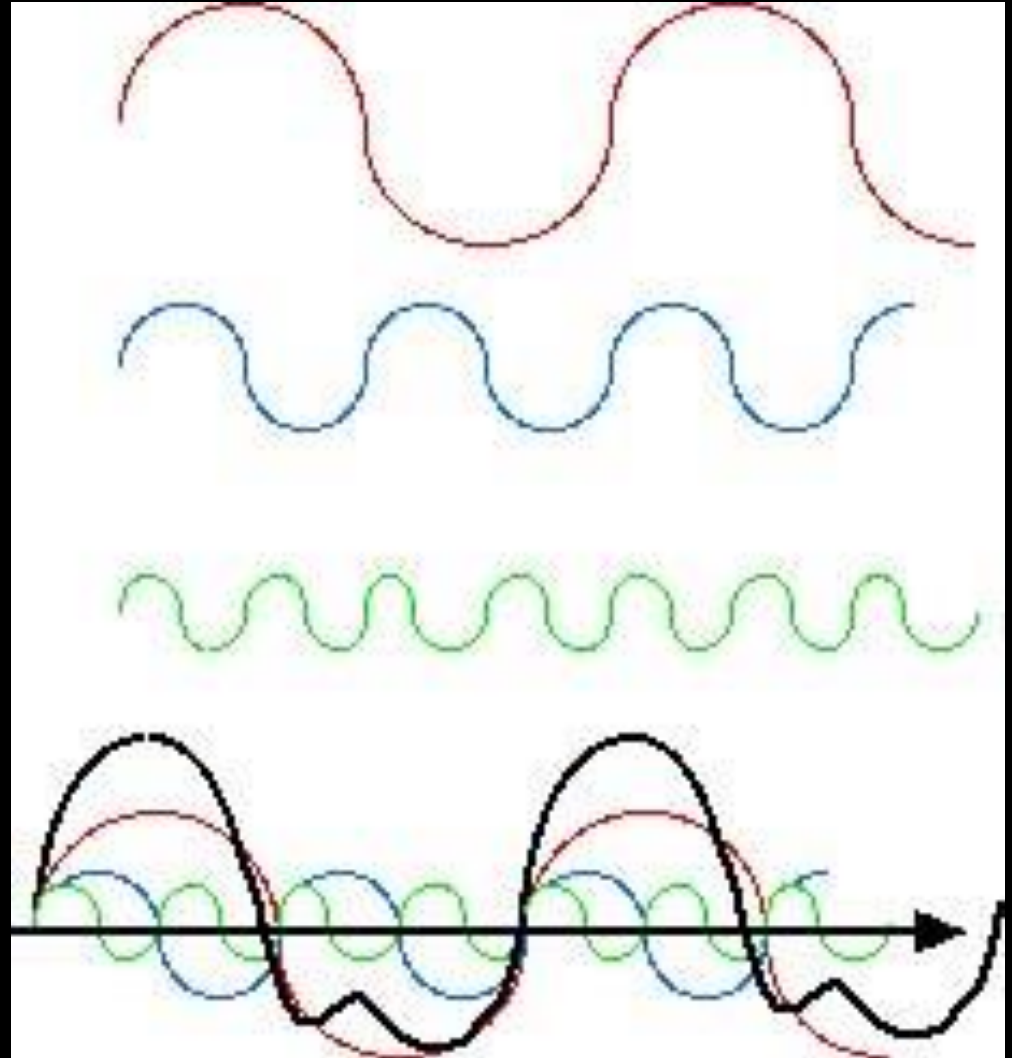
Dynamic Range



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 pixel 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

-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

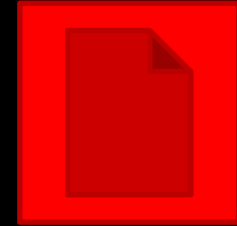
double énergie

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



-salle "os-poumons" type, équipée de **2 capteurs plans à détection indirecte** :

.un **vertical** asservi au tube sur suspension plafonnière téléscopique, pour clichés thoraciques et clichés appareil locomoteur (y compris rachis) , "en charge"

.un **horizontal** sur table avec dispositif d'asservissement inclinaison du tube-position du plan de table et angles des axes des os longs pour les collages (pasting) lors d'explorations en position couchée (à visées purement anatomiques)



Definium 8000 GE

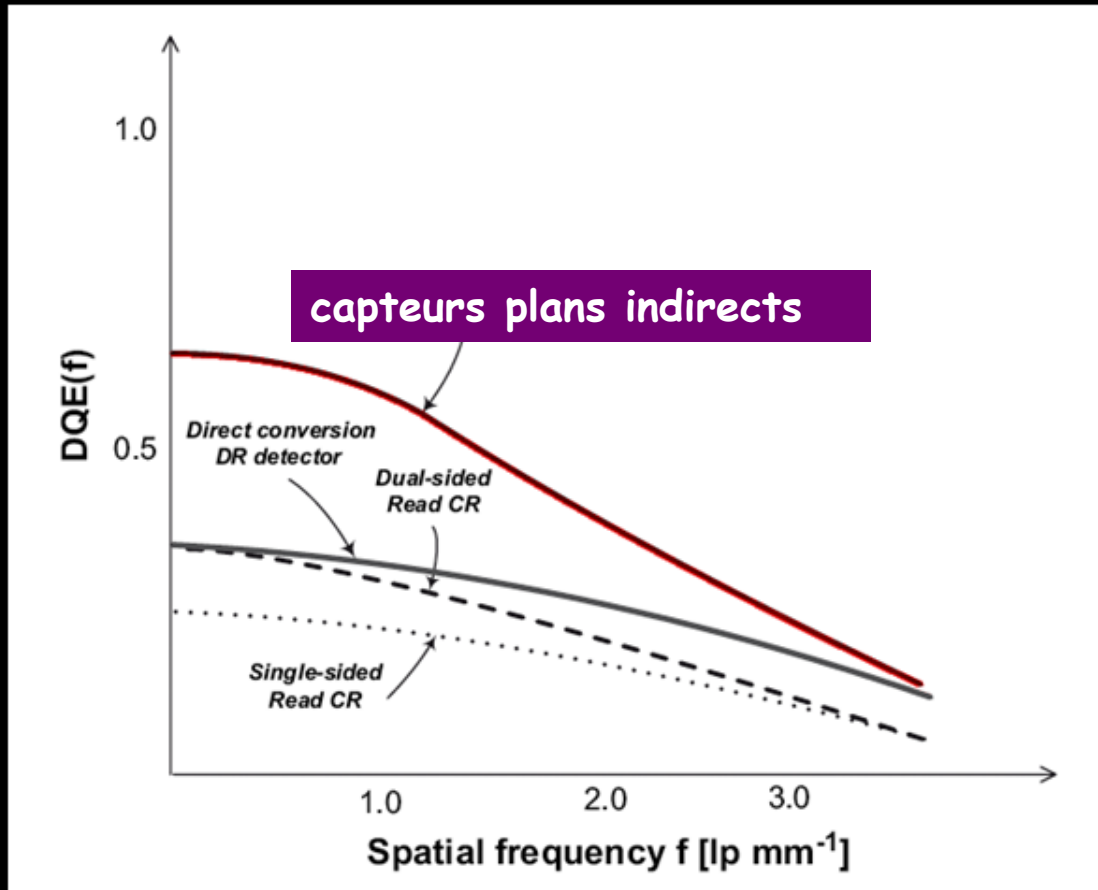
# l'amélioration du workflow



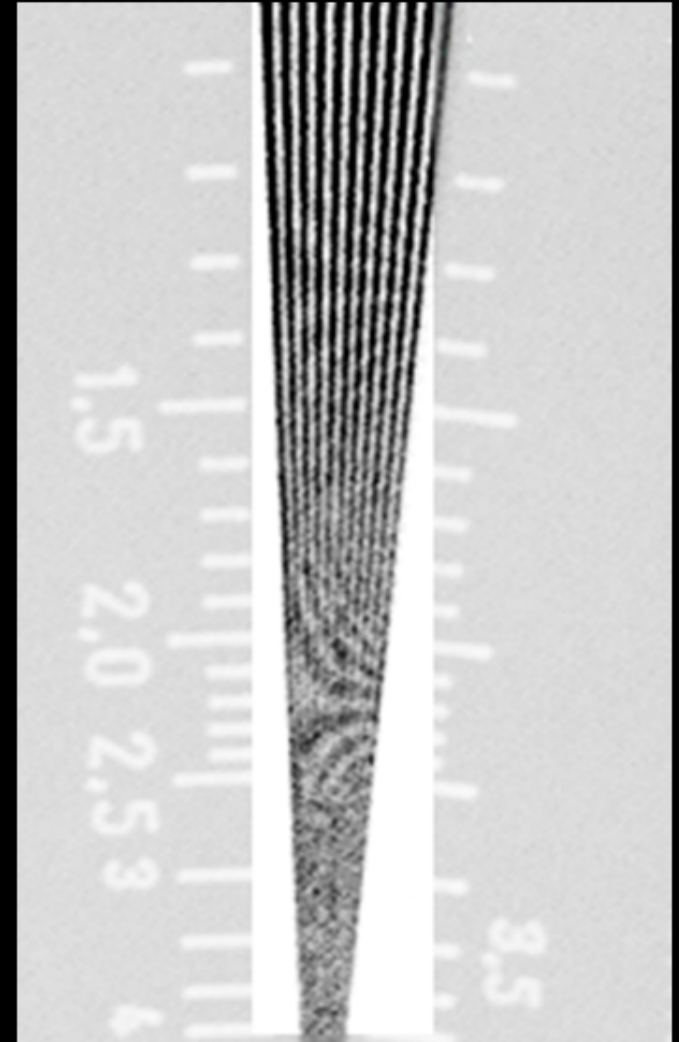
la réduction de la durée des examens en DR par rapport à la CR varie de 15 à 59 %

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

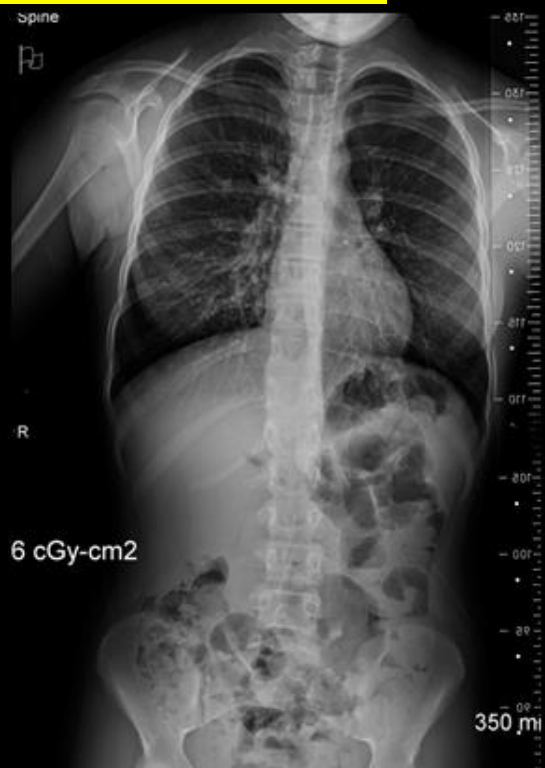
-la réduction des doses d'exposition et plus accessoirement l'amélioration de la qualité image sont liées à l'excellente efficacité de détection quantique (DQE) des capteurs plans , en particulier indirects



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



# la micrographie



St: 36,6 cGy.cm<sup>2</sup>



Micrography: 7,6 cGy.cm<sup>2</sup>

*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 !

### 3 -les avancées techniques permises par la DR en imagerie ostéo-articulaire

collage (pasting)

tomosynthèse

double énergie

-le **pasting (collage)** est un apport essentiel de la numérisation par capteurs plans en imagerie ostéo-articulaire

.pour la radiographie des **membres inférieurs**

.pour la radiographie du **rachis**

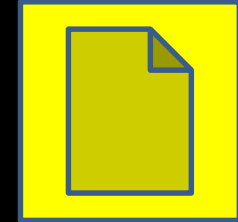
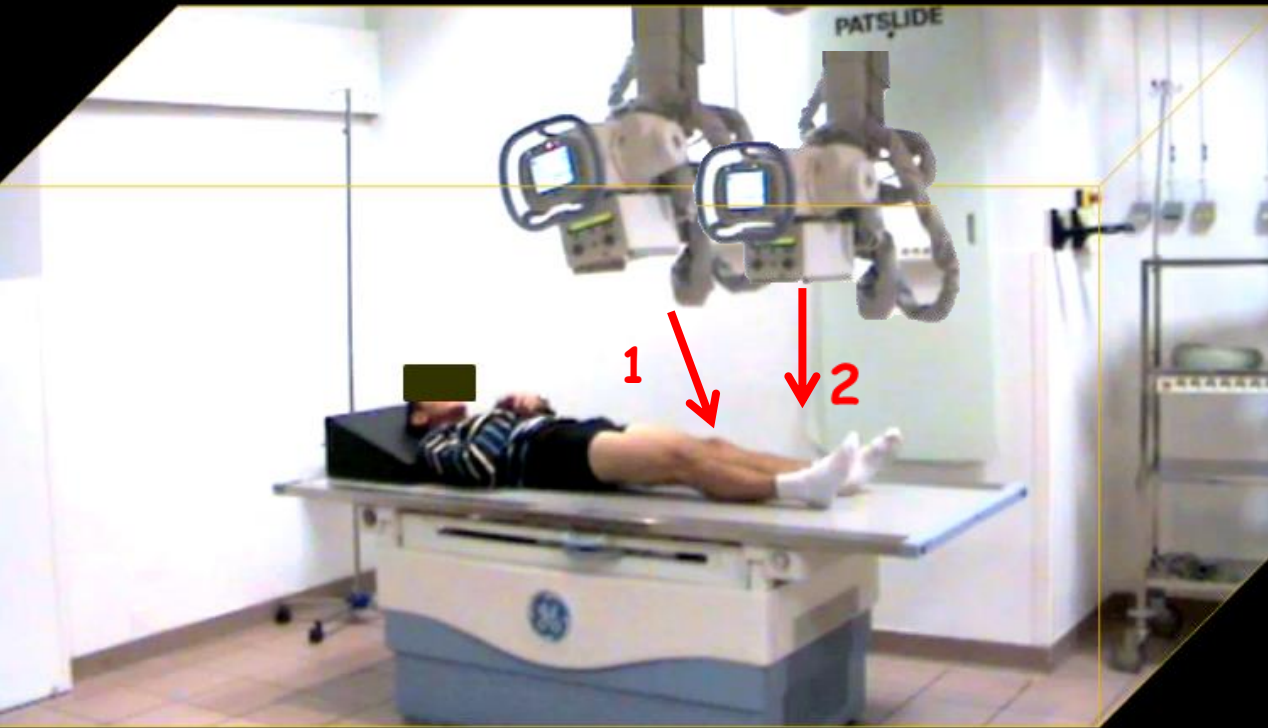
en totalité , soit **uniquement en charge** , soit également **en clinostatisme**

longueur couverte : 1 mètre

angulation du tube adaptée à l'orientation de l'axe du segment de membre pour limiter au maximum la distorsion



# le collage (pasting)



l'accroissement du champ couvert en collage DR par rapport à CR permet d'avoir les articulations aux 2 extrémités du segment de membre exploré, en decubitus comme en station verticale

CR



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

née en France en 1921 Bocage

tous les statifs télécommandés multi-usages disposent d'un système tomographique

deux champs d'application:

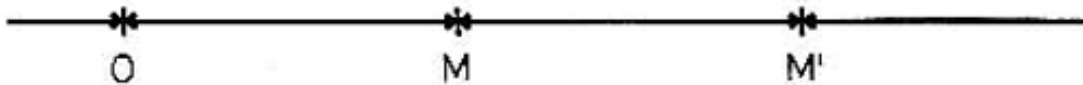
-tomographie "**de dégagement**" coupes épaisses : reins, rachis cervical, sternum

-tomographie "**d'analyse**" : coupes minces (1 à 2 mm), jointives

analogie CT : coupes épaissies MIP vs coupes submillimétriques

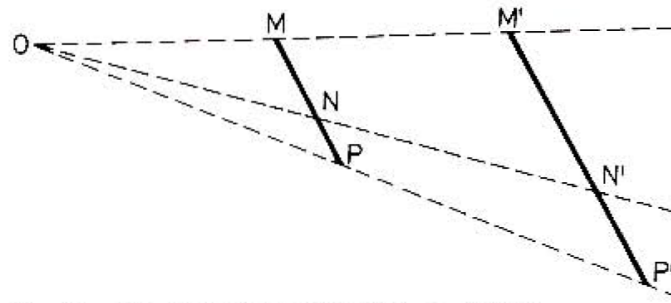
## un pré-requis: l'homothétie

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  $OM' = kOM$ .



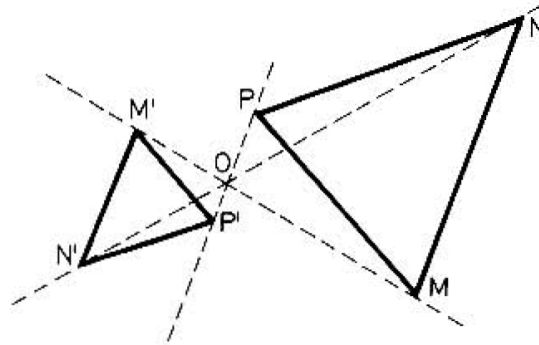
La transformation homothétique du point  $M$  dans un système de centre  $O$  et de rapport  $k$  se note  $OM' = kOM$   $k \in (0,2)$ .

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  $OP' = 2OP$   
 $\rho \in (0, 2)$

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

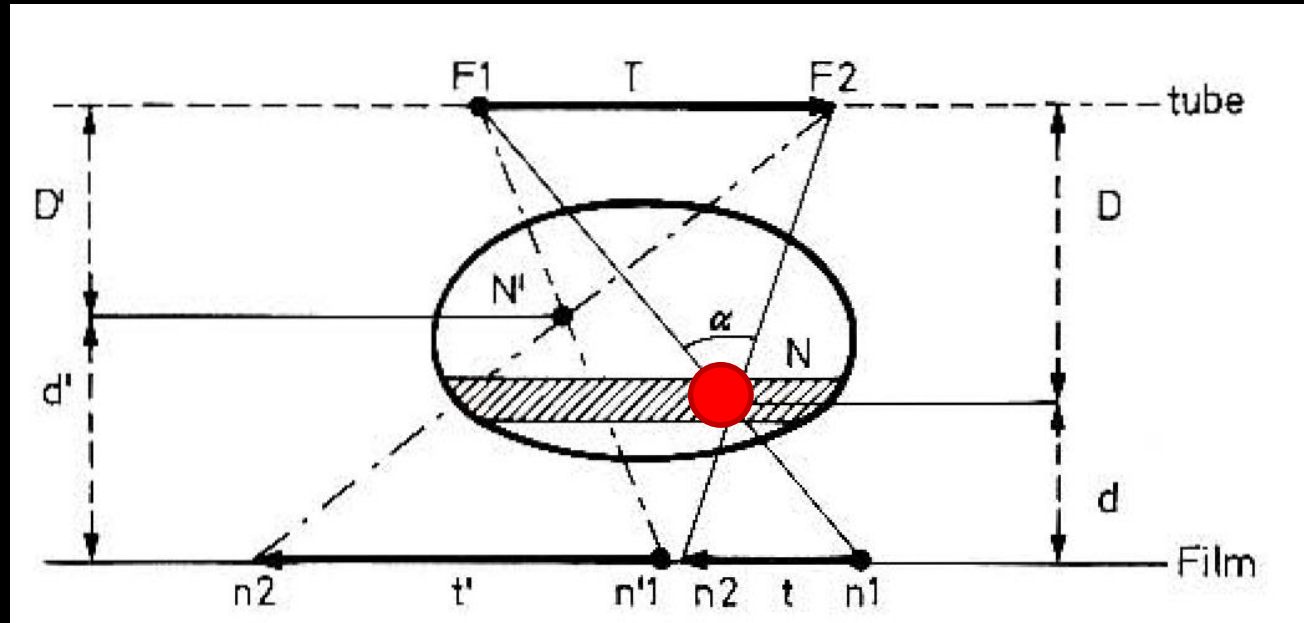


Le triangle  $M'N'P'$  est le conjugué homothétique du triangle  $MNP$  dans le système de centre  $O$  et de rapport  $k = -1/2$ .

$OMM'$  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  $k = -1$ ).

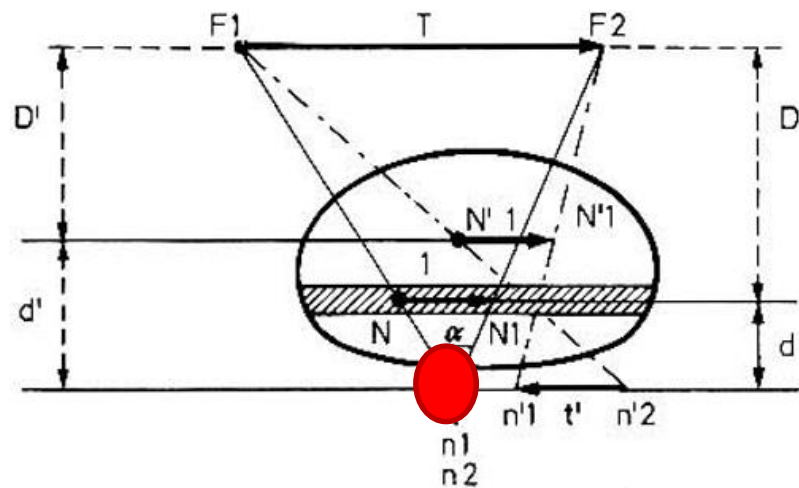
la tomographie est un artifice mécanique qui a pour objectif **de maintenir en position fixe sur un système de détection , la projection d'une coupe d'un segment corporel** tandis que les éléments situés en dehors du plan de coupe sont projetés sur une certaine longueur, c'est-à-dire représentés par une trace floue (donc effacés)



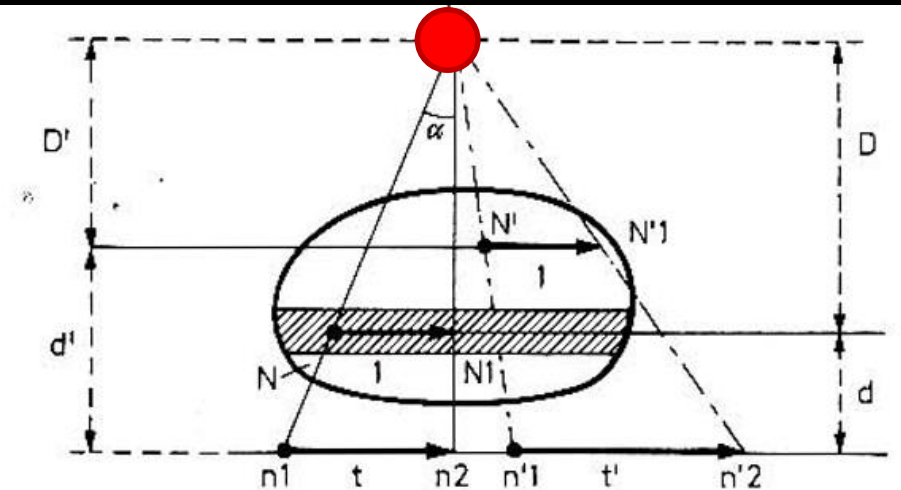
déplacement homothétique synchrone et de sens inverse du tube et du système de détection; le centre d'homothétie étant le point  $N$

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

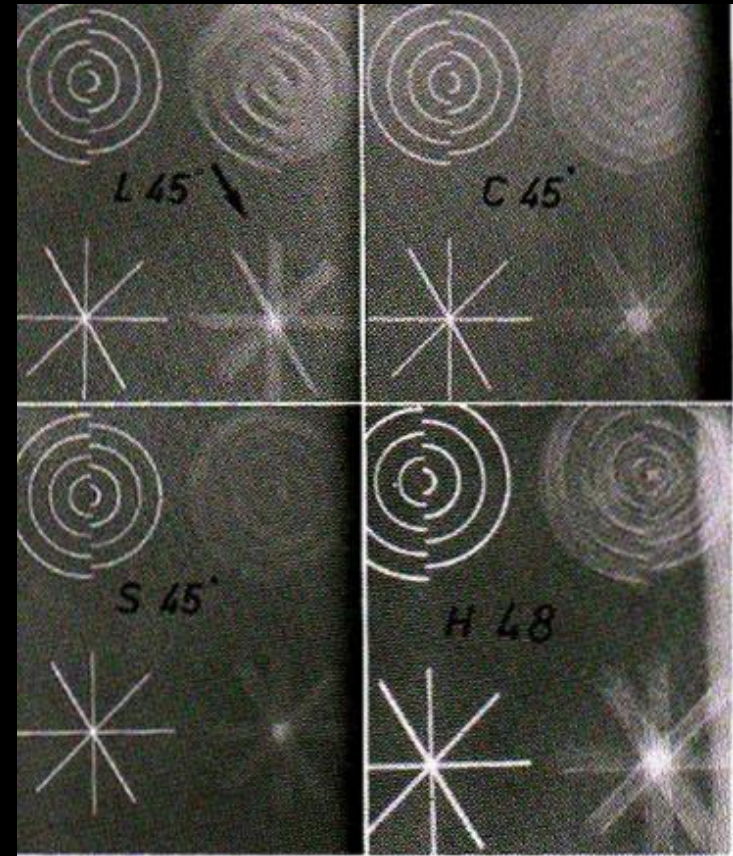


tube fixe  
segment corporel et détecteur mobiles

# 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

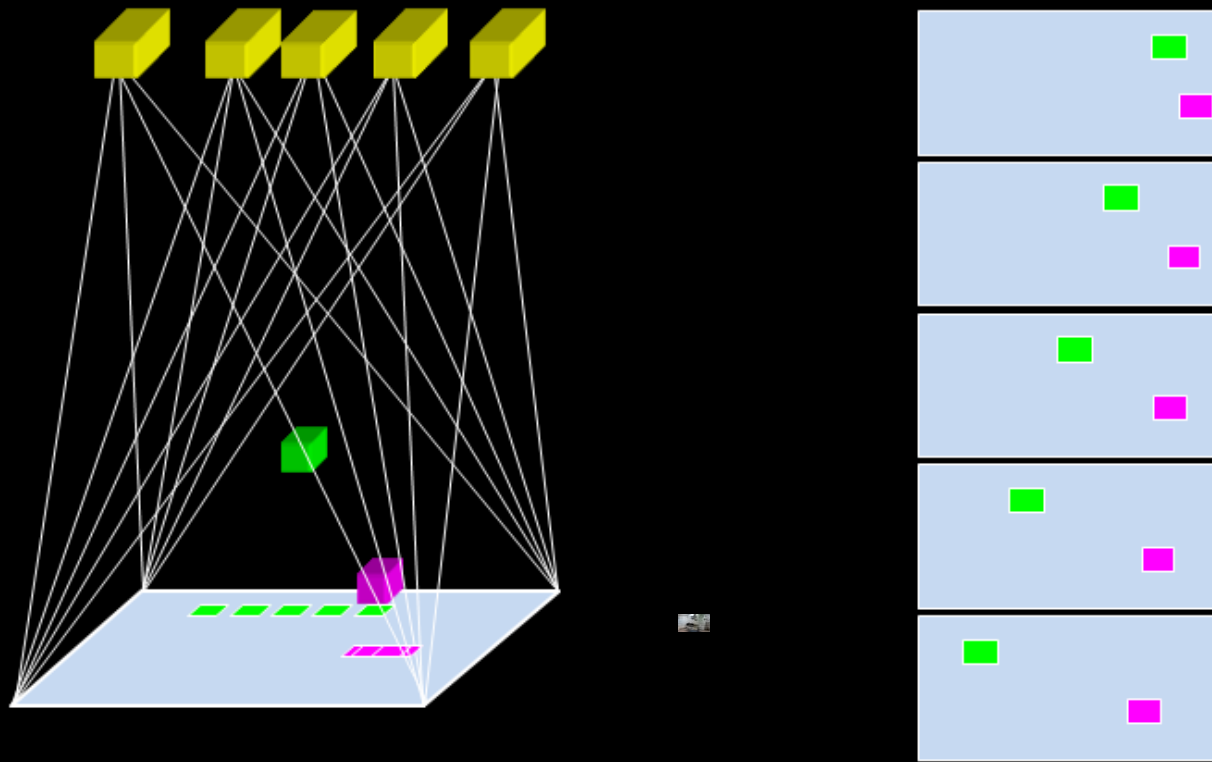
**la qualité de l'effacement** des structures hors plan de coupe dépend  
-de la longueur de la trajectoire ;  
spiralée, hypocycloïde  
-de l'orientation et de la densité des structures



## la tomosynthèse

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

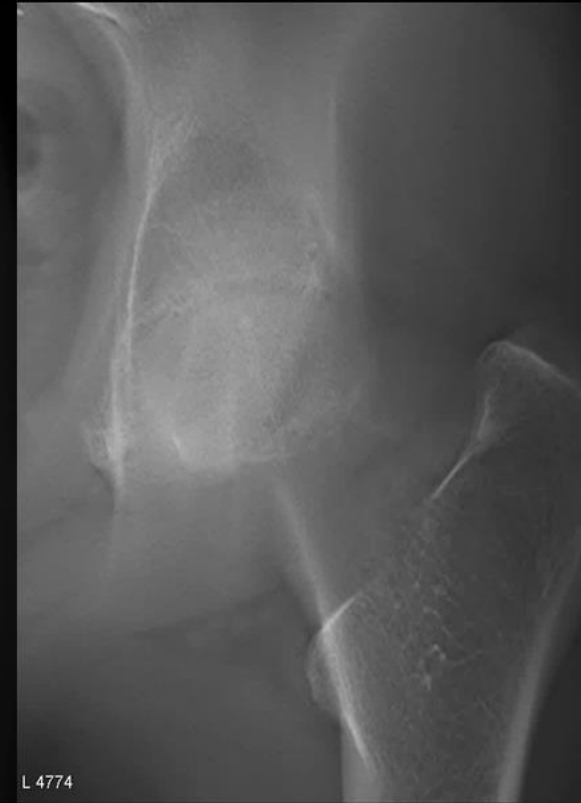




-acquisition de N projections angulaires du volume corporel examiné

-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**

1



G

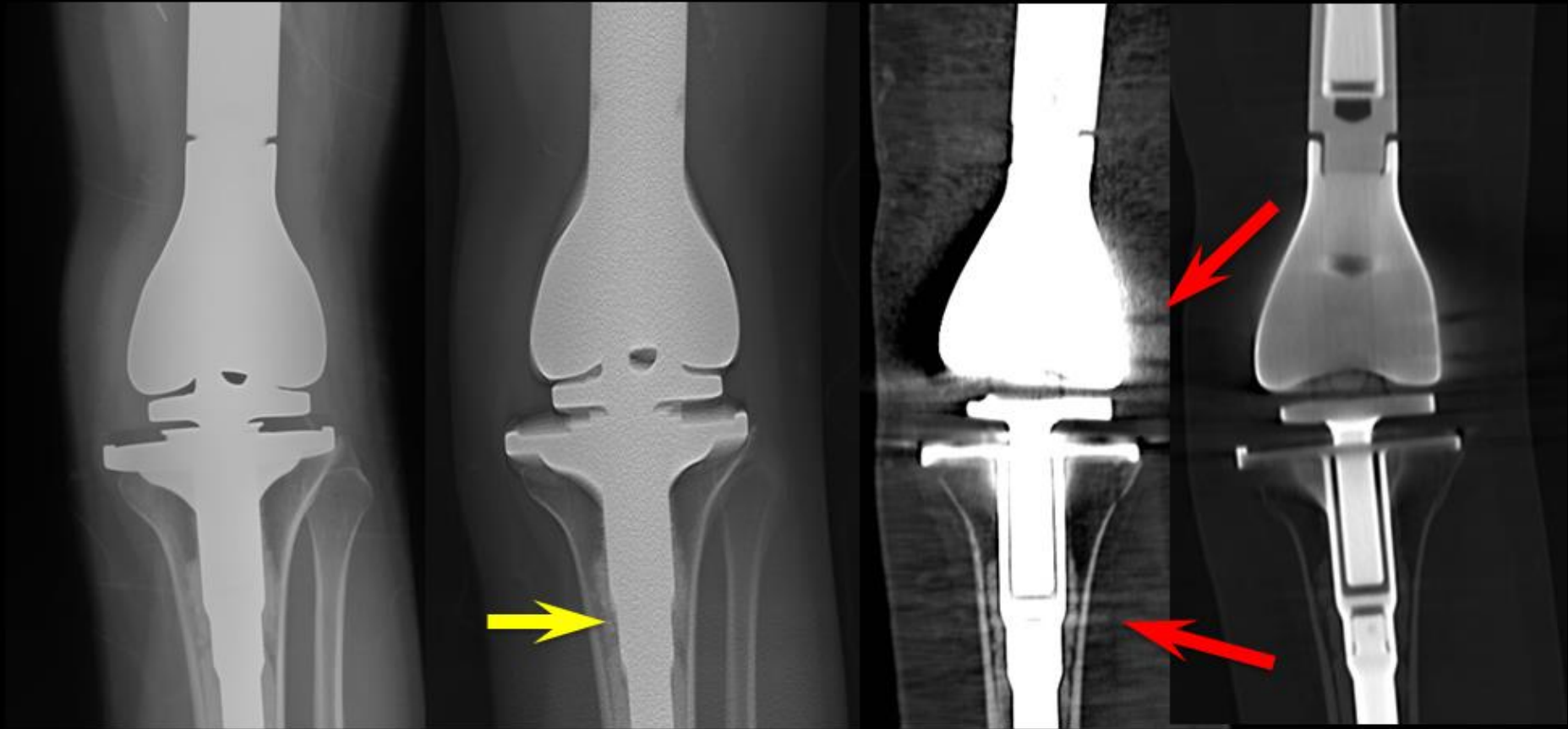
W 6740 : L 4774

DR (ou CR)

tomosynthèse

CT

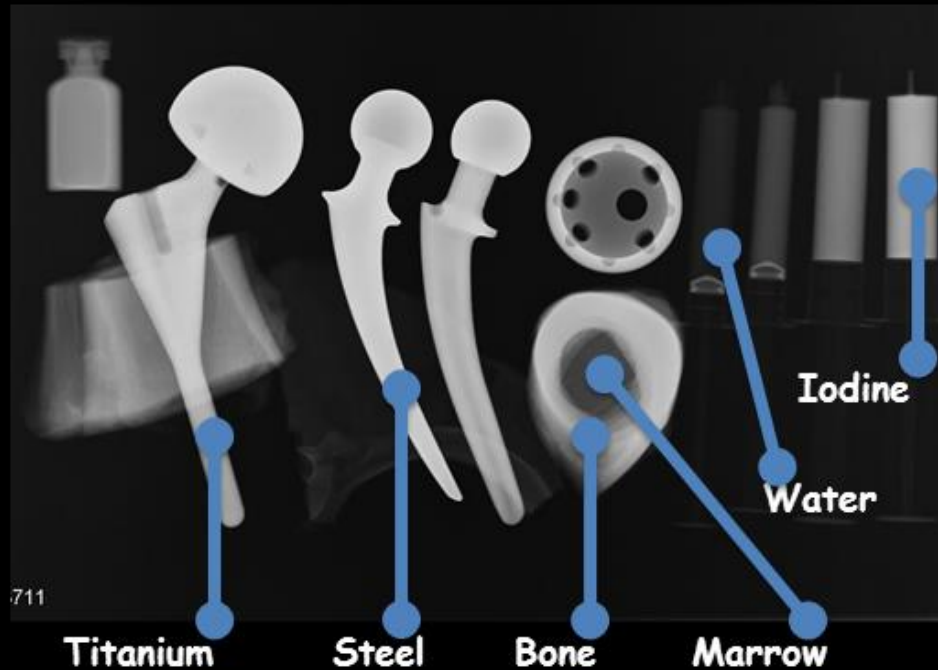
CT MAR



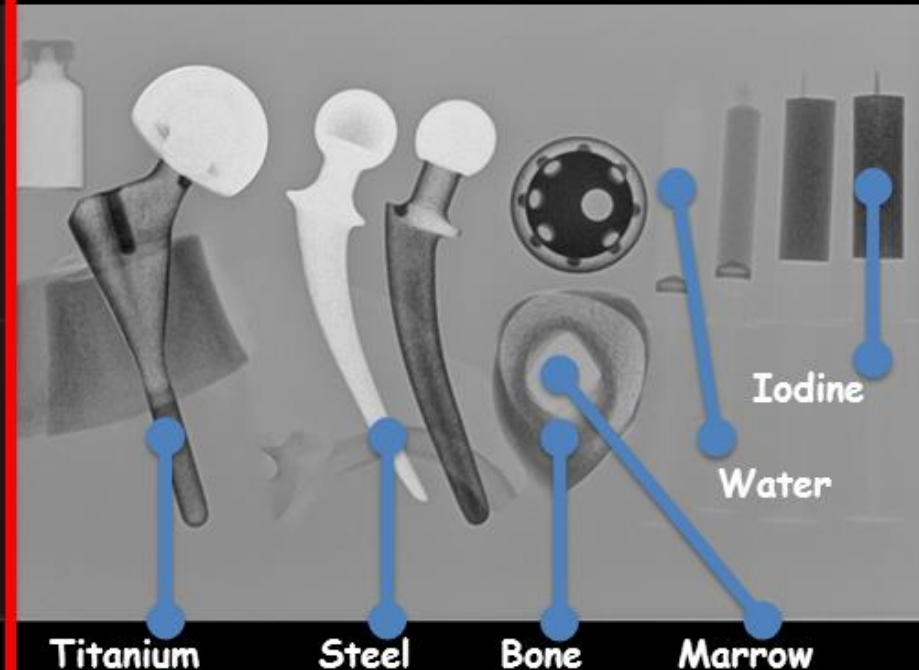
il n'y a pas d'artefacts liés au métal en tomosynthèse mais l'analyse des composants de l'environnement (tissus mous) est gênée par les traces d'effacement des parties denses de la prothèse .le balayage doit être perpendiculaire au grand axe des structures osseuses

# 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





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



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



*R. Shepard, « Terra subterranea »*





Good / evil



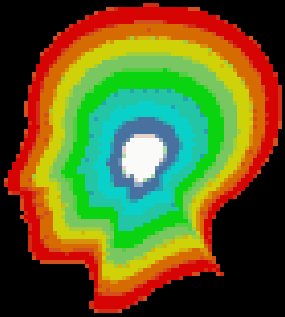
Illusion / optical



Teach / learn



Me / You

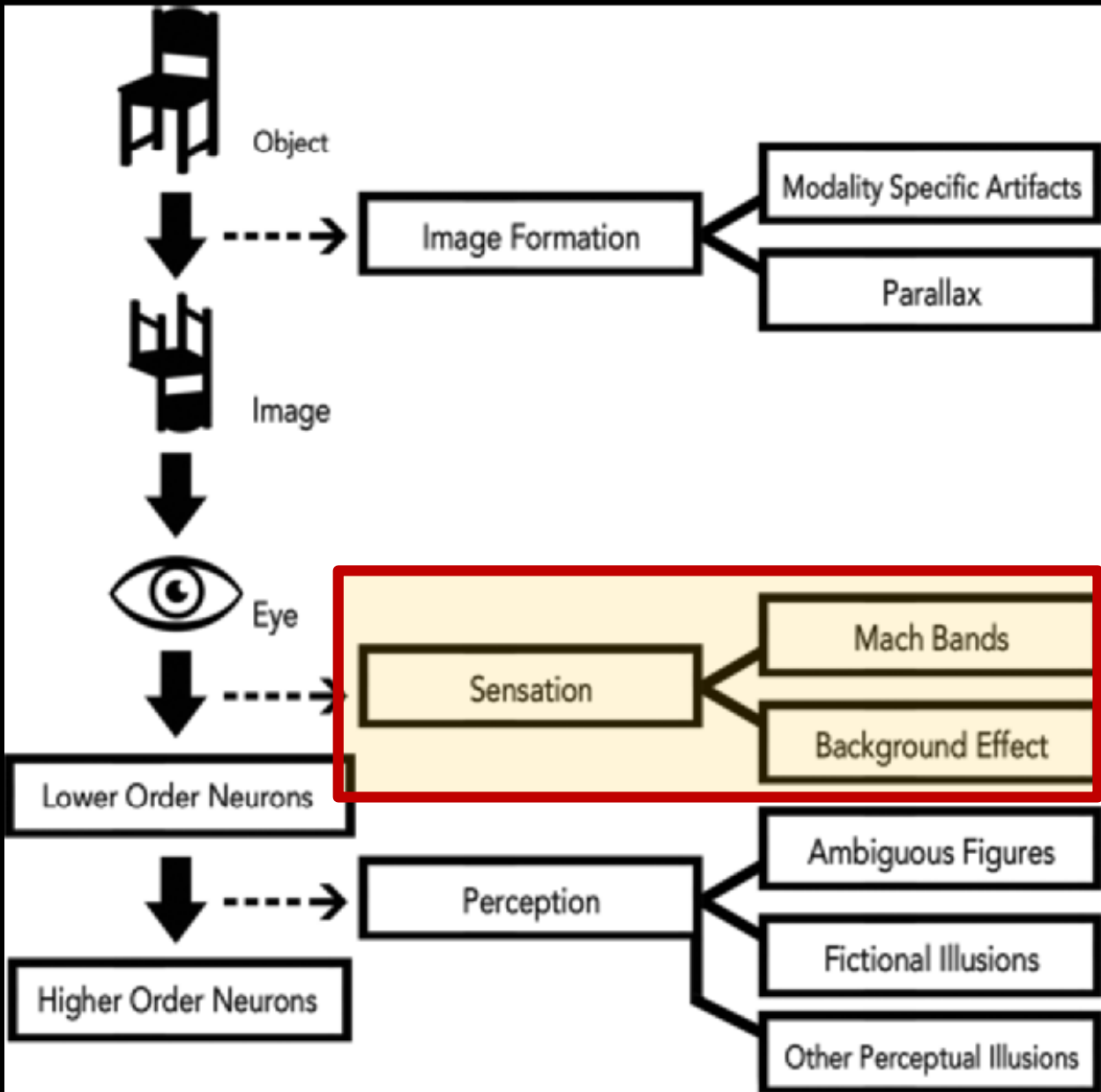


Olny srmat poelpe can raed tihs.

I cdnuolt blveiee taht I cluod aulacnty uesdnatnrd waht I was rdanieg. The phaonmneal pweor of the hmuan mnid, aoccdrnig to a rscheearch at Cmabrigde Uinervtisy, it deosn't mtttaer in waht oredr the ltteers in a wrod are, the olny iprmoatnt tihng

en dépit de leur célèbre et persistante médiocrité en langues étrangères en général et en langue anglaise en particulier, les étudiants français n'ont aucune peine à lire et comprendre ce texte dans lequel aucun mot anglais n'est écrit correctement ... malheureusement cette puissance du cerveau est encore insuffisante pour nous faire maîtriser la phonétique de cette lanque analaise.

# images radiologiques et sensations visuelles



**RadioGraphics**

IMAGING PHYSICS

2087

## Now You See It, Now You Don't: Visual Illusions in Radiology<sup>1</sup>

TEACHING POINTS

Christopher E. Buckle, MD<sup>2</sup> • Vivian Utzavata, MD • Christopher M. Strain, MD

From the Department of Radiology, University of Chicago Medical Center, 5841 S. Maryland Ave, Chicago, IL 60637. Presented at an education exhibit at the 2010 RSNA Annual Meeting, Boston, October 12, 2012; revision requested December 19; final revision received September 6, 2013; accepted September 10. All authors have no financial relationships to disclose. Address correspondence to C.E.B. (e-mail: chrisb@umich.edu).

© RSNA, 2013 • radiographics.rsna.org

Readers are encouraged to use the following Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike license: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

# Now You See It, Now You Don't: Visual Illusions in Radiology<sup>1</sup>

Christopher E. Buckle, MD<sup>2</sup> • Viyan Udawatta, MD • Christopher M. Straus, MD

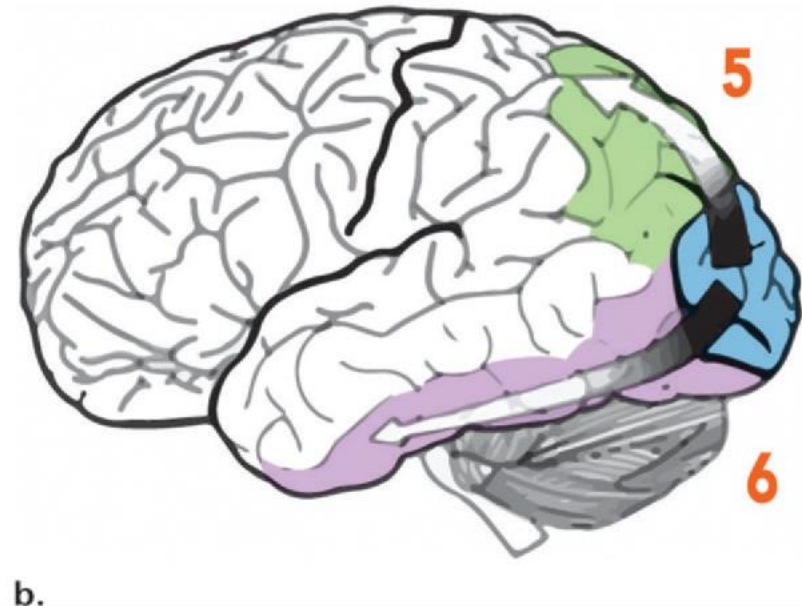
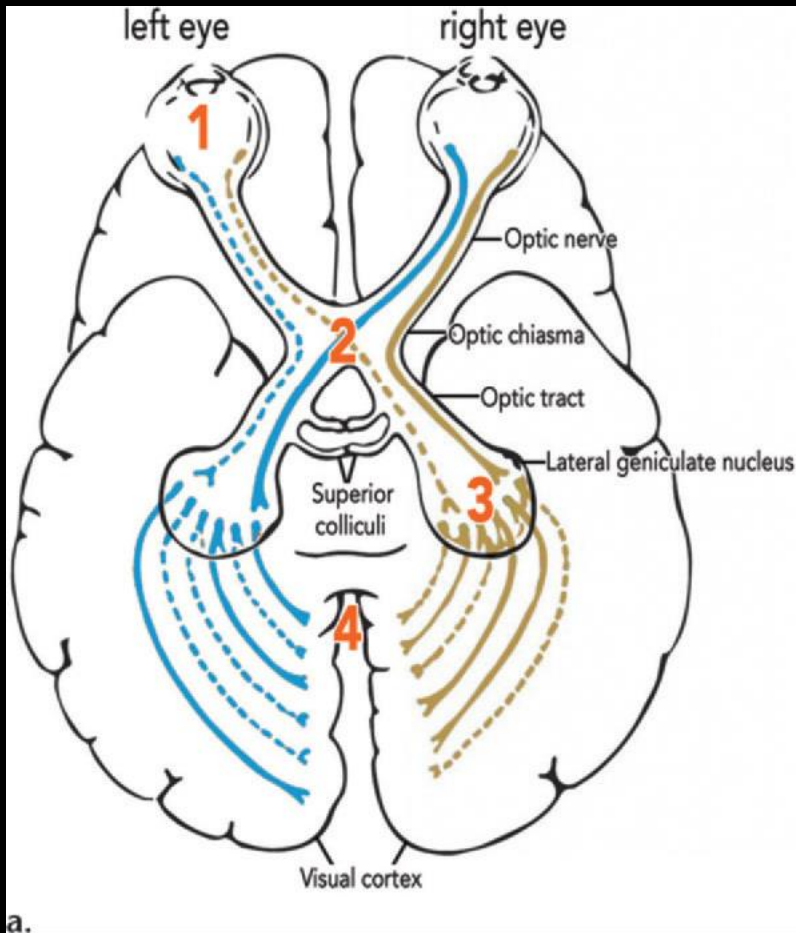
## TEACHING POINTS

RadioGraphics 2013; 33:2087–2102 • Published online 10.1148/rg.337125204 • Content Codes: **GN** **PH** **QA**

<sup>1</sup>From the Department of Radiology, University of Chicago Medical Center, 5841 S Maryland Ave, Chicago, IL 60637. Presented as an education exhibit at the 2010 RSNA Annual Meeting. Received October 12, 2012; revision requested December 19; final revision received September 6, 2013; accepted September 10. All authors have no financial relationships to disclose. Address correspondence to C.E.B. (e-mail: [cbuckle@umich.edu](mailto:cbuckle@umich.edu)).

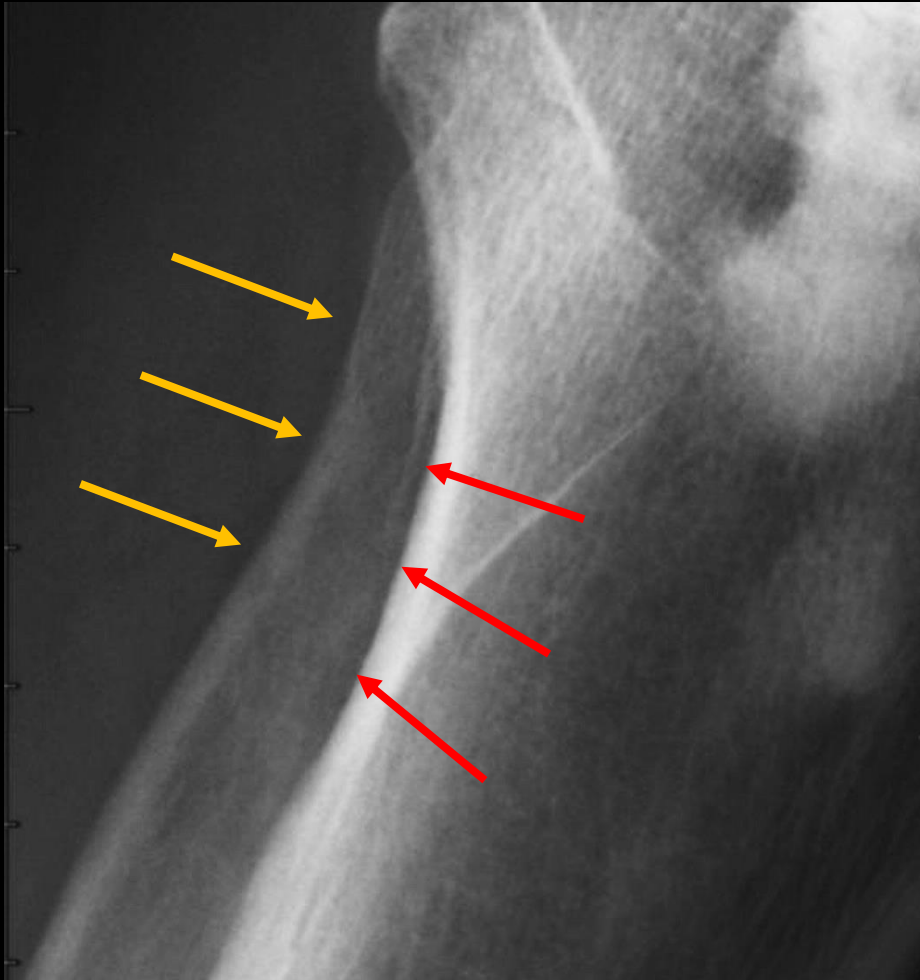
<sup>2</sup>Current address: University Radiology Group, East Brunswick, NJ.

©RSNA, 2013 • [radiographics.rsna.org](http://radiographics.rsna.org)



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

## bandes de Mach (effet Mach)



aucune structure anatomique ne correspond à cette mince bande noire inframillimétrique (flèches rouges) qui borde de façon régulière les limites externes des zones de très forte densité que sont les corticales.

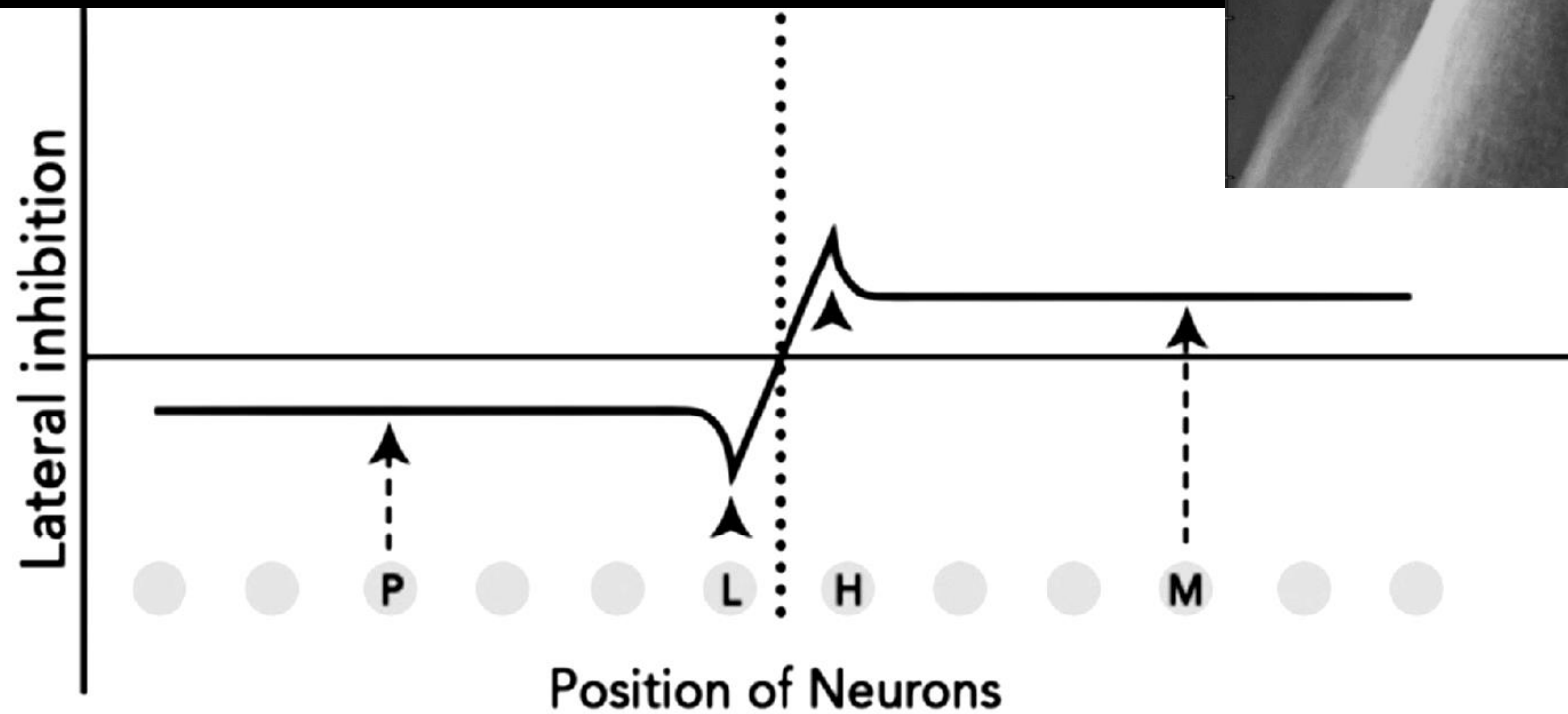
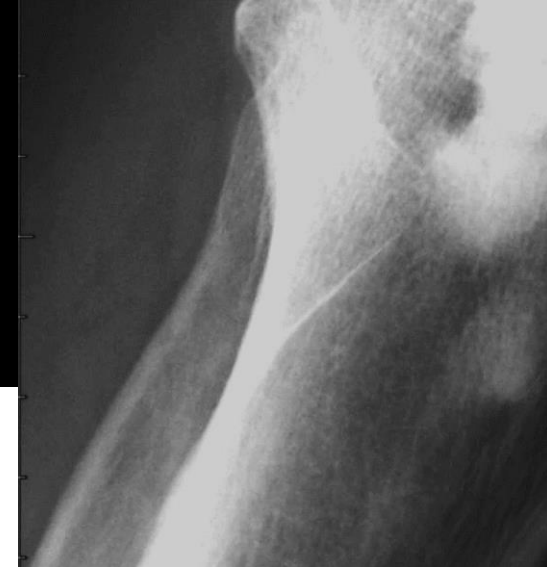
même lorsque la densité des corticales est moins importante, comme dans la fibula, on retrouve ce liseré noir qui silhouette la corticale

# Now You See It, Now You Don't: Visual Illusions in Radiology<sup>1</sup>

Christopher E. Buckle, MD<sup>\*</sup> • Vijay Udayappa, MD • Christopher M. Straus, MD

## TEACHING POINTS

RadioGraphics 2013; 33:2087-2102. Published online 10.1148/radiol.12122087 • Content codes: [ ] [ ] [ ] [ ]  
 From the Department of Radiology, University of Chicago Medical Center, 5843 S. Maryland Ave, Chicago, Ill 60637. Presented as an abstract at the 2010 RSNA Annual Meeting, Received October 12, 2012; revision requested December 10; final revision received September 6, 2013; accepted September 16. All authors have no financial relationships to disclose. Address correspondence to C.E.B. (e-mail: chubb@journal.com).  
<sup>\*</sup>Current address: University Radiology Group, Dart Braithwaite, NJ  
 ©RSNA, 2013 • radiographics.rsna.org



Negative (darker) mach band --->

<---Positive (lighter) mach band

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

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)

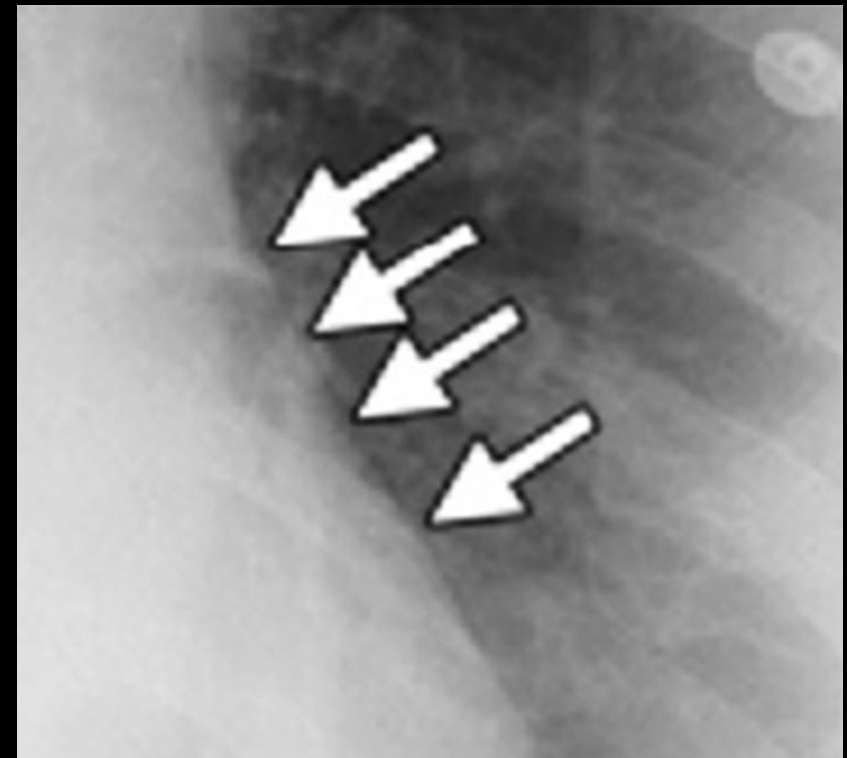


leur origine se situe dans la physiologie de la perception visuelle : inhibition ou excitation des neurones bipolaires situés de part et d'autre de celui qui a transmis un stimulus ,par les cellules horizontales de la rétine



exemple de bande de Mach sur la corticale de l'écaille occipitale, pouvant simuler un trait de fracture, sur une incidence "bouche ouverte"

exemple de bande de Mach silhouettant le bord du médiastin et en accroissant la visibilité



**IMAGING PHYSICS** 2087

**Now You See It, Now You Don't: Visual Illusions in Radiology<sup>1</sup>**

**TEACHING POINTS** Christopher E. Buckle, MD<sup>2</sup> • Viyan Udawatta, MD • Christopher M. Straus, MD

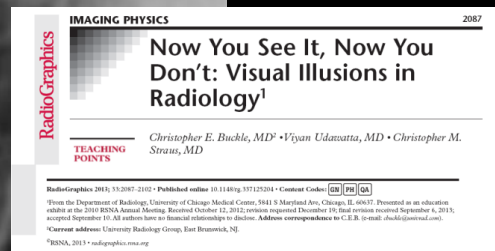
RadioGraphics 2013; 33:2087-2102 • Published online 10.1148/rg.337125204 • Content Codes: **GR PH QA**

<sup>1</sup>From the Department of Radiology, University of Chicago Medical Center, 5841 S Maryland Ave, Chicago, IL 60637. Presented as an education exhibit at the 2010 RSNA Annual Meeting. Received October 12, 2012; revision requested December 19; final revision received September 6, 2013; accepted September 10. All authors have no financial relationships to disclose. Address correspondence to C.E.B. (e-mail: [cbuckle@umich.edu](mailto:cbuckle@umich.edu)).

<sup>2</sup>Current address: University Radiology Group, East Brunswick, NJ.

©RSNA, 2013 • [radiographics.rsna.org](http://radiographics.rsna.org)

exemple de bande 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)

## Now You See It, Now You Don't: Visual Illusions in Radiology<sup>1</sup>

Christopher E. Buckle, MD<sup>2</sup> • Viyan Udawatta, MD • Christopher M. Straus, MD

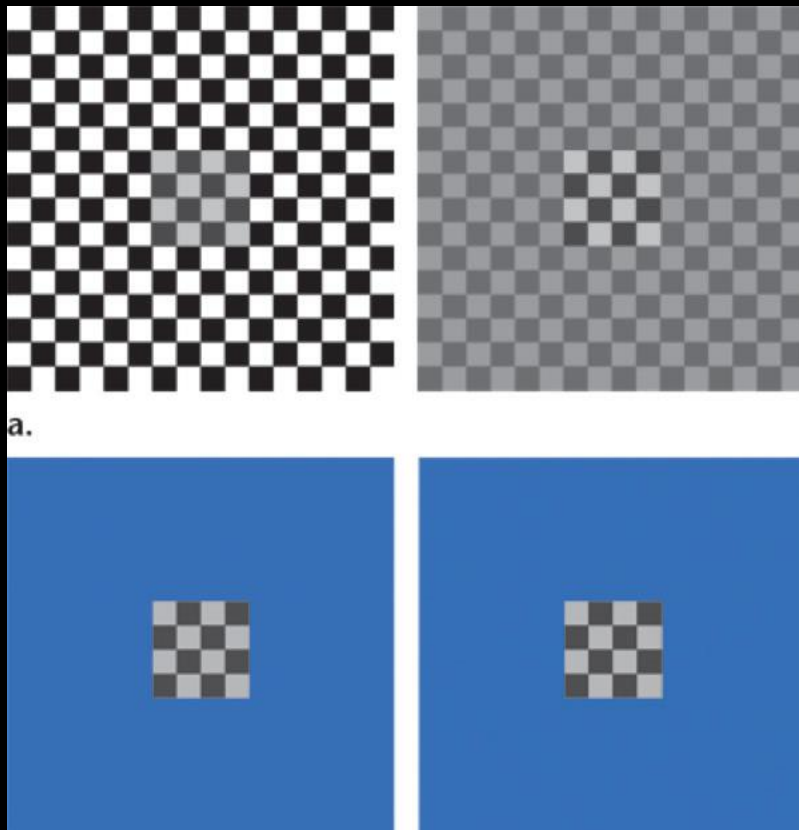
TEACHING POINTS

RadioGraphics 2013; 33:2087-2102 • Published online 10.1148/rg.337125204 • Content Codes:   

<sup>1</sup>From the Department of Radiology, University of Chicago Medical Center, 5841 S Maryland Ave, Chicago, IL, 60637. Presented as an education exhibit at the 2010 RSNA Annual Meeting. Received October 12, 2012; revision requested December 19; final revision received September 6, 2013; accepted September 10. All authors have no financial relationships to disclose. Address correspondence to C.E.B. (e-mail: [cbuckle@amrnet.com](mailto:cbuckle@amrnet.com)).

<sup>2</sup>Current address: University Radiology Group, East Brunswick, NJ.

©RSNA, 2013 • [radiographics.rsna.org](http://radiographics.rsna.org)



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

lorsque les 2 damiers sont masqués, les carrés centraux sont identiques

toute la technique de réglage du fenêtrage de visualisation des images numérisées repose sur l'utilisation "intelligente" (c'est à dire **en contrôlant les valeurs numériques** affichées de l'**ouverture** (WW pour window width) et du **niveau** (WL pour window level) de la fenêtre et pas en promenant au hasard et sans réfléchir la souris sur l'écran

Laissez la méthode des "essais et erreurs" aux médiocres ; mettez toutes les chances de votre côté en optimisant les fenêtres qui dans l'exploration des tissus mous sont toujours trop larges . **PINCEZ les fenêtres +++++**

A

A

ou

H



CAT

la vision de l'ensemble aide  
à reconstituer le tout..  
avec le risque des fausses  
reconnaisances

## 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 formidable pas en avant , à condition  
qu'on en utilise toutes les facettes et que l'on supprime  
définitivement les reproductions analogiques sur films ou papier (  
et bien entendu les négatoscopes , dernières scories de la  
radiologie du 20<sup>ème</sup> siècle)

-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 ++++

