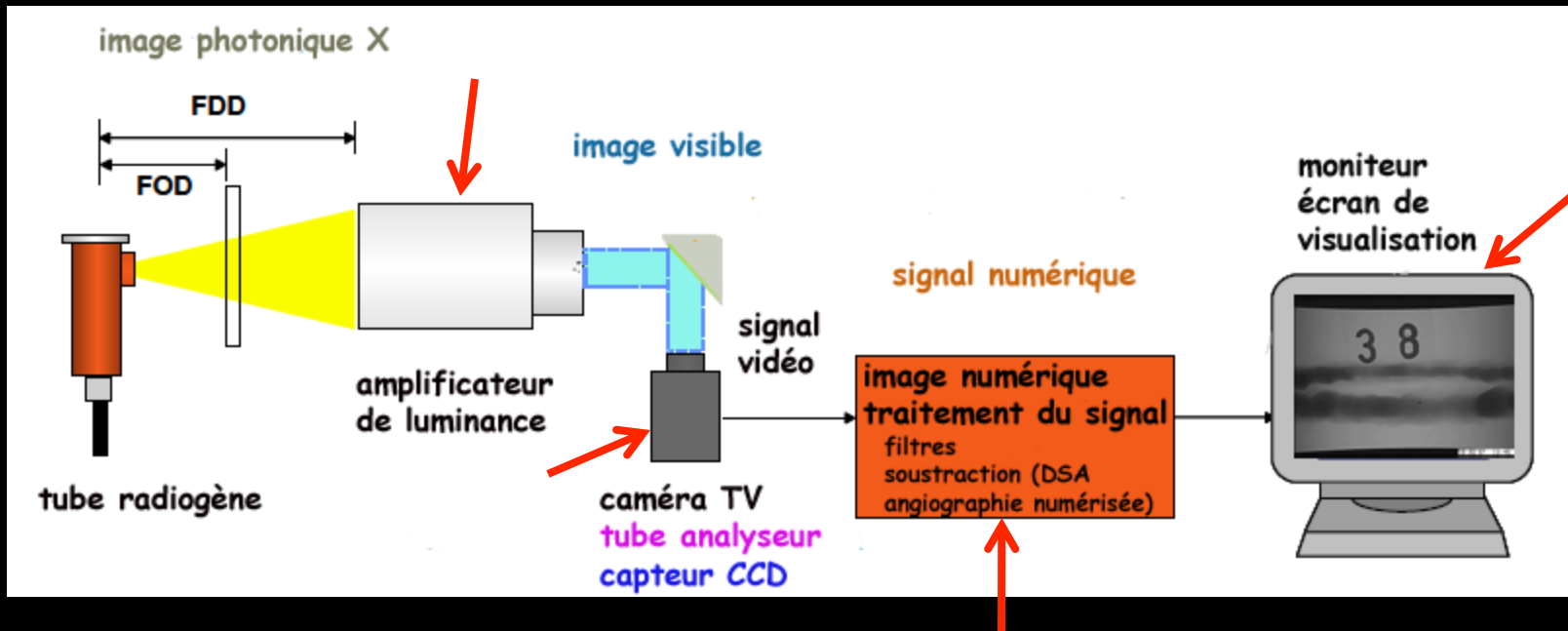


4. chaîne de télévision radiologique ; applications radioscopiques et radiographiques (angiographie numérisée : DSA = digital subtraction angiography)

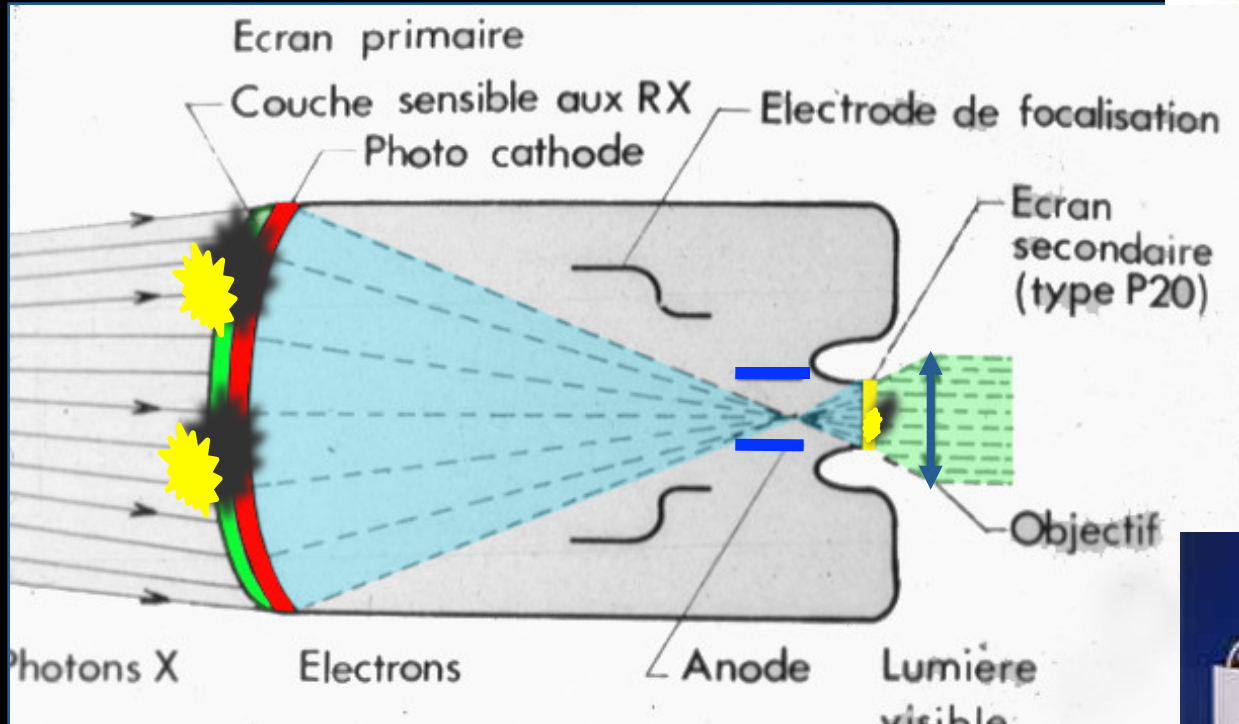
principaux éléments d'un système de télévision radiologique

- amplificateur de luminance (ou capteur plan "dynamique")
- caméra TV = optique + tube analyseur ou capteur CCD (charge-coupled device)
- chaîne TV (CCU = caméra control unit)
- moniteur de visualisation = CRT (cathodic ray tube)



l'amplificateur de luminance

schéma général



accélération des e^- par DDP : 25 - 35 kV
entre photocathode et anode ;
l'AL est un convertisseur d'énergie !!



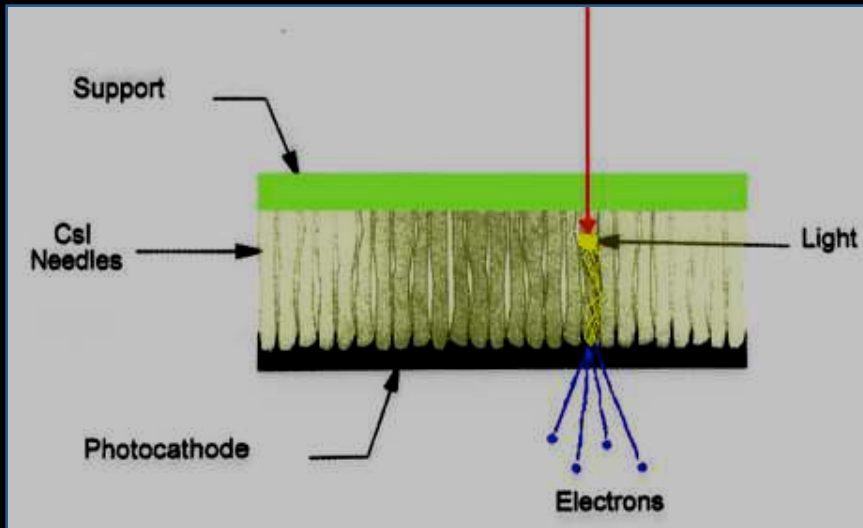
principaux constituants d'un AL

- tube à vide - face d'entrée titane
- **écran primaire** (11 à 40 cm ; 23-35 cm le plus souvent)
- .couche fluorescente +++ ZnS CdS initialement

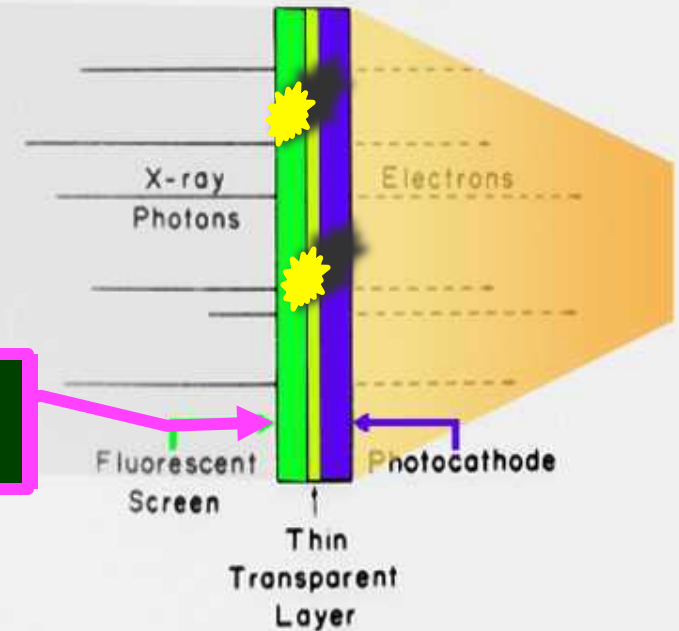
CsI ($400 \mu \times 5 \mu$) "aiguilles" \approx micro fibres optiques actuellement

.photocathode Sb_2S_3 trisulfure d'antimoine

diamètre 23 à 35 cm

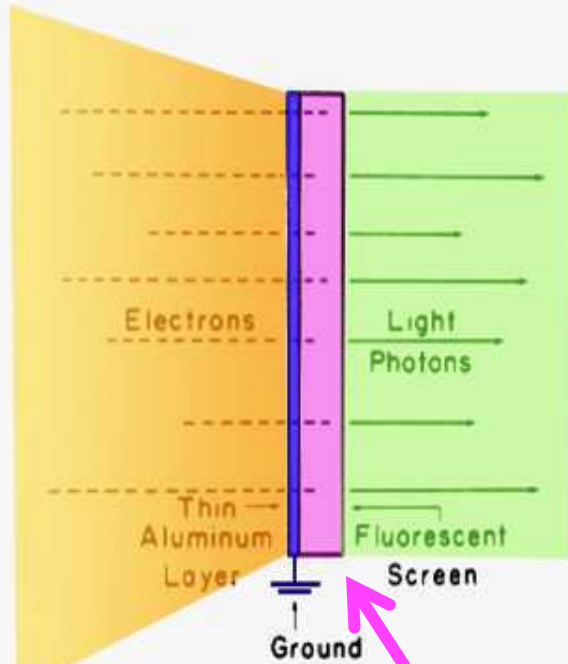


INPUT PHOSPHOR and PHOTOCATHODE



CsI

OUTPUT PHOSPHOR



écran secondaire

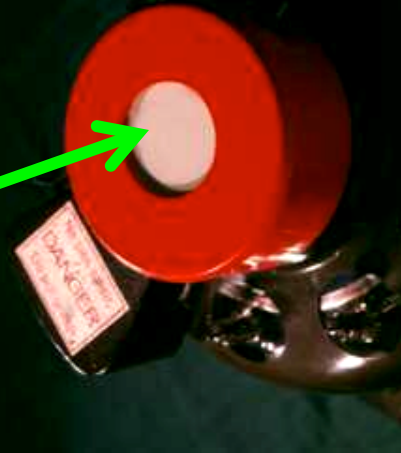
diamètre : 1 à 2,5 cm

ZnS CdS Ag

épaisseur 4 - 8 μ

taille cristaux 1 - 2 μ

diamètre \varnothing écran
secondaire : 20 mm \approx
1/10 \varnothing écran primaire



caractéristiques d'un AL

- gain d'un AL

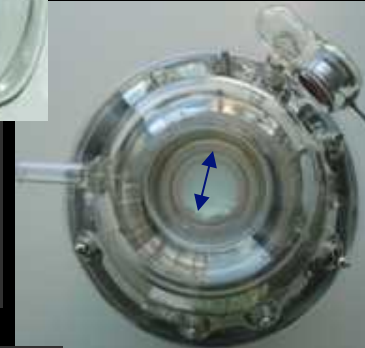
$$\frac{\text{luminance écran secondaire (Cd/m}^2\text{)}}{\text{luminance écran scopique de référence Paterson B2 (Cd/m}^2\text{)}}$$

valeur : 5000 à 10000

- facteur de conversion

$$\frac{\text{luminance écran secondaire (Cd / m}^2\text{)}}{\text{débit de dose écran primaire (mR / sec)}}$$

valeur : 100 à 200 Cd.sec/mR.m²



2 composantes du gain :

a) gain de minification

$$\text{surface écran I} / \text{surface écran II} = (D \text{ entrée})^2 / (D \text{ sortie})^2$$

≈ 100 à 150

b) gain de flux

gain du à l'accélération des électrons par la DDP

≈ 40 à 50

gain total = gain minification × gain flux

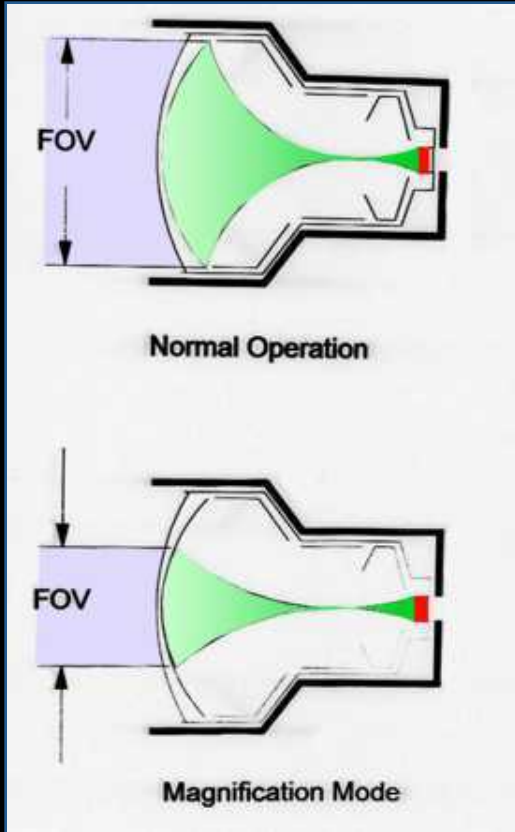
≈ 5000 à 10000

champ électrique

accélération des e^- 25 à 35 kV

électrodes de focalisation

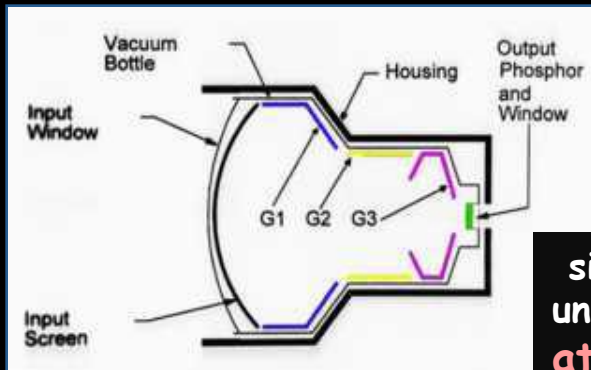
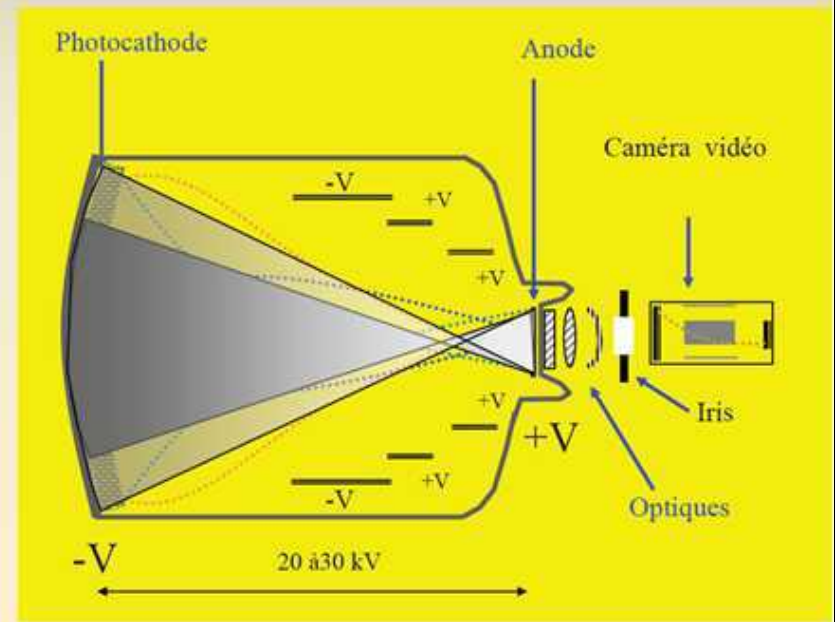
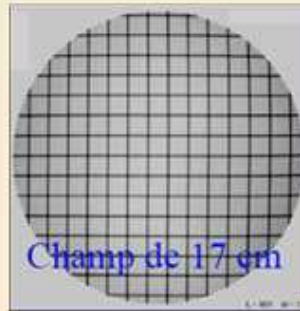
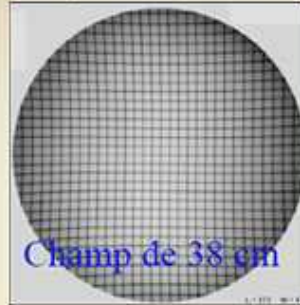
(loupe électronique)



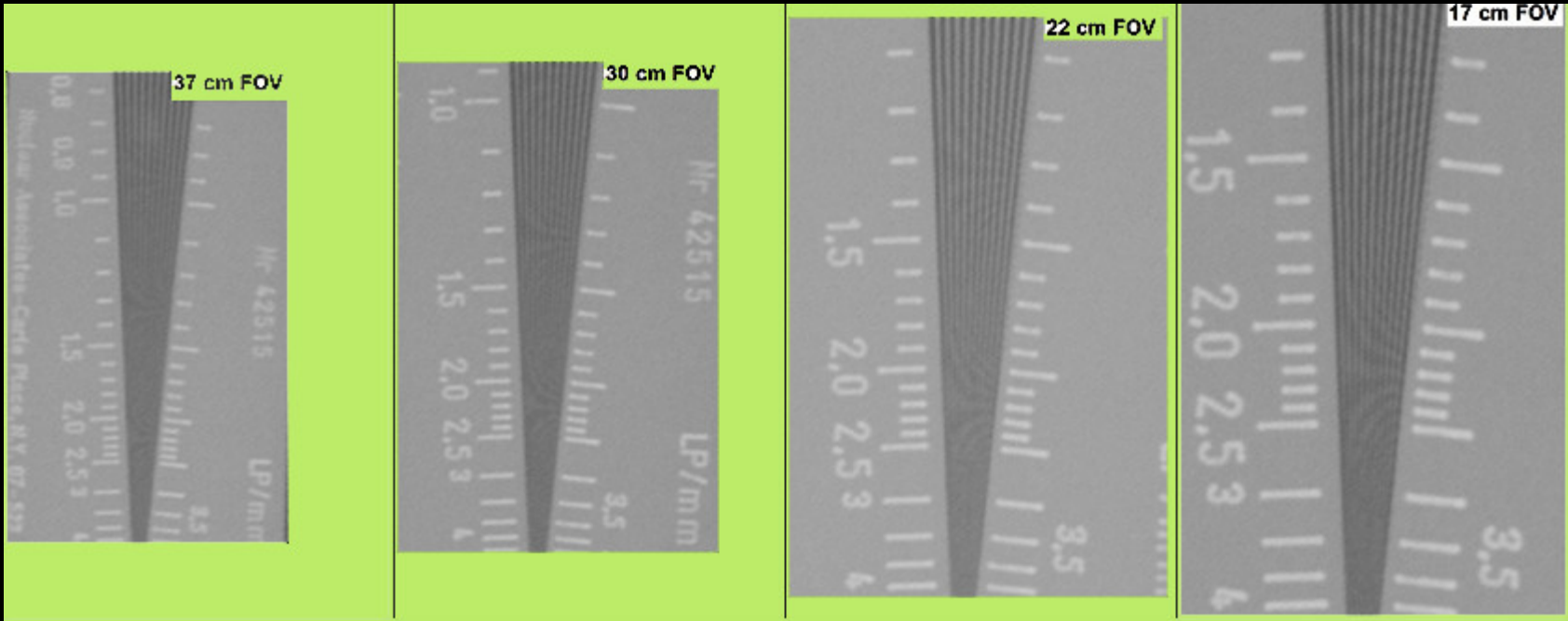
Modification du champ de l'amplificateur (loupe électronique)

Lentilles électrostatiques

(3 bobines circulaires pour 3 focales)



si on veut garder la même luminance en passant d'un champ de 38 cm à un champ de 17 cm, il faut multiplier la dose par 4 à 5, au minimum ...
**attention chez l'enfant et en radiologie (cardiologie+++)
interventionnelle**



la loupe électronique accroît la résolution spatiale

08 pl/cm en champ de 37 cm

11 pl/cm en champ de 30 cm

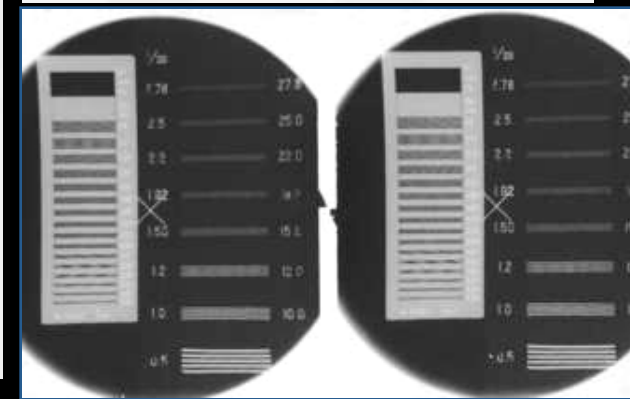
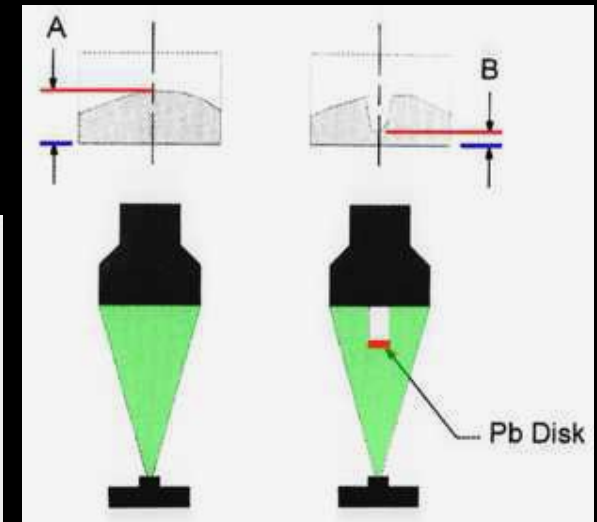
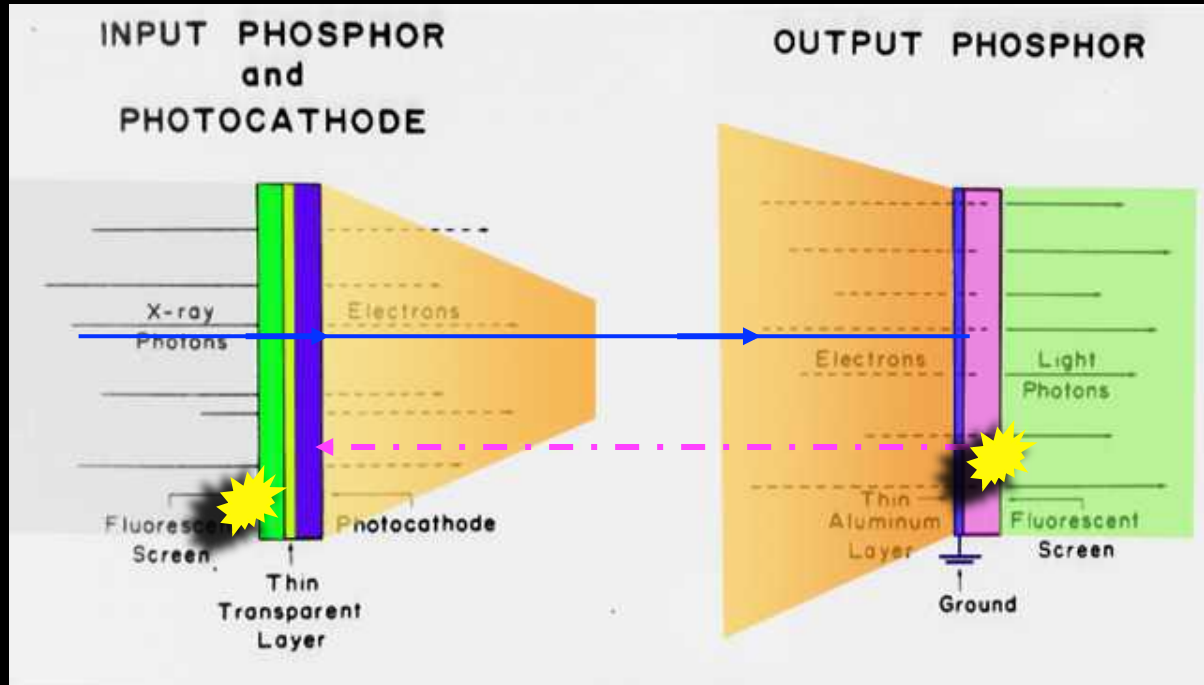
15 pl/cm en champ de 22 cm

20 pl/cm en champ de 17 cm

mais il faut augmenter l'exposition jusqu'à 6 à 10 fois pour garder une luminance identique

contraste des images fournies par l'AL

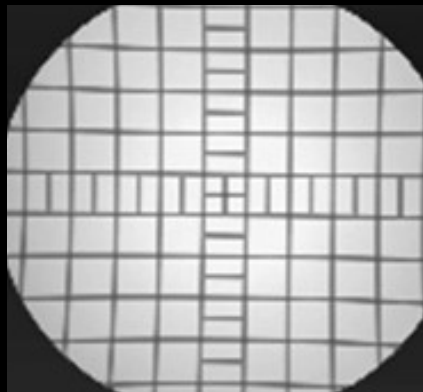
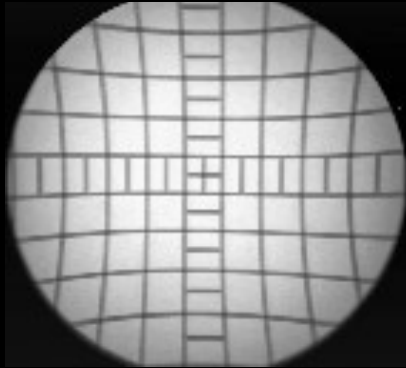
causes de perte de contraste dans un AL



amélioration de la DQE de l'écran primaire CsI +++
noircissement de la face d'entrée de l'écran secondaire
plaque de collection des électrons de l'écran secondaire

NB : la mise e place d'une grille antidiffusante devant l'écran primaire améliore nettement le contraste des images mais également l'exposition des patients (et du personnel)

distorsion des images fournies par l'AL



la géométrie ronde de l'AL est responsable d'une double distorsion des images :

distorsion **géométrique**

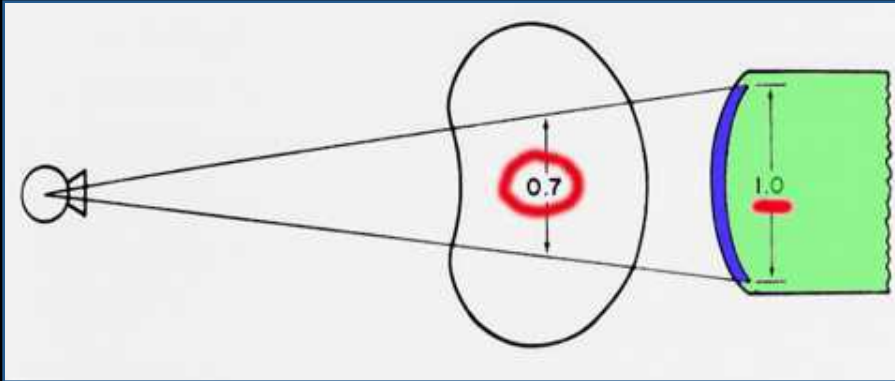
distorsion **de luminance** = vignettage

le centre de l'image a :

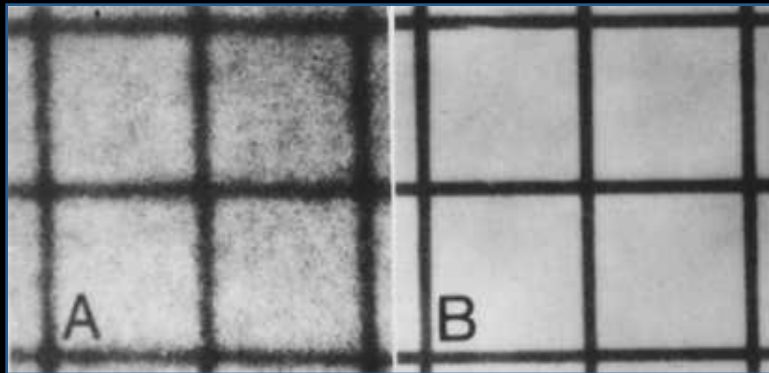
la luminosité maximale ,
le minimum de déformation ,
le minimum de flou .

tout **champ magnétique** entraîne une distorsion sigmoïde de l'image

bruit des images fournies par l'AL



champ d'entrée nominal et champ couvert par l'AL

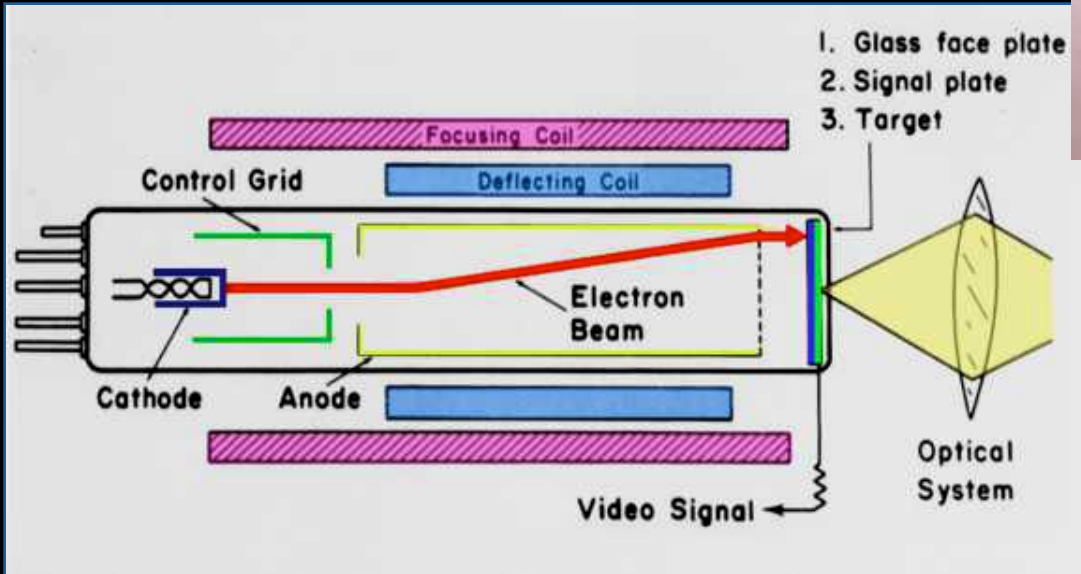


le bruit global est essentiellement lié au **bruit quantique** et dépend donc du nombre de photons utilisés pour créer l'information, donc :

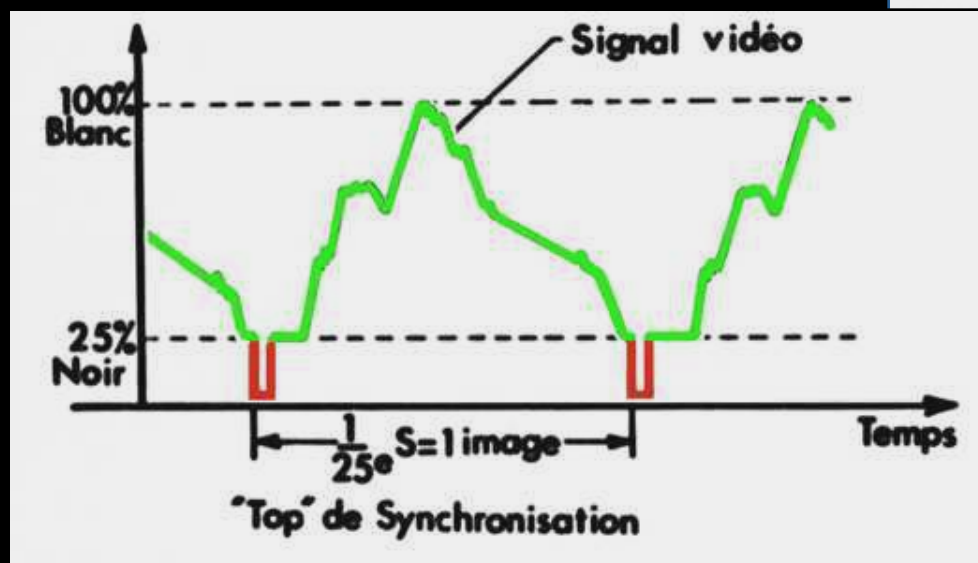
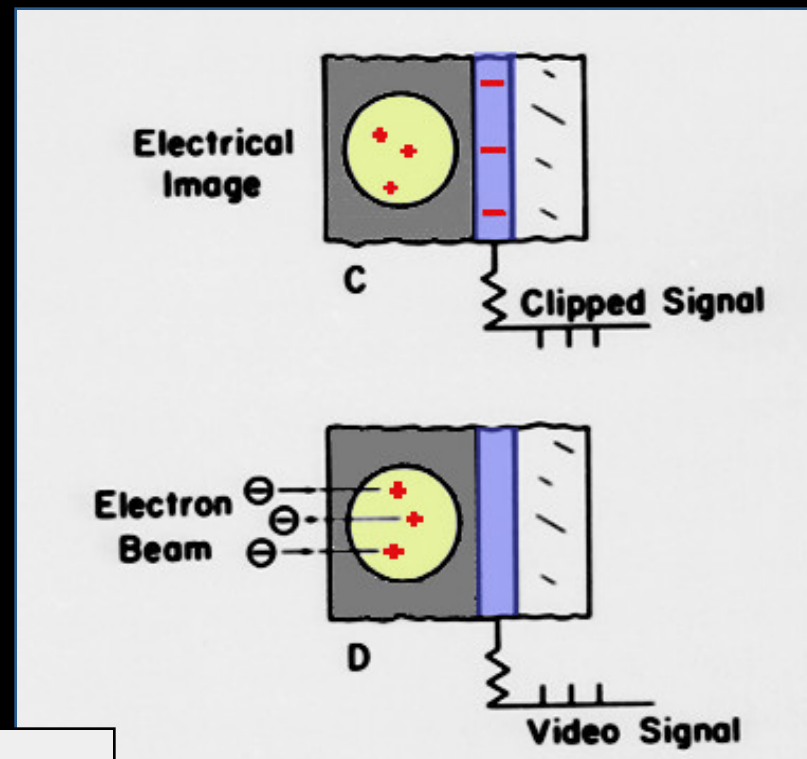
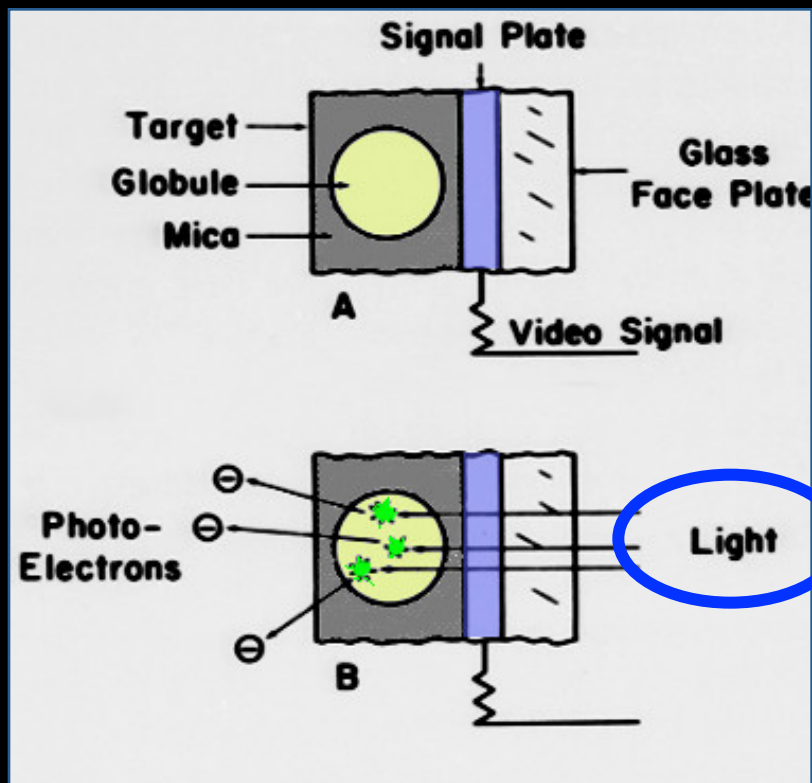
- du **milliampérage**
- du **gain** de l'AL; si le gain est élevé (grand champ) ,le niveau de bruit est maxi .

caméra TV = optique + tube analyseur ou CCD

tube analyseur principe



optique de la camera



constitution du signal vidéo

variétés de tubes analyseurs

vidicon Sb_2S_3 trisulfure antimoine

rémanence +++

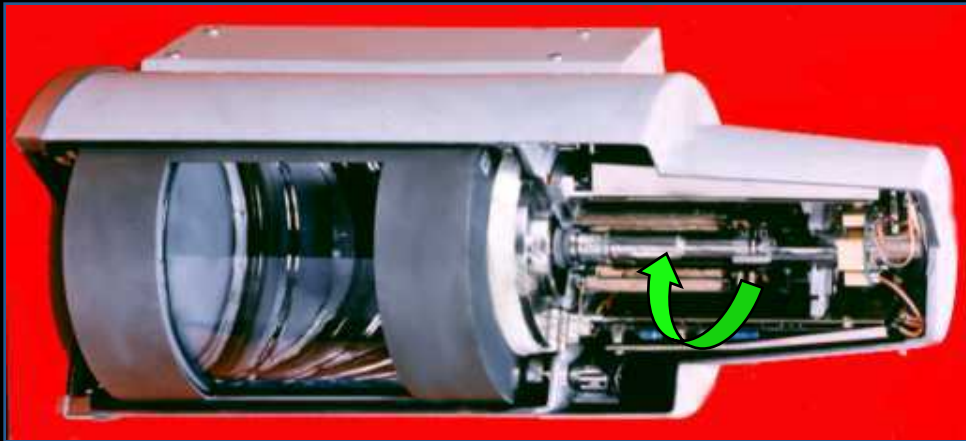
effets > 0 (bruit moins apparent en scopie)

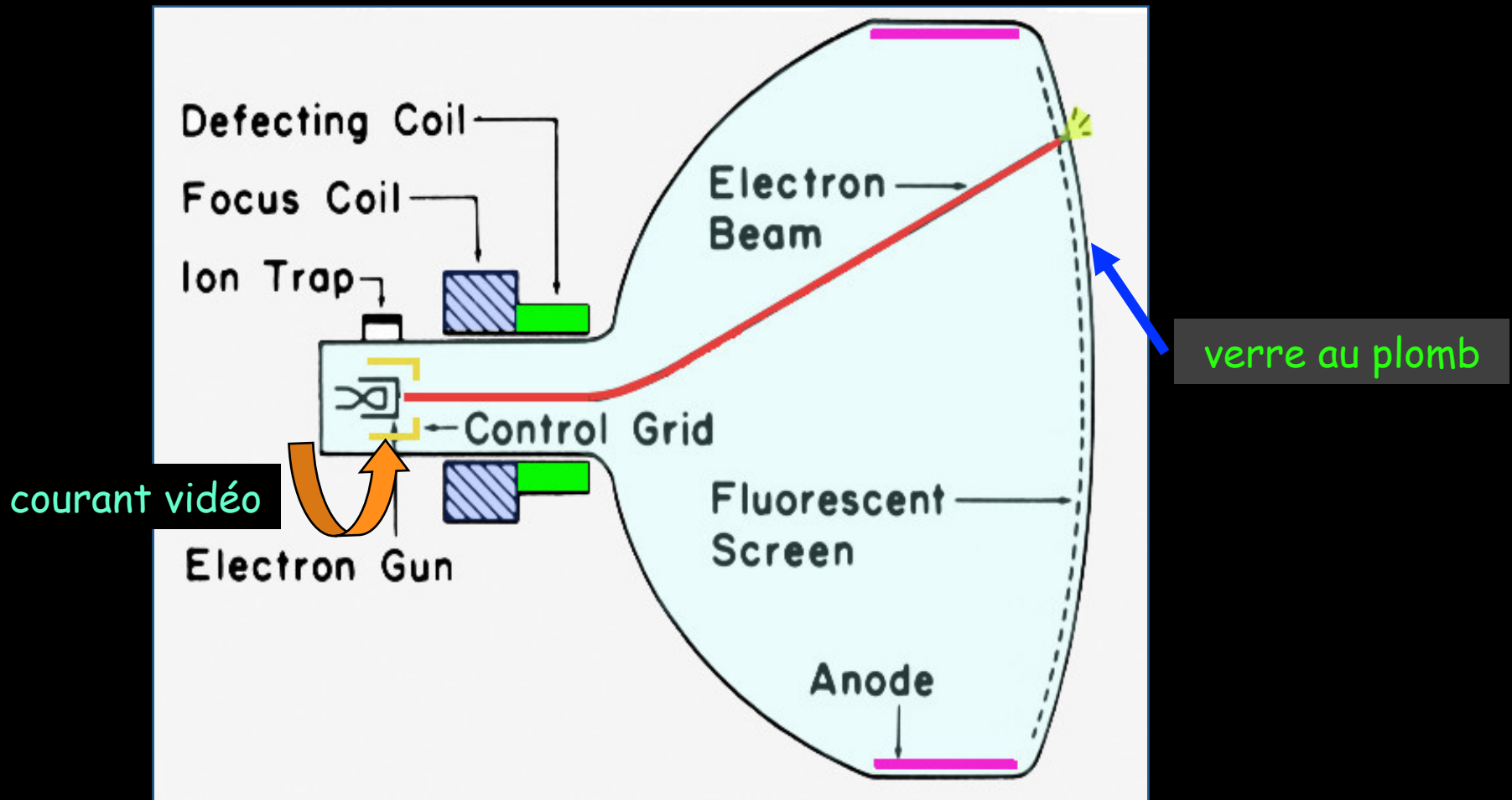
et < 0 (images fantômes)

plumbicon PbO

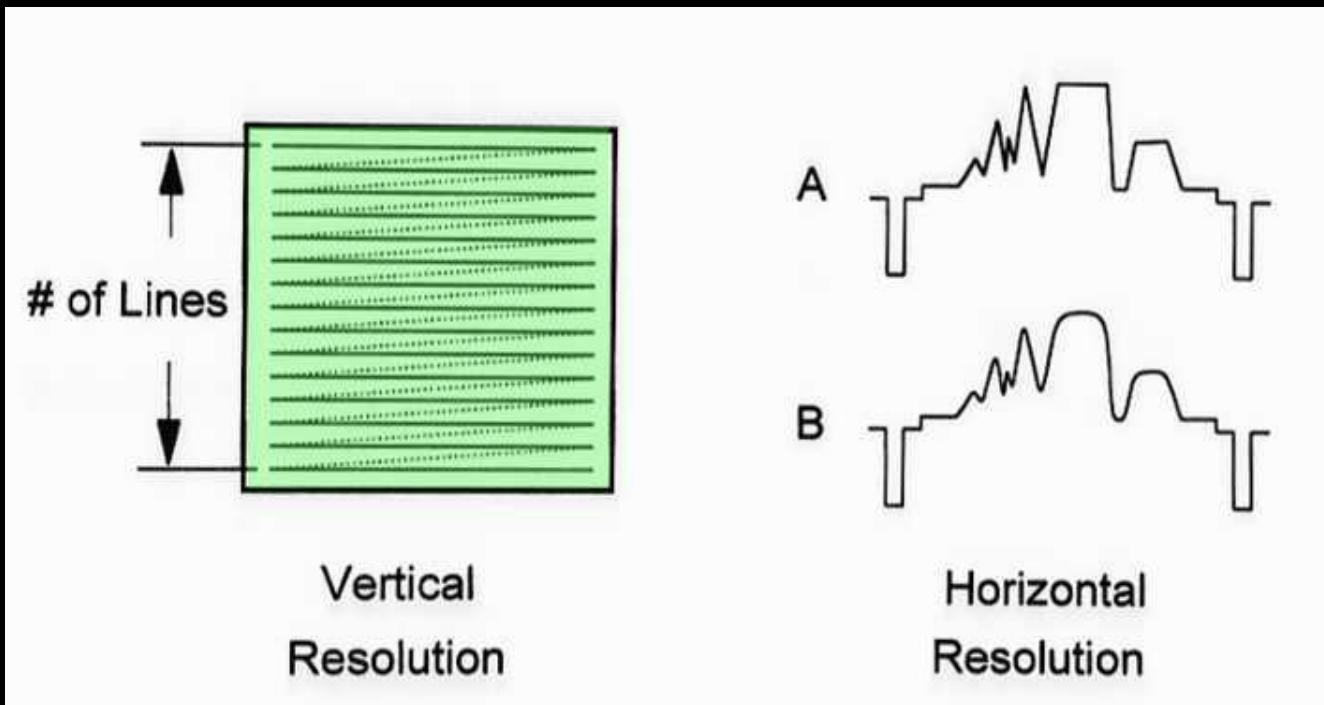
rémanence faible

DSA +++





tube image (CRT = cathodic ray tube)
moniteur de visualisation



la résolution spatiale est fonction :

- du **nombre de points analysés dans chaque ligne**
- du **standard de balayage**
 - 625 lignes 50 Hz Europe (400 points/ligne)
 - 525 lignes 60 Hz Amérique du nord
- en **haute résolution**
 - 1400 lignes 50 ou 100 Hz

bande passante = poids d' une image x nombre d' images / unité de temps

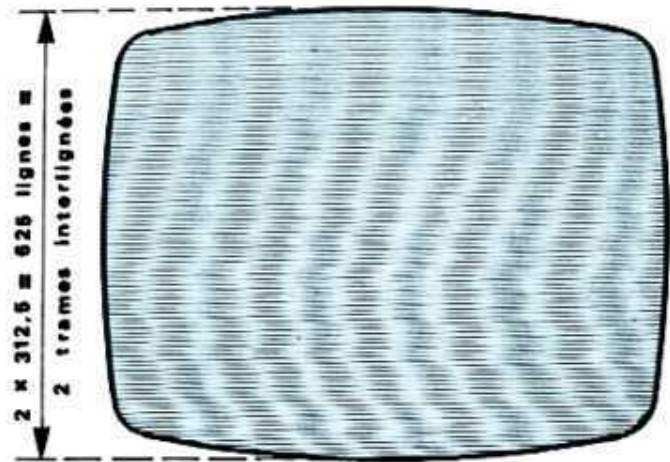
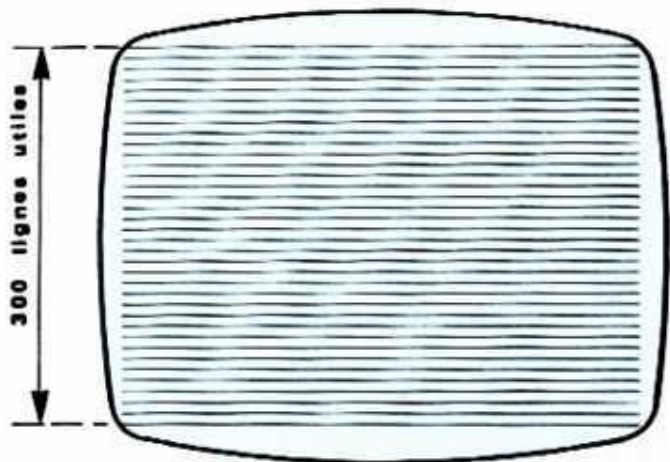
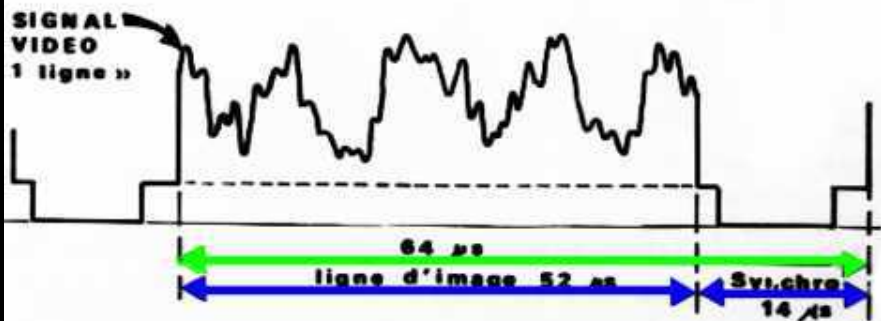


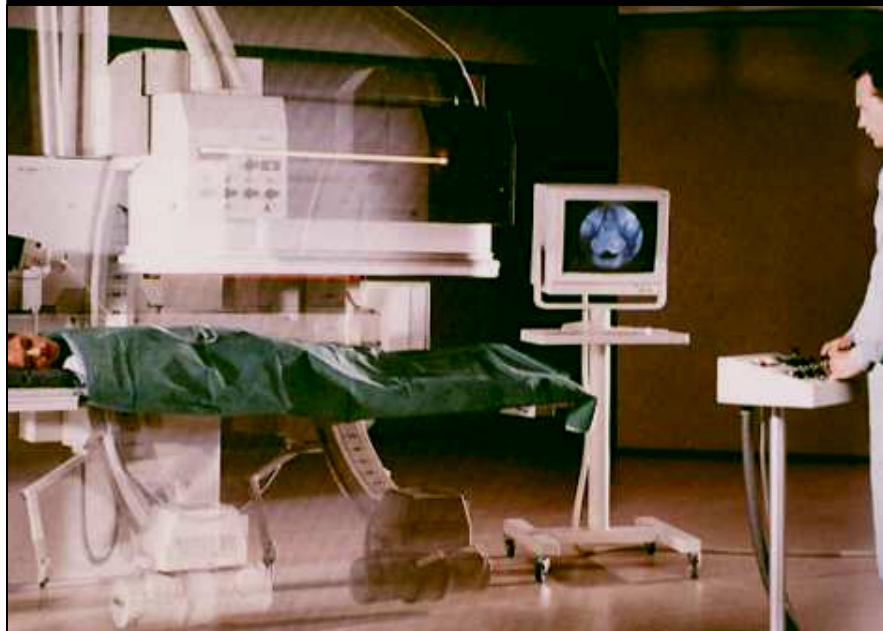
IMAGE COMPLETE =
2 TRAMES
 paire +
 impaire



TRAME UTILE



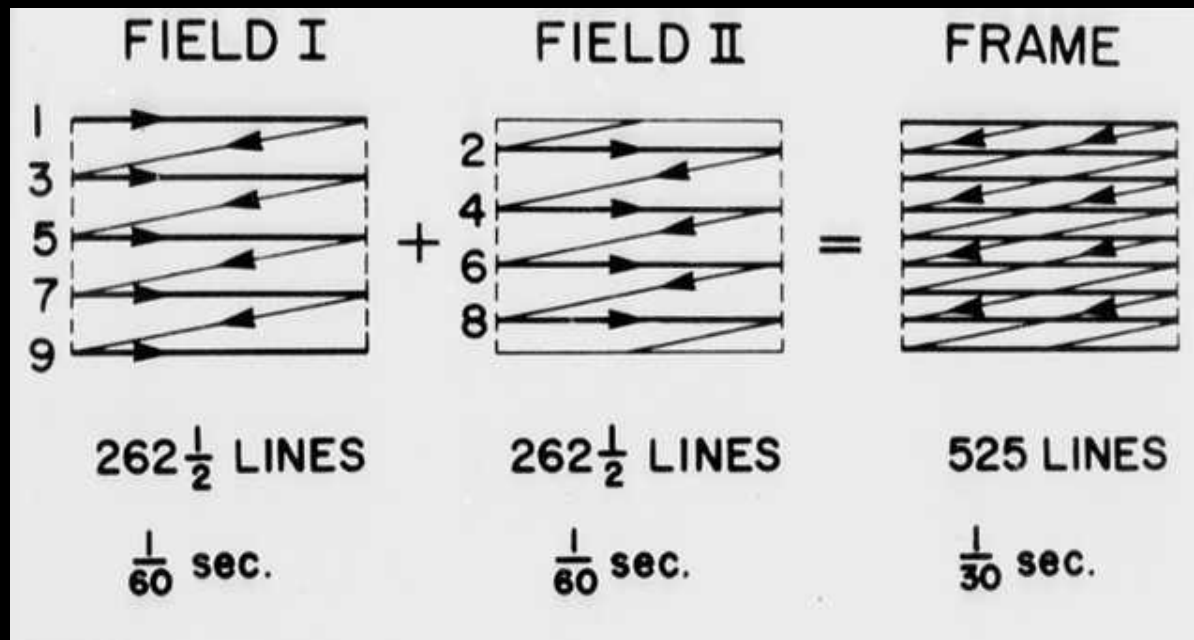
une image est constituée de 2 trames :
 - trame des lignes **paire**
 - trame des lignes **impaires**



2 modalités de balayage selon l'utilisation

en **fluoroscopie** : balayage **entrelacé** pour dépasser la fréquence de perception du scintillement

en **fluorographie** : balayage **progressif lent**



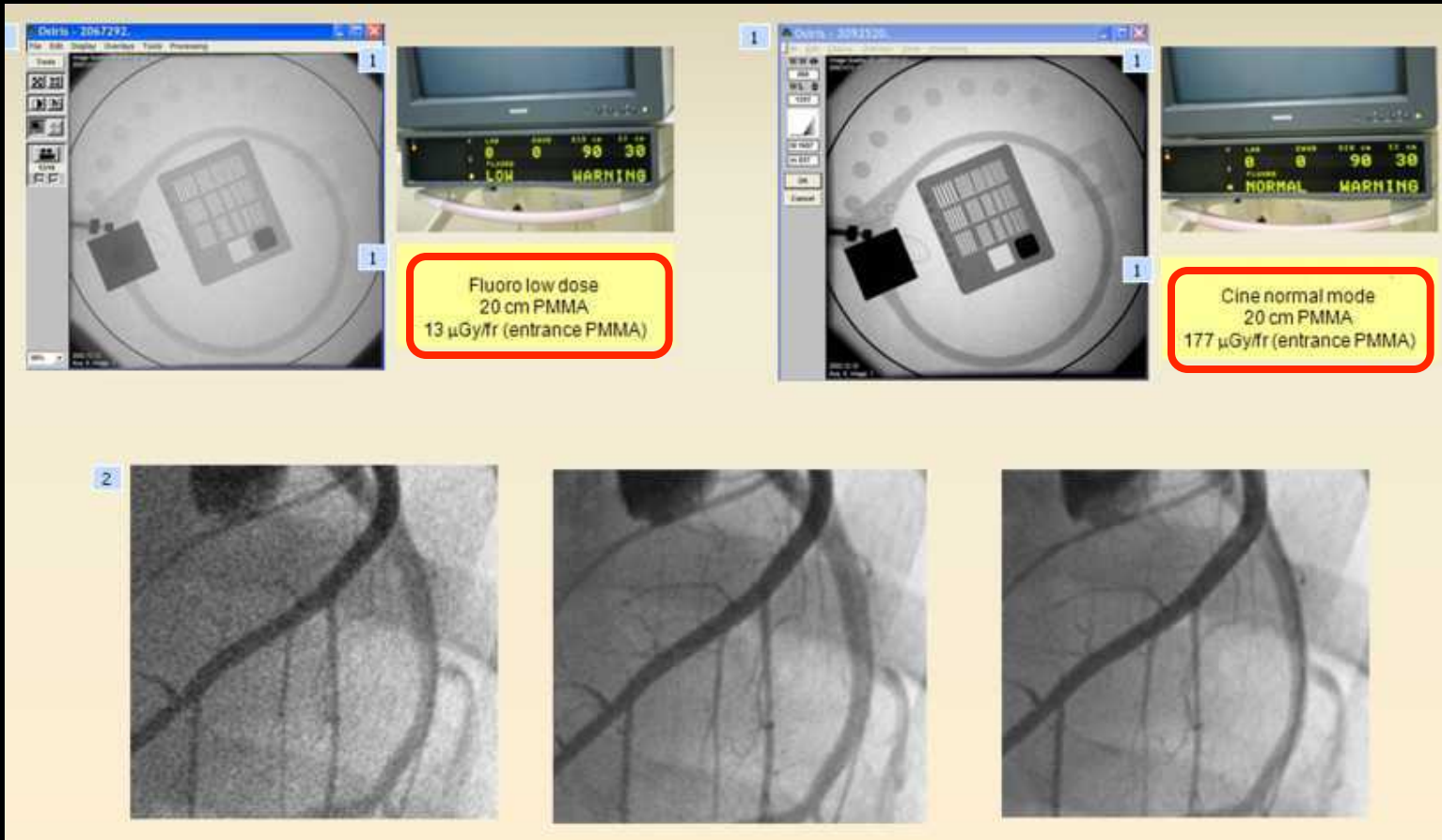
le balayage entrelacé des trames (frames) **multiplie par 2 la fréquence de lecture** et permet de passer au delà du seuil de perception du scintillement

contrôle automatique de l'exposition (automatic brightness control ABC)

Principe : 2 techniques

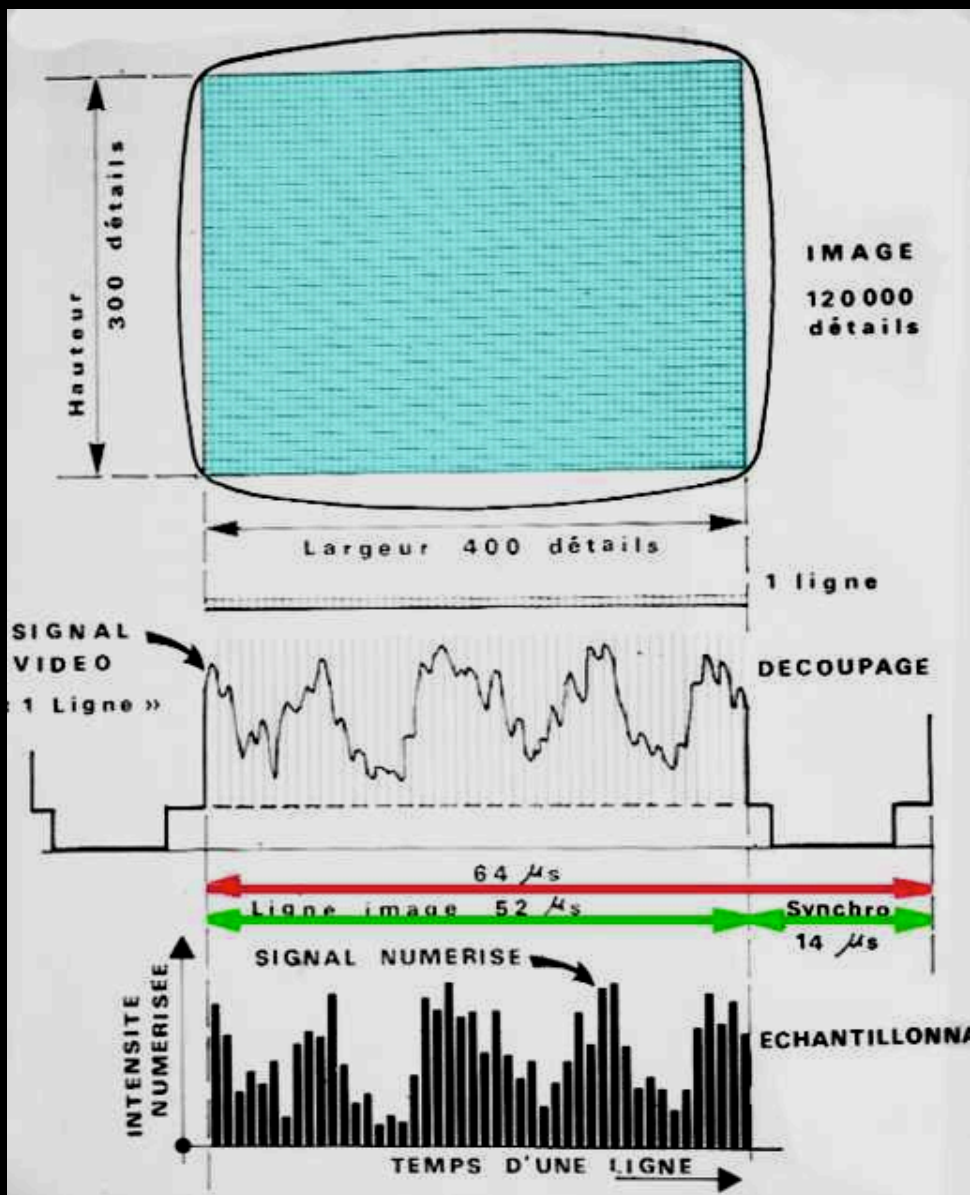
- cellule photosensible derrière l'écran II régulation mA et/ou kV
- mesure du signal vidéo dans une zone circulaire centrale

la régulation des kV : privilégie la dose d'exposition



réduction de dose et qualité d'image ; il faut choisir le meilleur compromis

numérisation du signal en fluorographie



balayage progressif

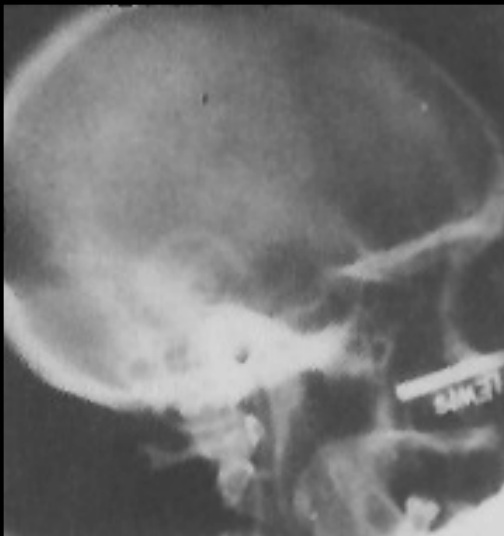
amplification du signal

échantillonnage de valeurs discrètes conversion A/N

profondeur de codage des pixels
nombre de niveaux de gris

post-traitements divers

soustraction



temps 0 = scout view

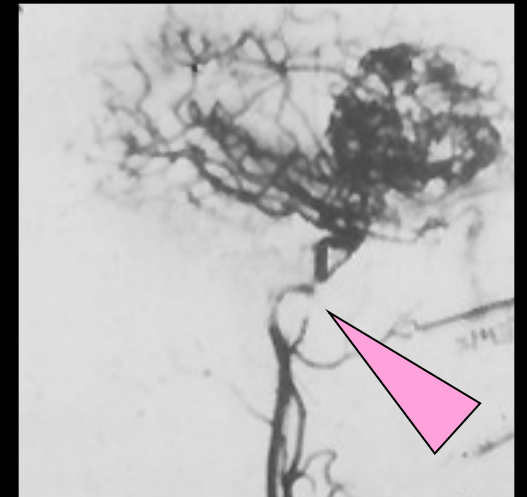


masque = 1 / temps 0



angiographie "standard "
= non soustraite

+ masque
+
inversion de
densité



angiographie "soustraite "



temps 0 = scout view



masque = 1 / temps 0

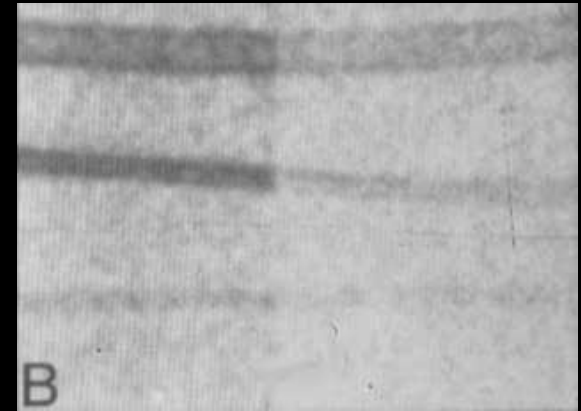
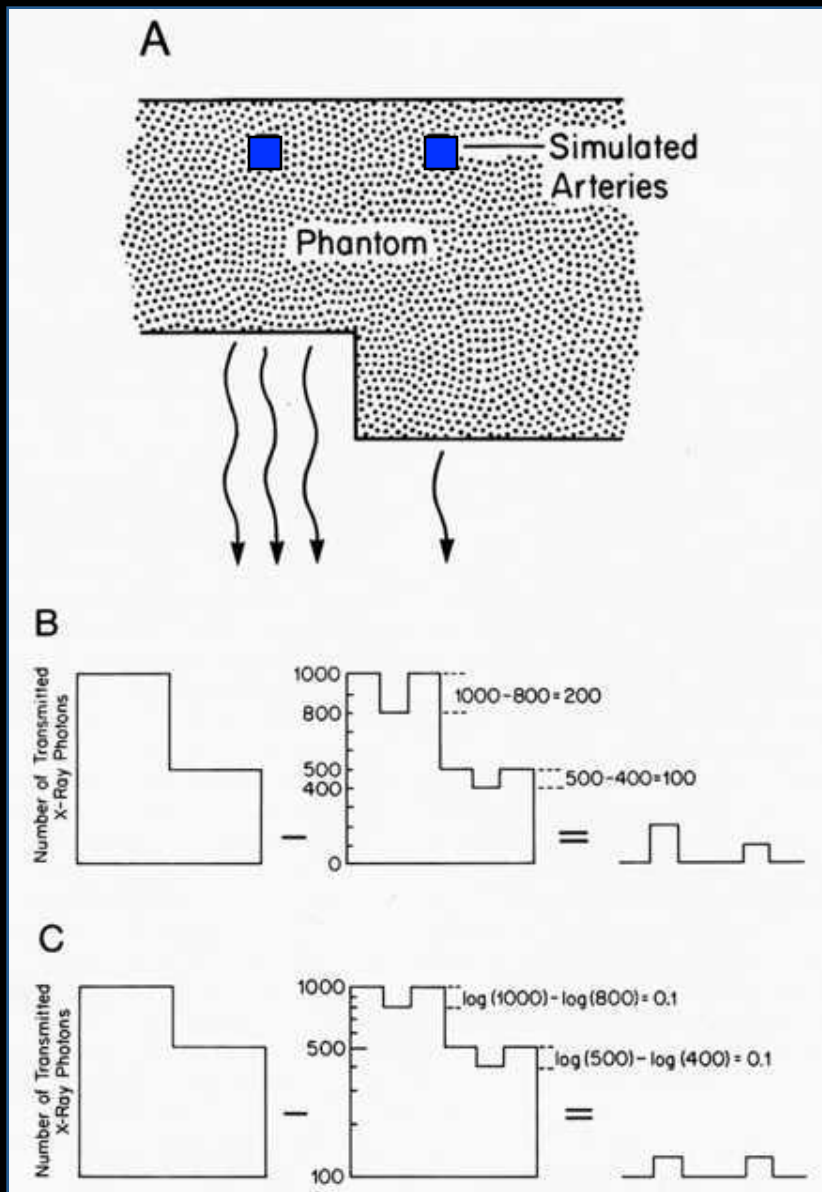


cliché injecté



cliché "soustrait "

amplification du signal (en DSA)



soustraction après
amplification linéaire



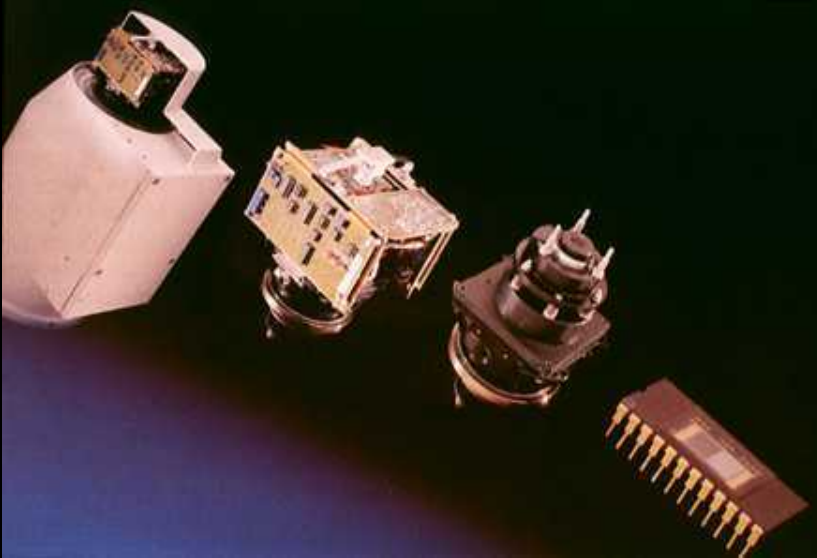
soustraction après
amplification logarithmique

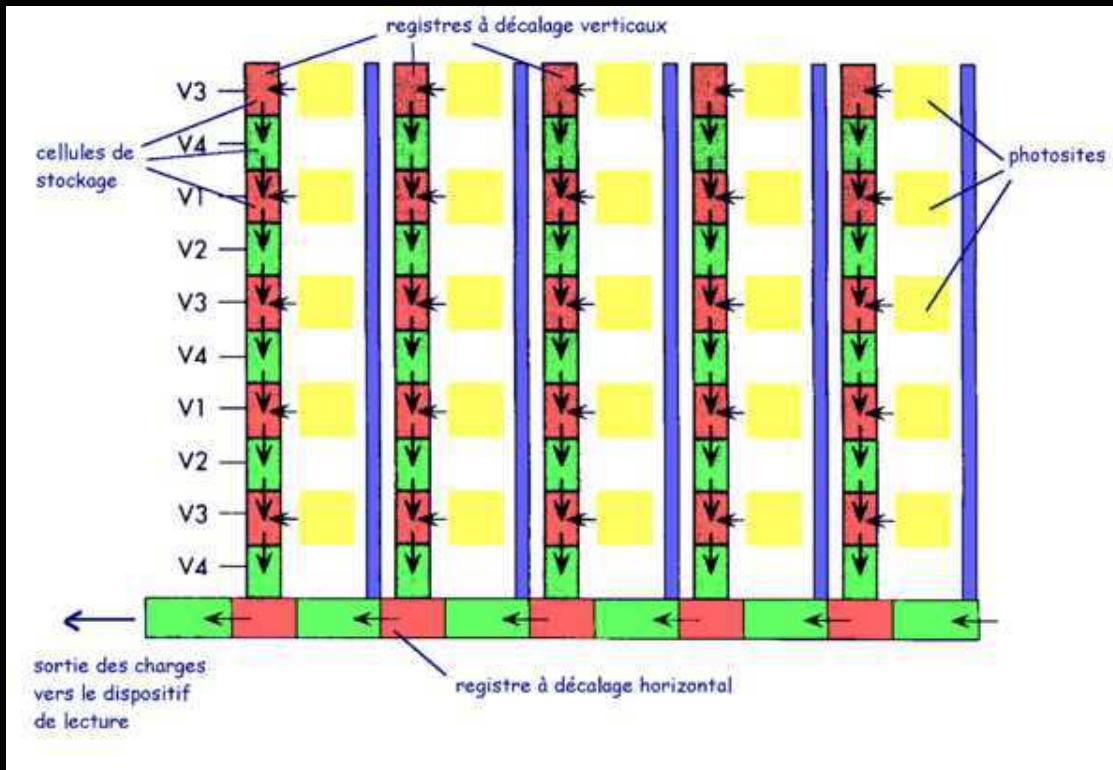
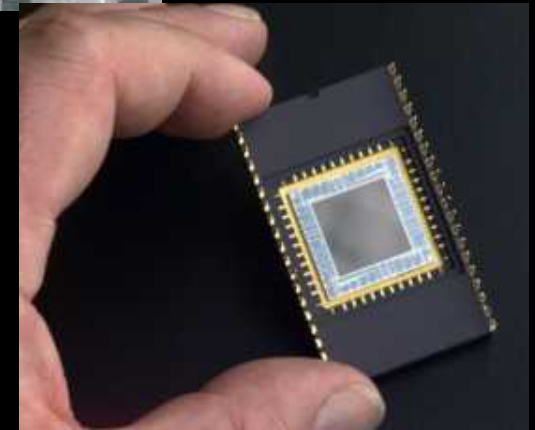
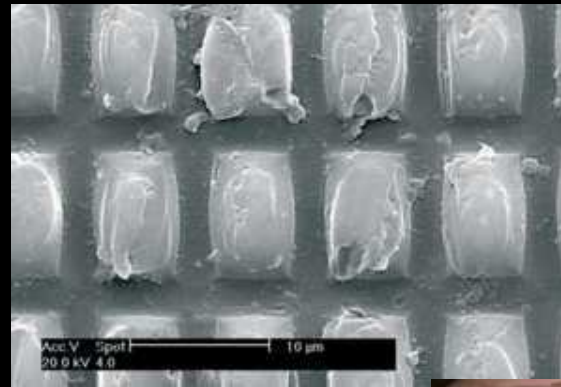
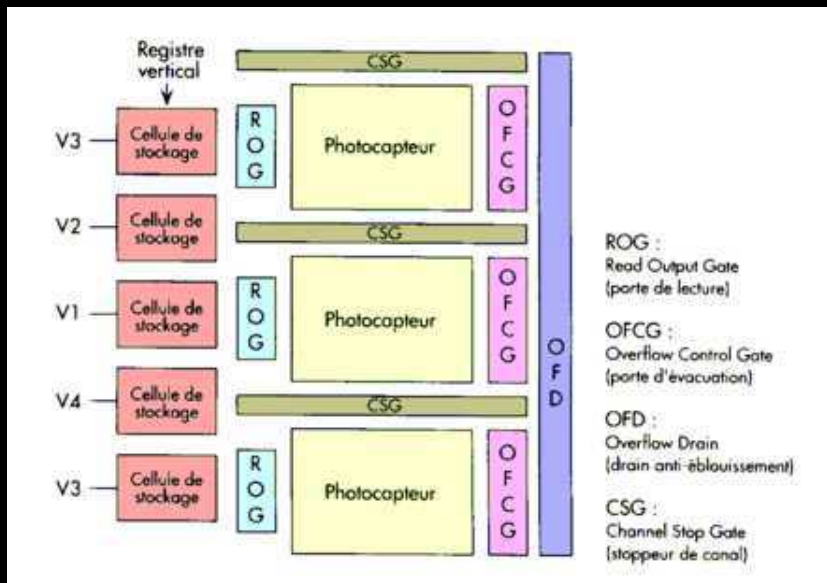


qualité image en DSA : bruit quantique et visibilité de 3 cathéters

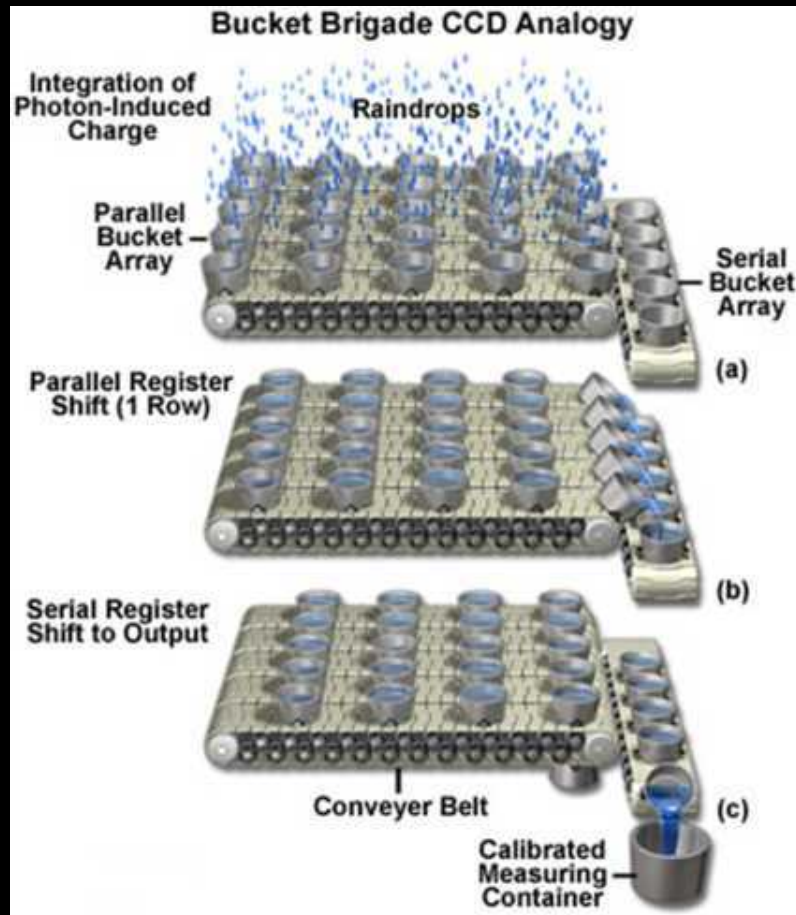
A,B,C expositions relatives de 1 , 4 , 16
D = id C avec fenêtrage plus serré

AL et capteurs CCD





avantages des capteurs CCD / tube analyseur



-faible encombrement et faible poids

-consommation < 1 W / 10 W

-insensibles aux champs magnétiques

-non rémanents

-sensibilité et dynamique supérieures

-réponse linéaire à l'augmentation de la lumière

-durée de vie illimitée (?) / 3000 à 5000 h pour les tubes analyseurs

-pas de distorsion géométrique, résolution spatiale constante en tous points de l'image

-temps d'intégration modulables (résolution dynamique)

-meilleure FTM



merci de votre attention

