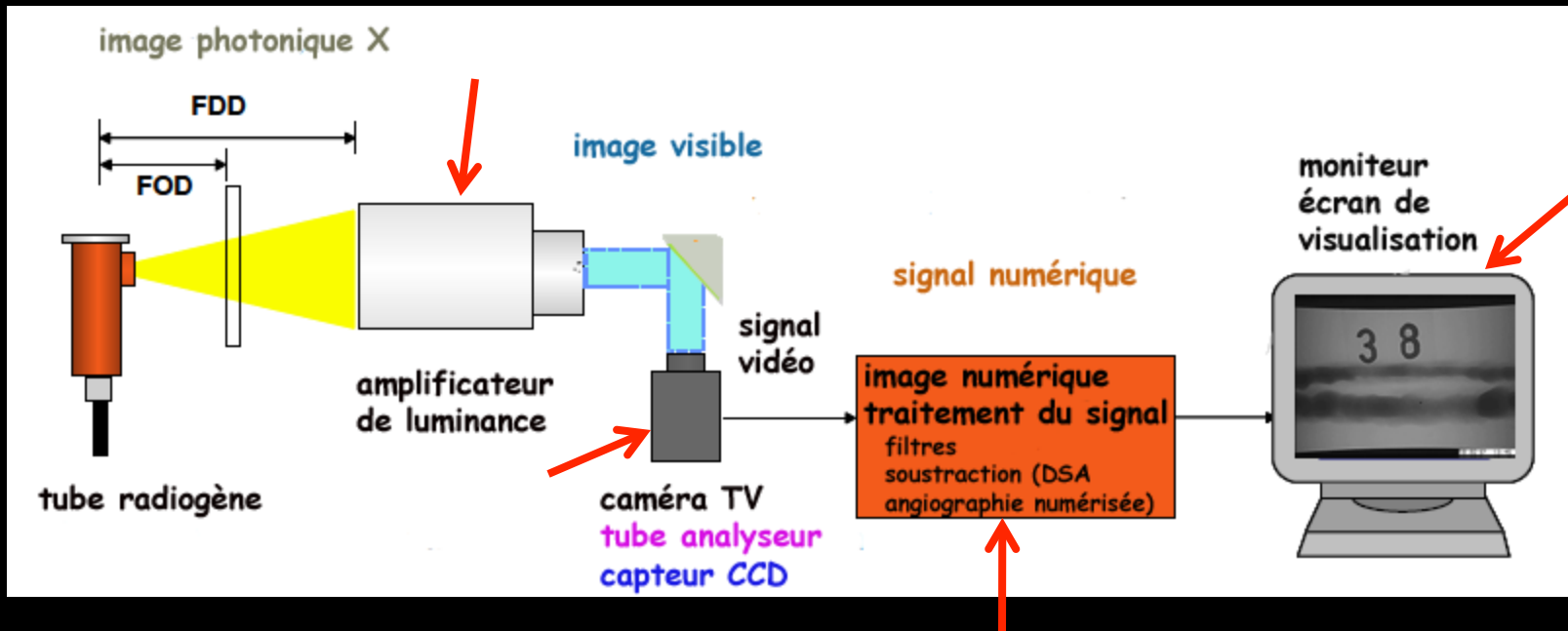


4. chaîne de télévision radiologique ; applications radioscopiques et radiographiques (angiographie numérisée : DSA = digital subtraction angiography)

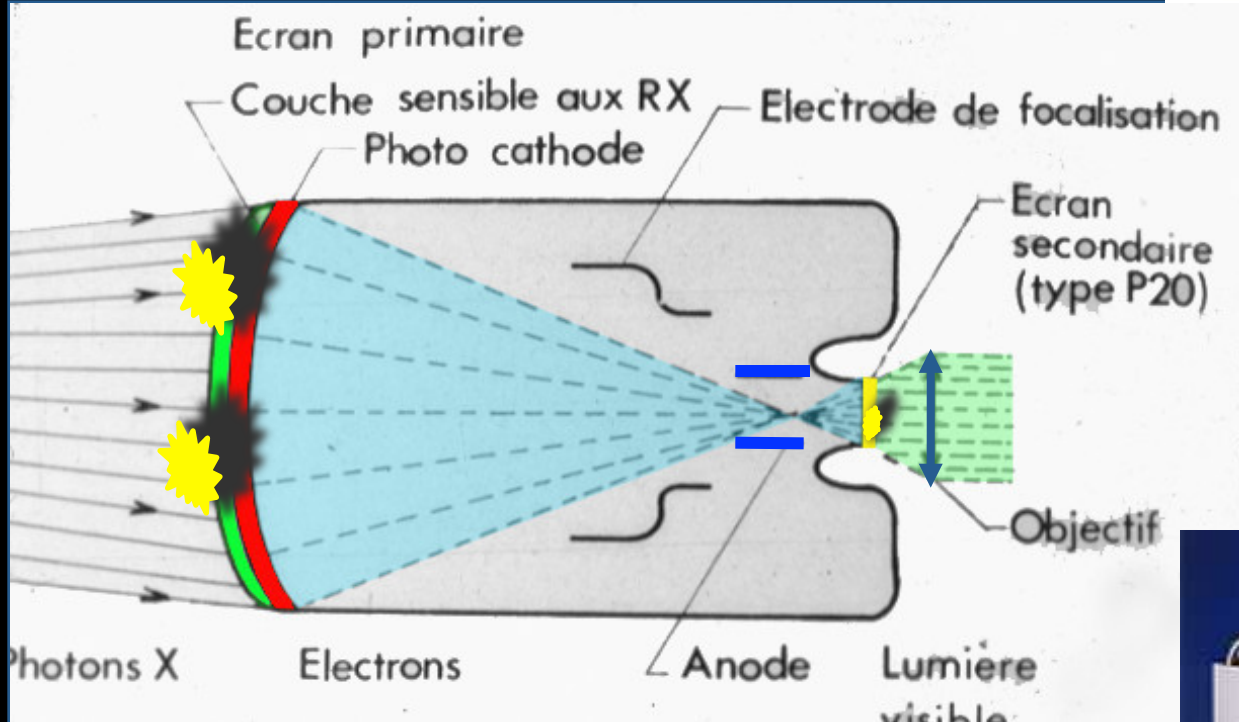
principaux éléments d'un système de télévision radiologique

- 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 !!



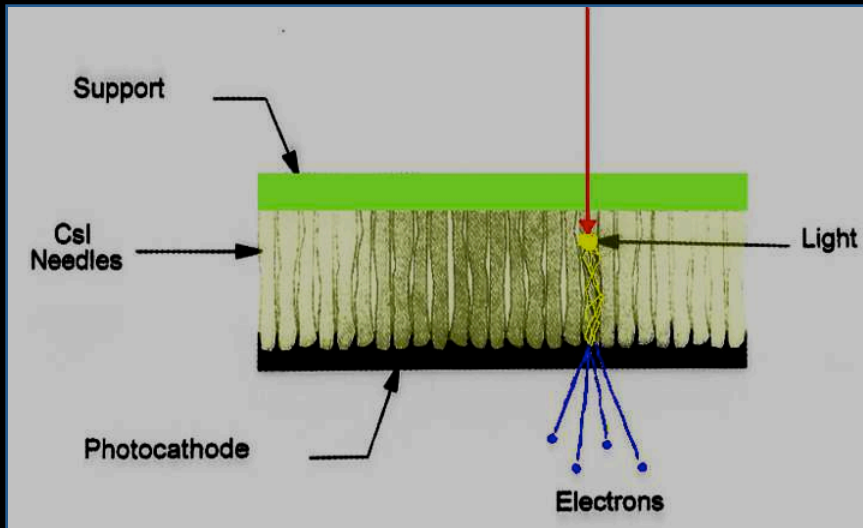
principaux constituants d'un AL

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

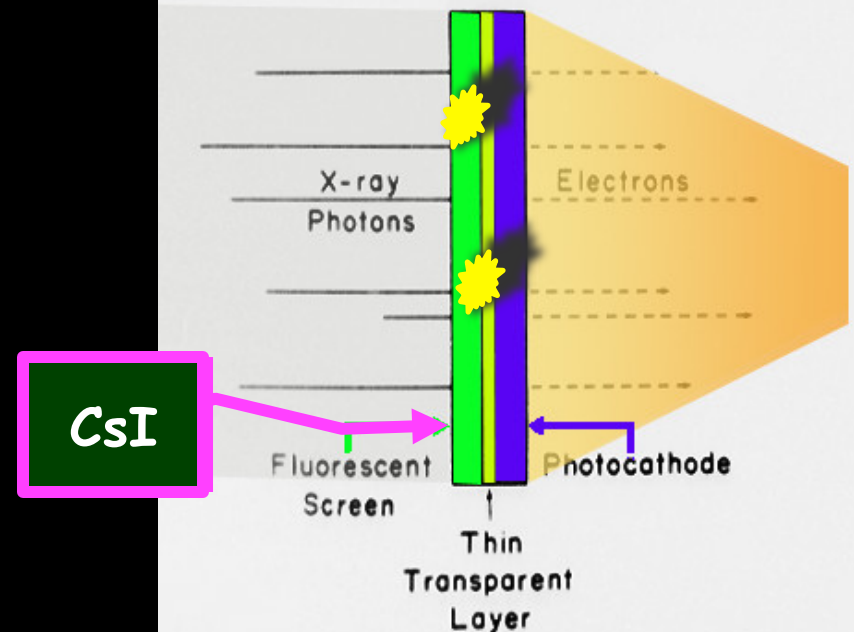
CsI ($400 \mu \times 5 \mu$) "aiguilles" \approx micro fibres optiques actuellement

.photocathode Sb_2S_3 trisulfure d'antimoine

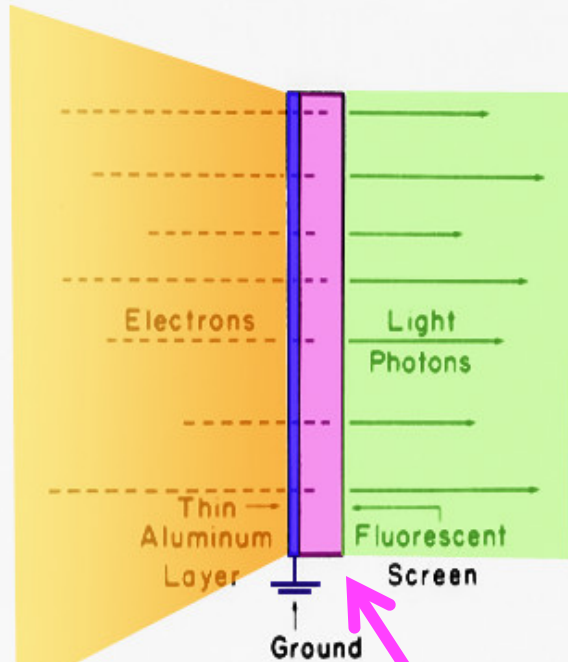
diamètre 23 à 35 cm



INPUT PHOSPHOR and PHOTOCATHODE



OUTPUT PHOSPHOR



écran secondaire

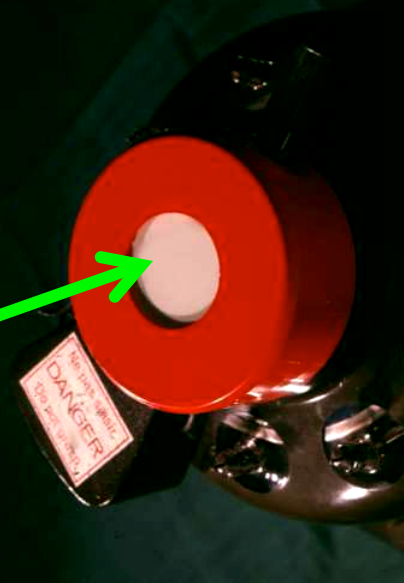
diamètre : 1 à 2,5 cm

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

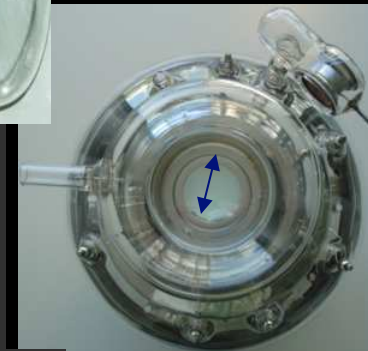
$$\frac{\text{luminance écran secondaire (Cd/m}^2\text{)}}{\text{luminance écran scopique de référence Paterson B2 (Cd/m}^2\text{)}}$$

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

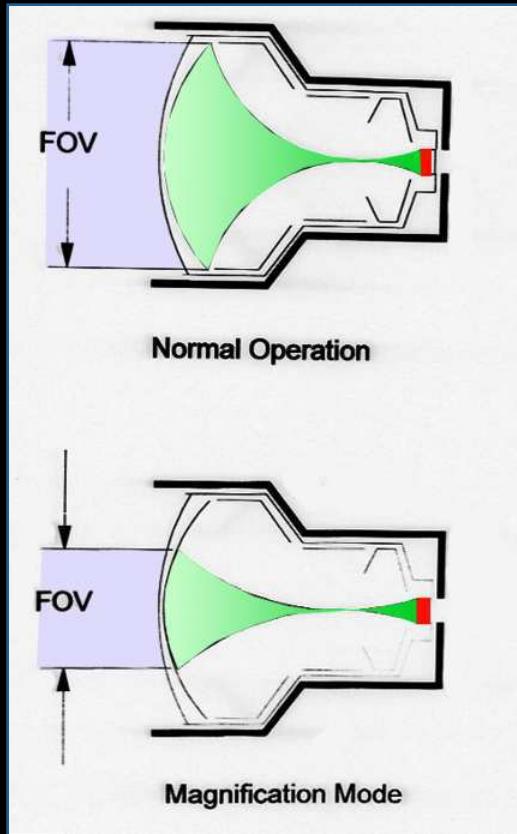
≈ 5000 à 10000

champ électrique

accélération des e^- 25 à 35 kV

électrodes de focalisation

(loupe électronique)



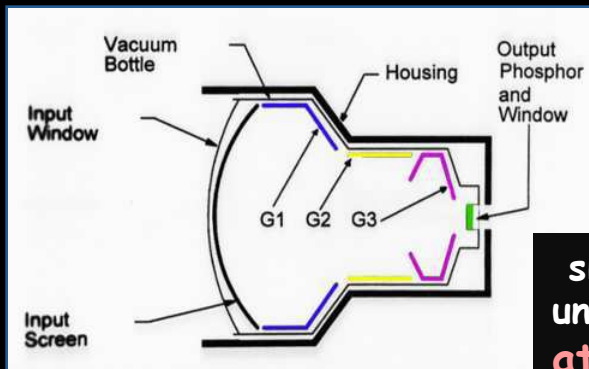
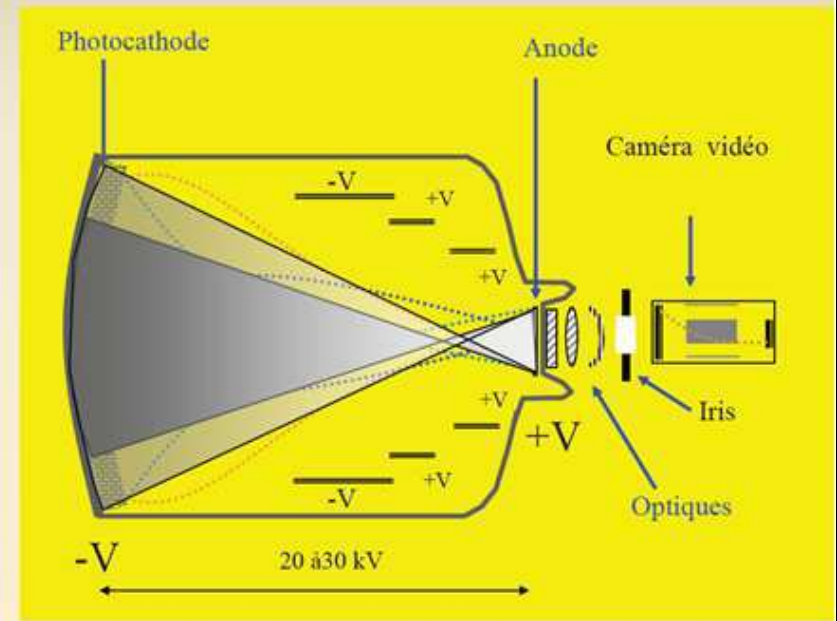
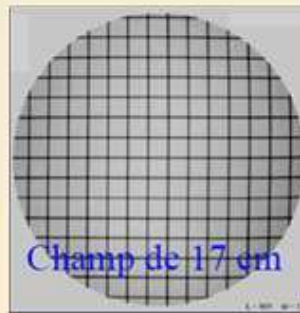
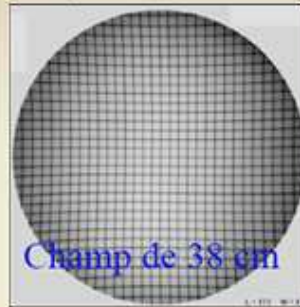
Normal Operation

Magnification Mode

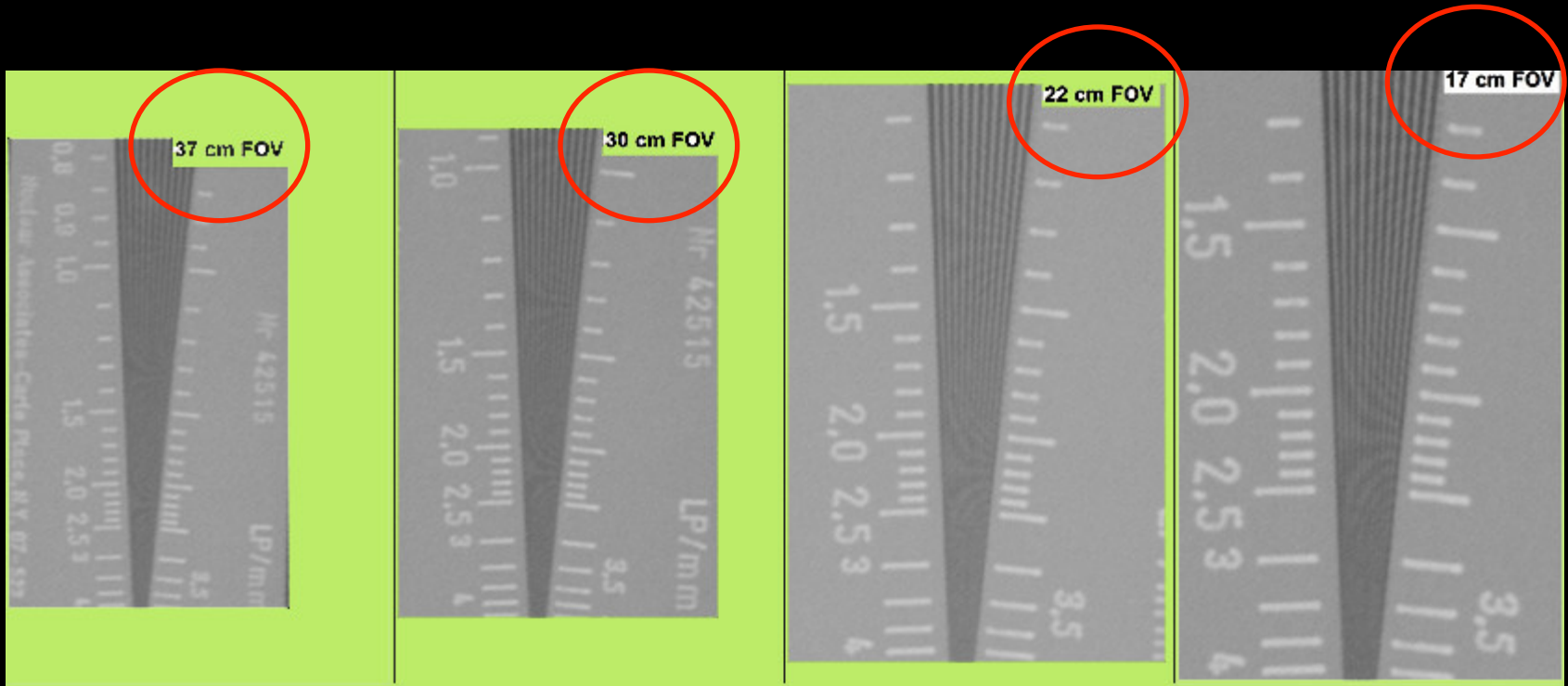
Modification du champ de l'amplificateur (loupe électronique)

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

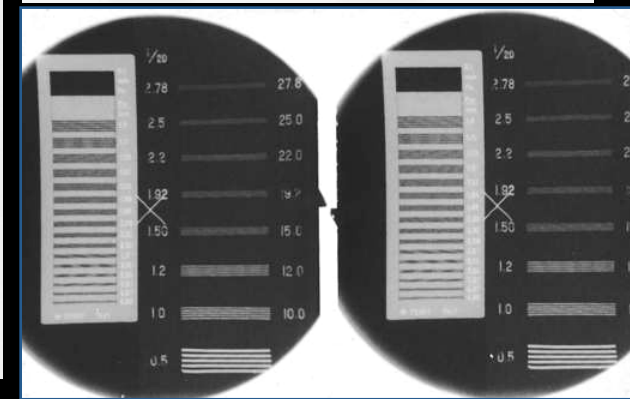
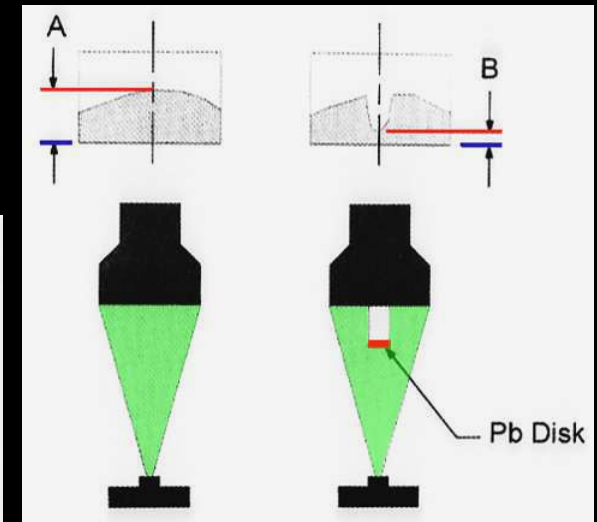
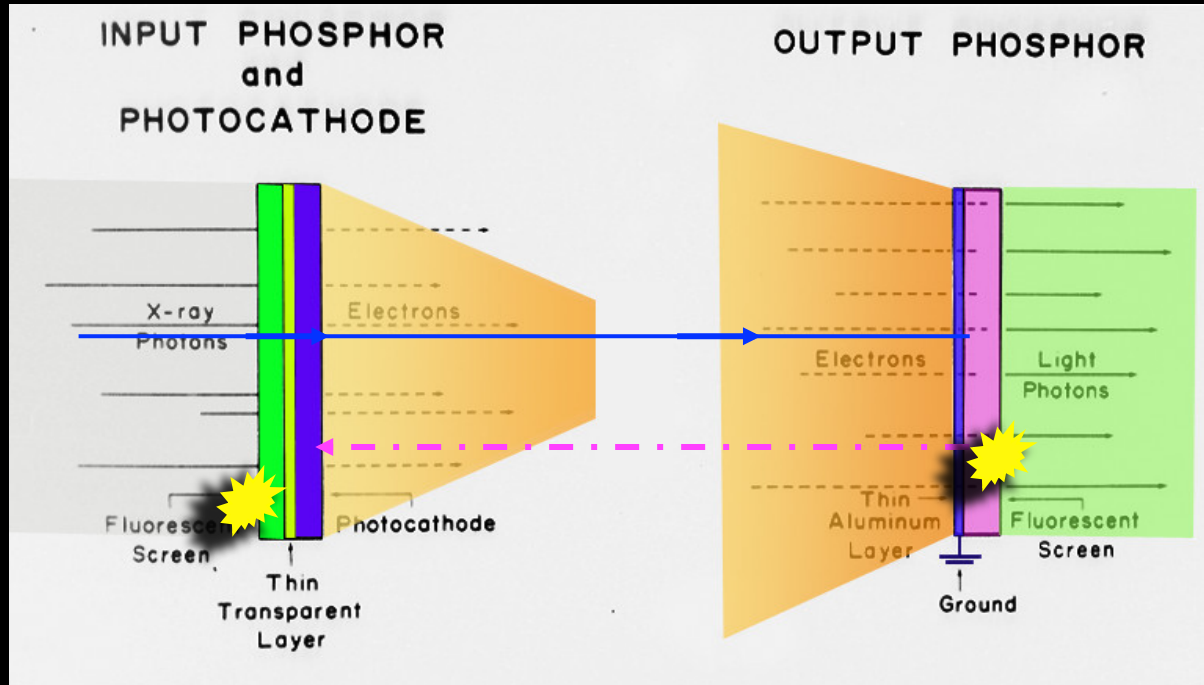
15 pl/cm en champ de 22 cm

20 pl/cm en champ de 17 cm

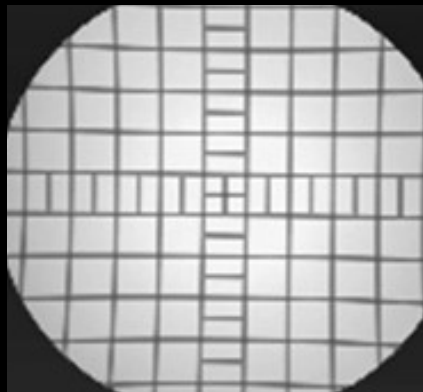
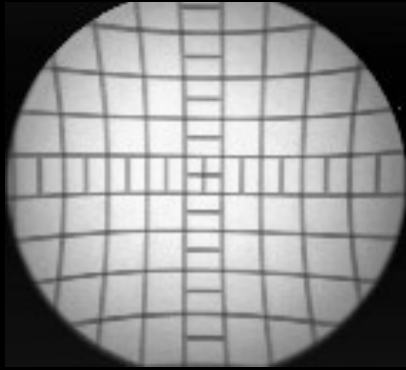
mais il faut **augmenter l'exposition jusqu'à 6 à 10 fois**
pour garder une luminance identique

contraste des images fournies par l'AL

causes de perte de contraste dans un AL



distorsion des images fournies par l'AL



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

distorsion **géométrique**

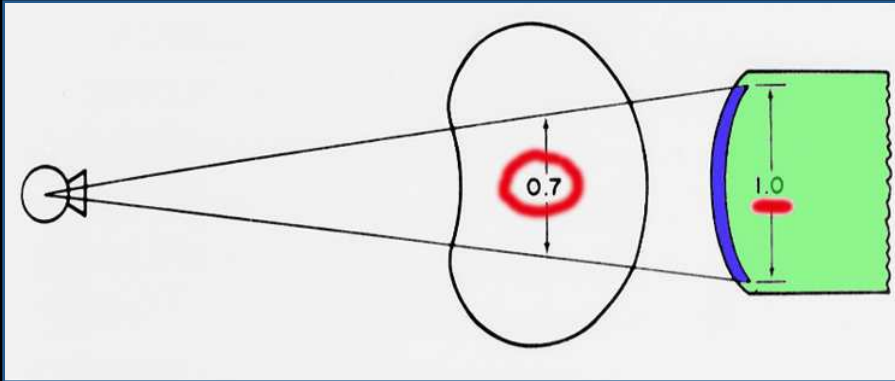
distorsion **de luminance** = vignettage

le centre de l'image a :

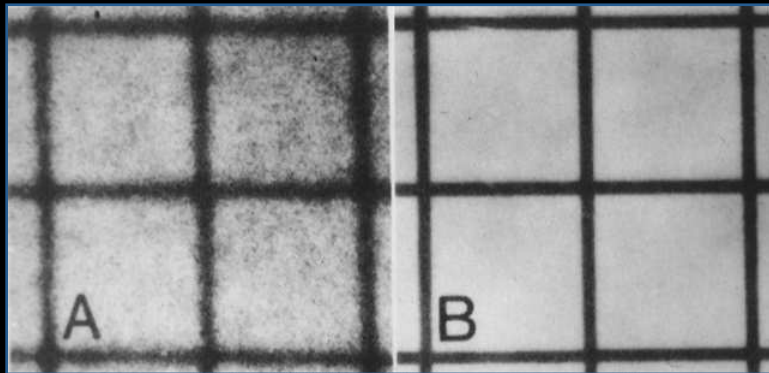
la luminosité maximale ,
le minimum de déformation ,
le minimum de flou .

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

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



bruit des images fournies par l'AL

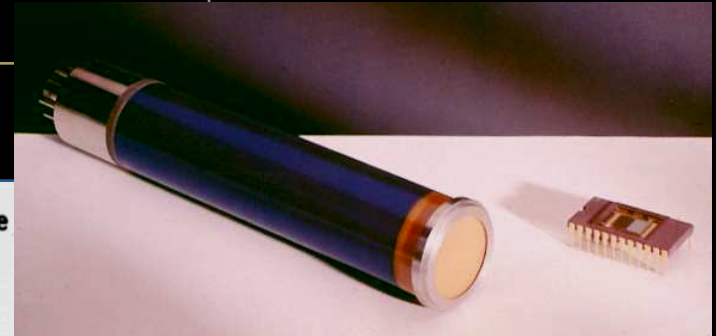
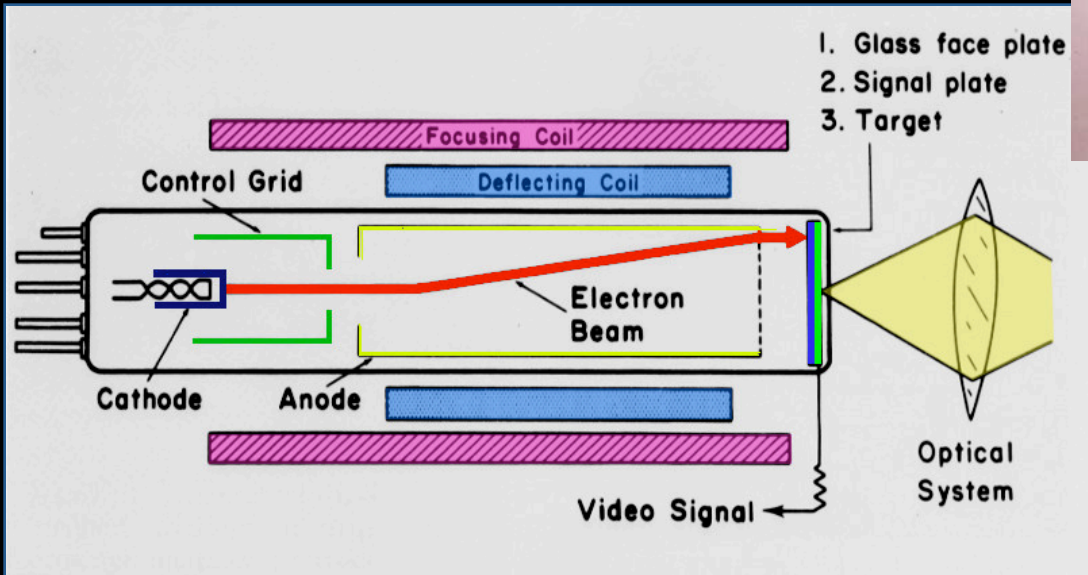


le bruit global est essentiellement lié au **bruit quantique** et dépend donc du nombre de photons utilisés pour créer l'information, donc :

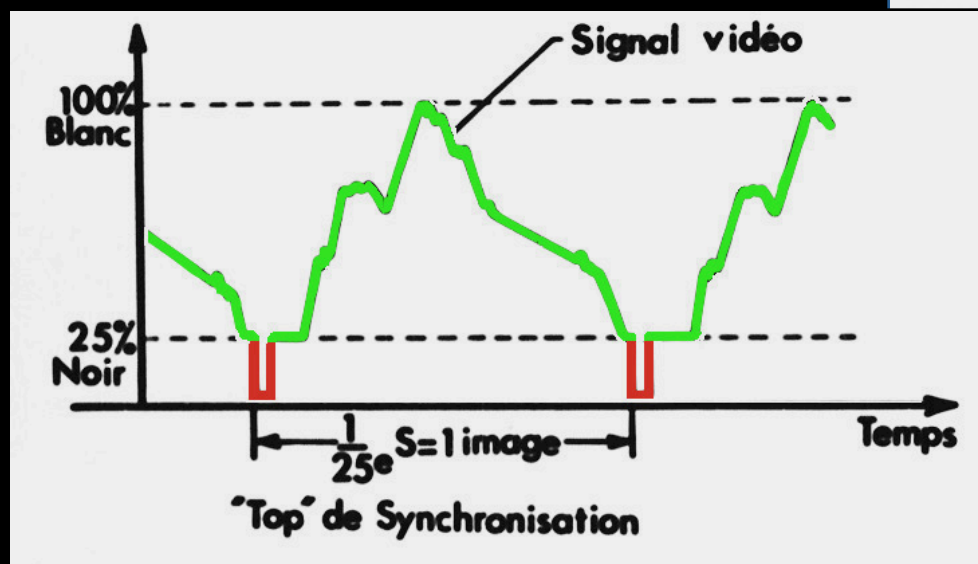
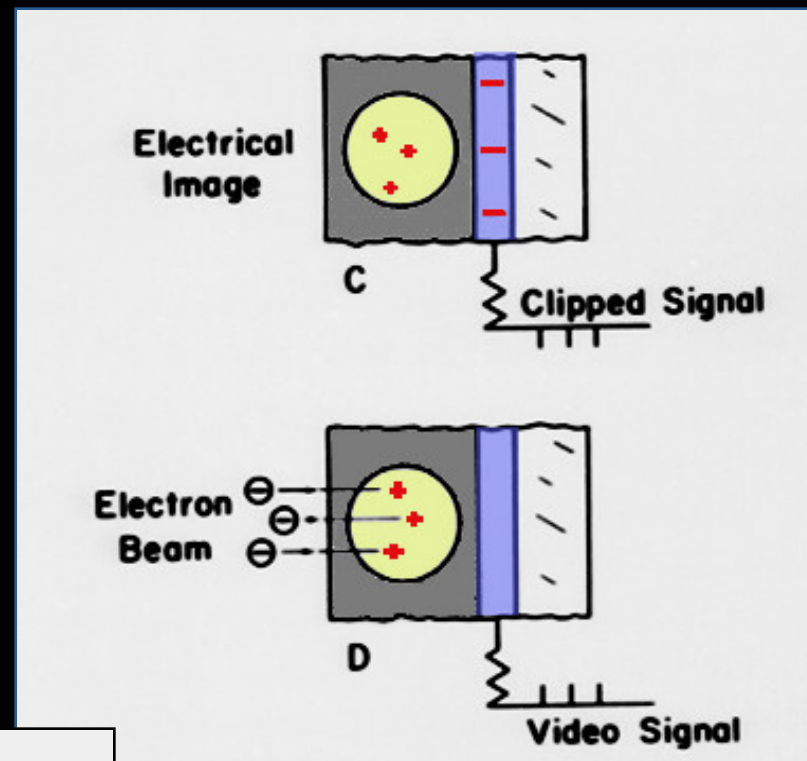
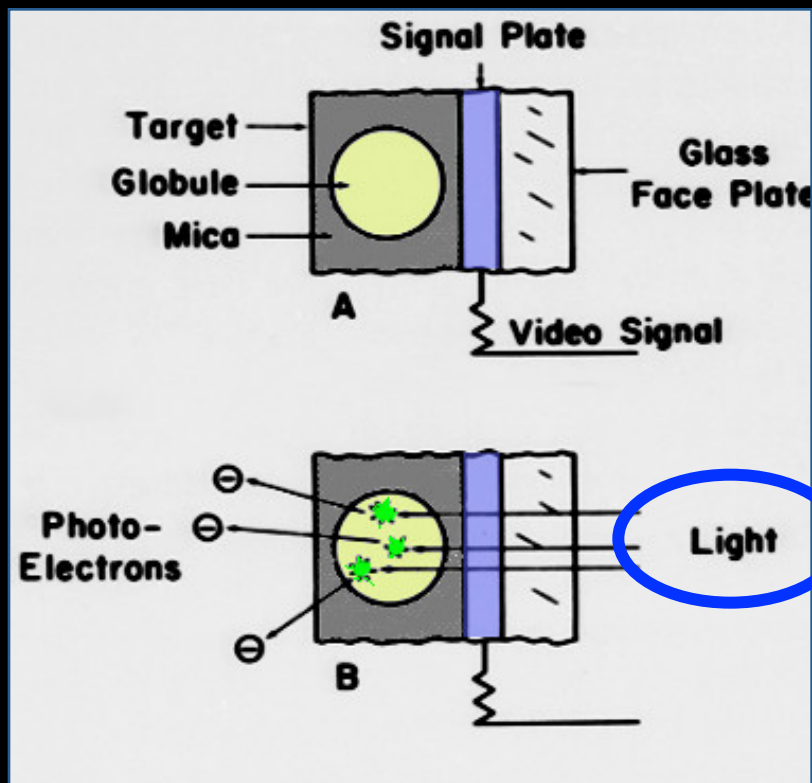
- du **milliampérage**
- du gain de l'AL; si le gain est élevé (grand champ), le niveau de bruit est maxi .

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 +++

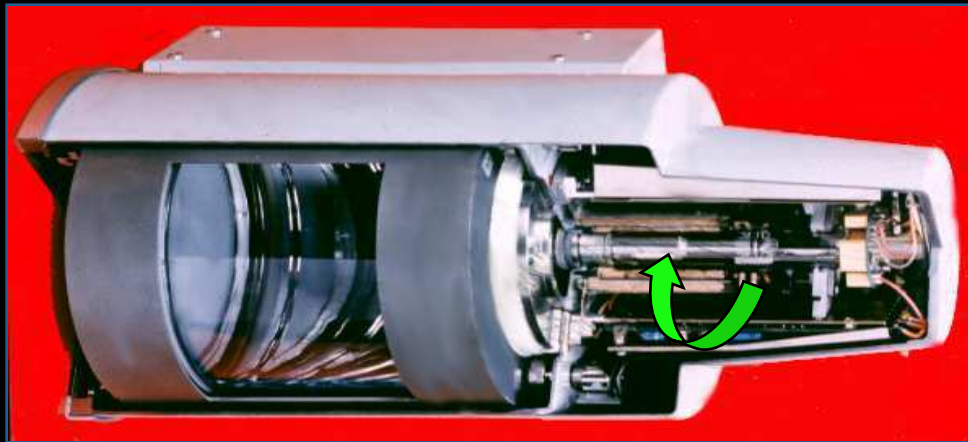
effets > 0 (bruit moins apparent en scopie)

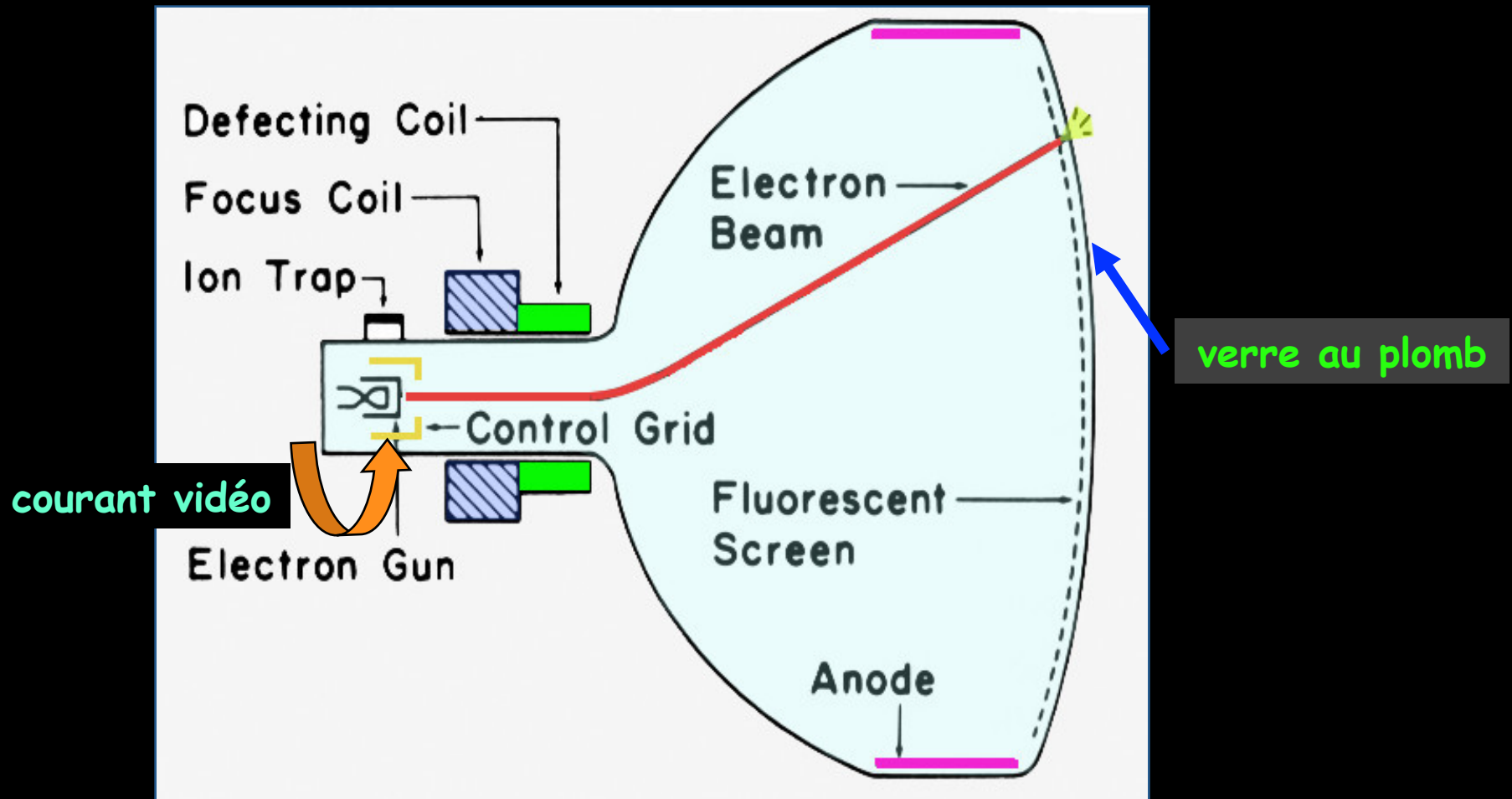
et < 0 (images fantômes)

plumbicon PbO

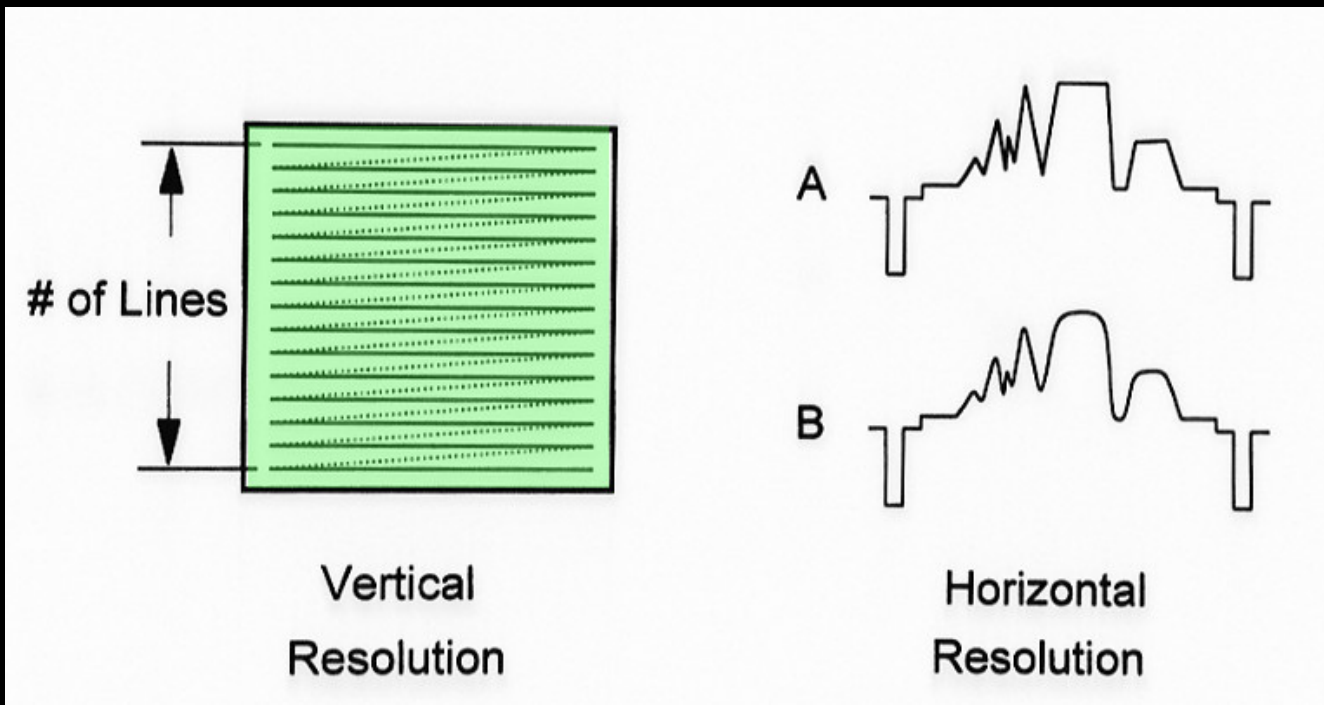
rémanence faible

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

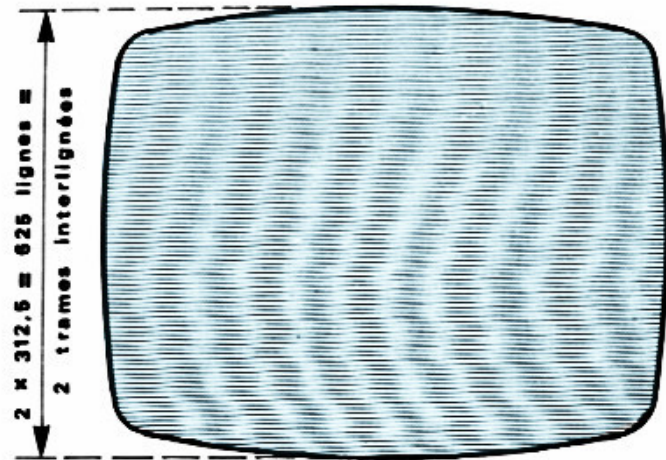
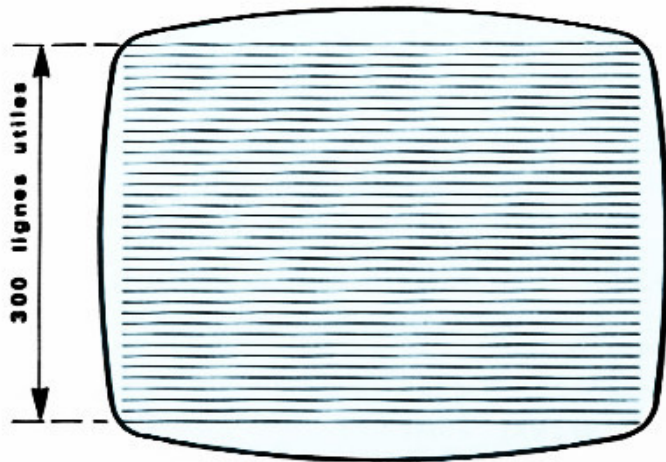
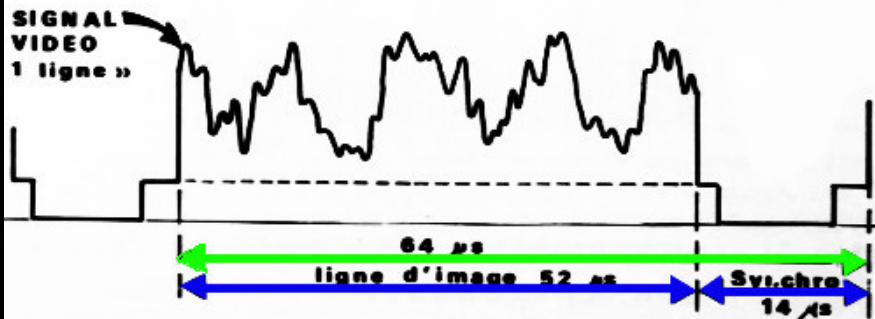


IMAGE COMPLETE =
2 TRAMES
 paire +
 impaire

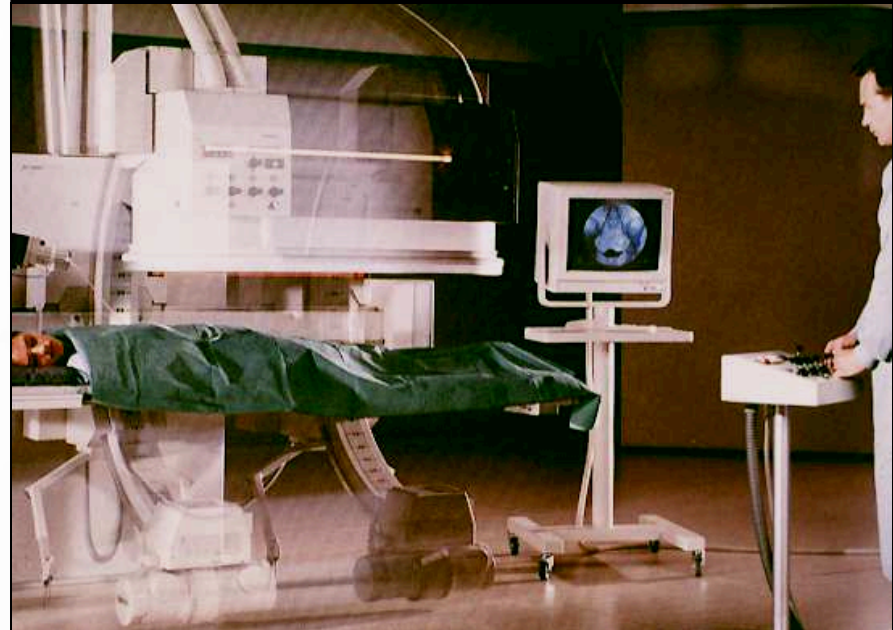


TRAME UTILE



une image est constituée de 2 trames :

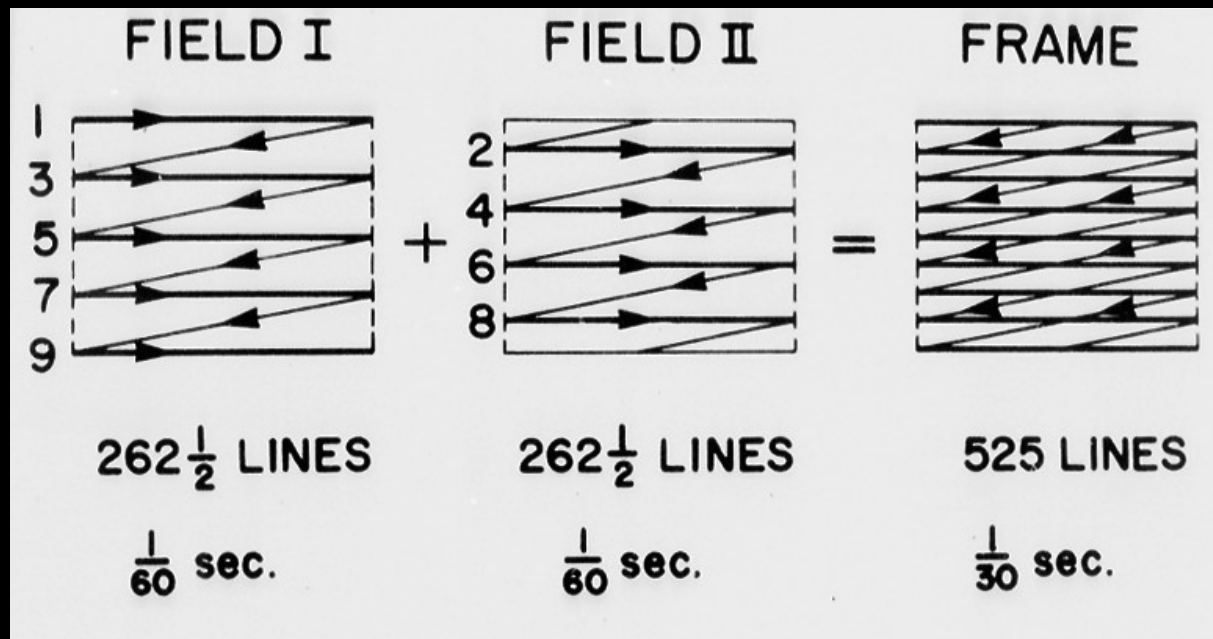
- trame des lignes **paire**
- trame des lignes **impaire**



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

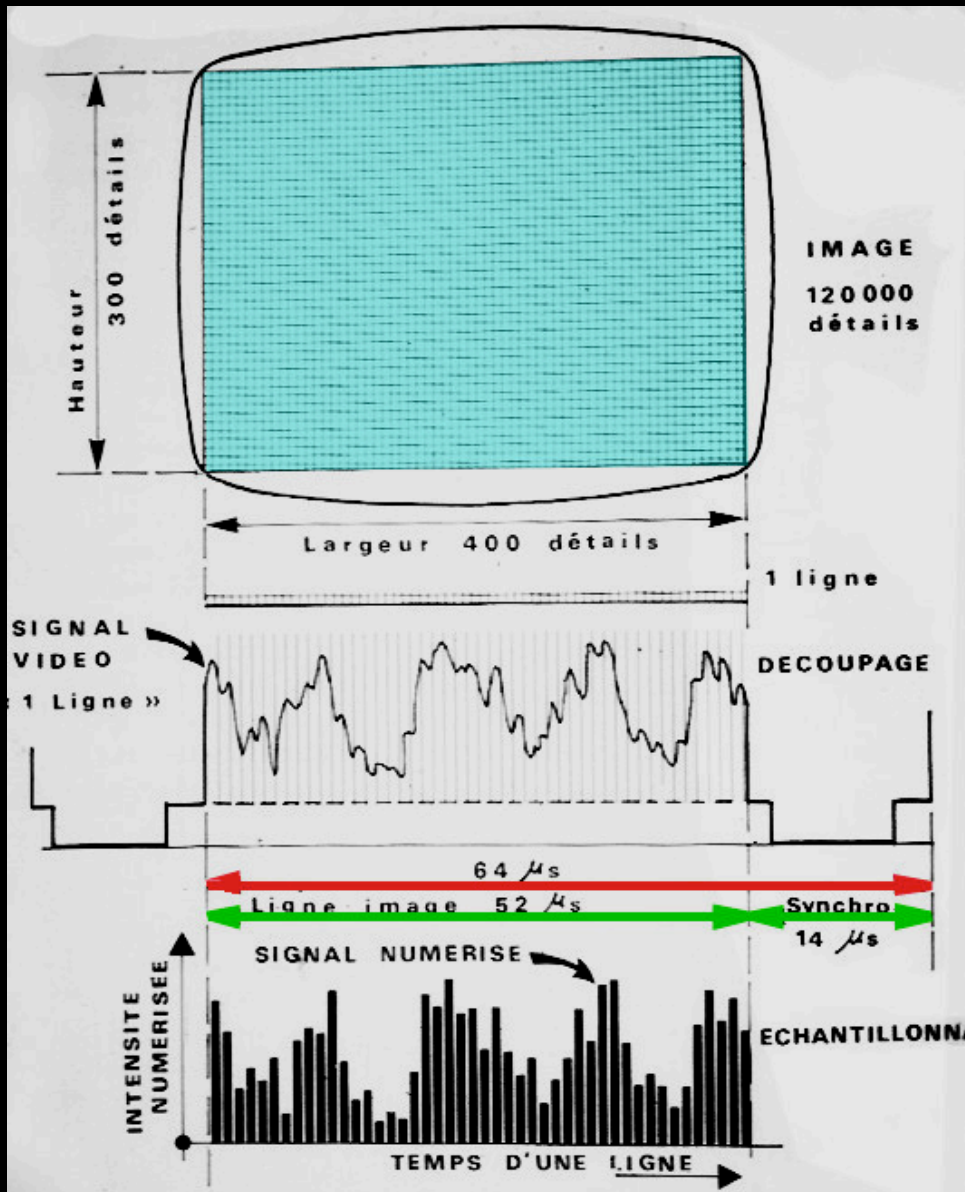
The image displays a comparison between two fluoroscopy modes: 'Fluoro low dose' and 'Cine normal mode'. Each mode is represented by a screenshot of the Osiris software interface, a photograph of the control panel, and a resulting X-ray image.

- Fluoro low dose (20 cm PMMA):** The software interface shows 'Fluoro' mode. The control panel displays 'LOW' and 'WARNING'. The resulting image is labeled '1' and shows a low-dose X-ray of a catheter.
- Cine normal mode (20 cm PMMA):** The software interface shows 'Cine' mode. The control panel displays 'NORMAL' and 'WARNING'. The resulting image is labeled '1' and shows a higher-dose X-ray of a catheter.

A green starburst graphic with the text 'Low dose' is positioned over the low-dose image. Below the images, three additional X-ray images are shown, labeled '2', which appear to be a different view or a different set of images related to the low-dose mode.

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

numérisation du signal en fluorographie



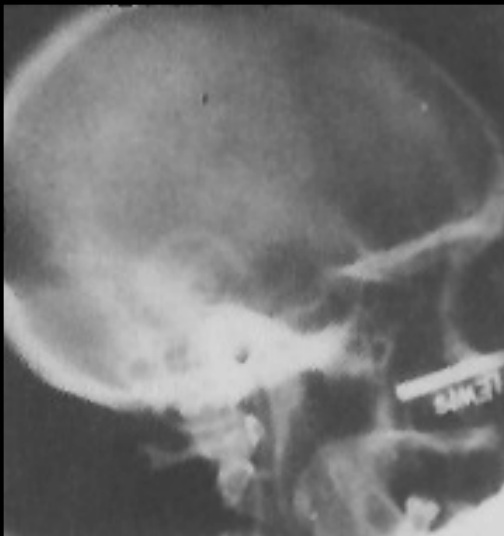
balayage progressif

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

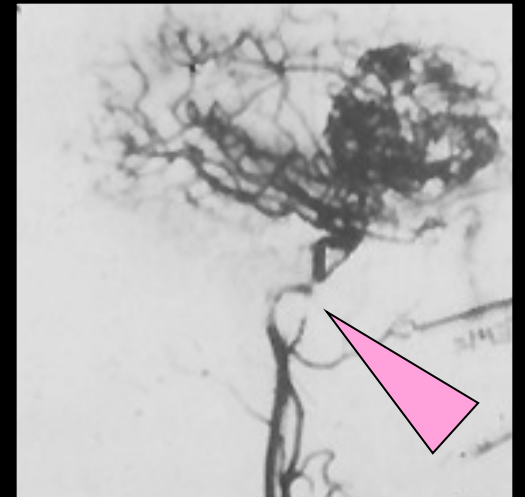


angiographie "standard "
= non soustraite

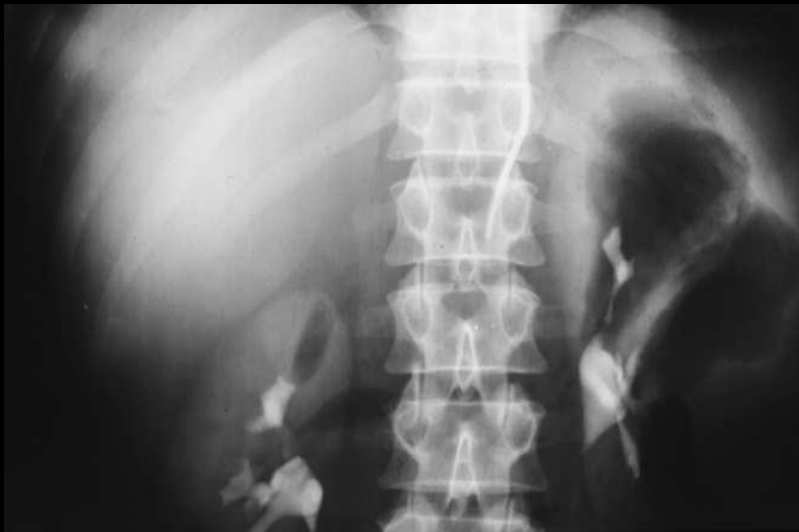
+ masque

+

inversion de
densité



angiographie "soustraite "



temps 0 = scout view



masque = 1 / temps 0

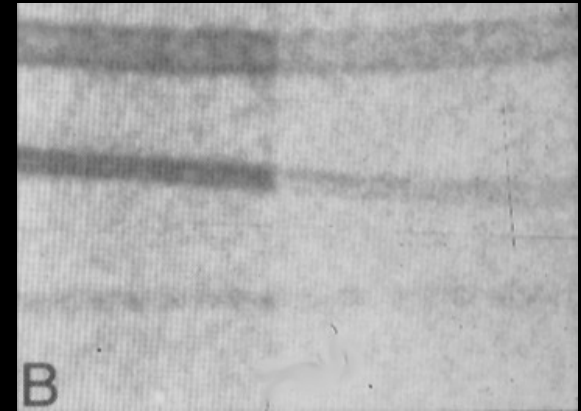
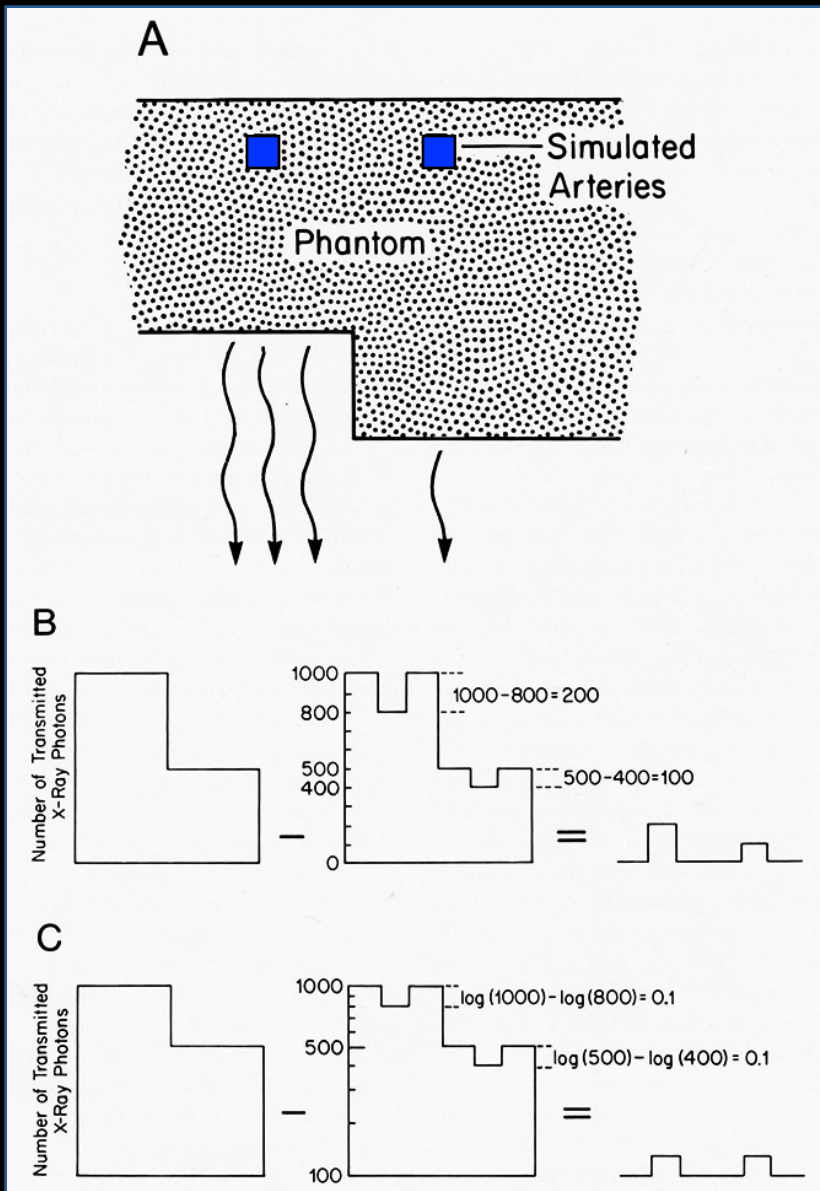


cliché injecté

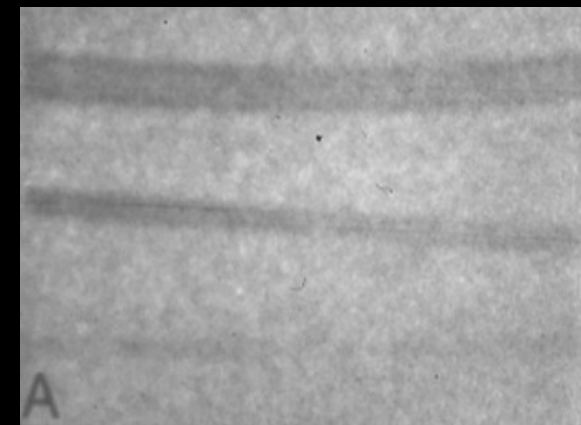


cliché "soustrait "

amplification du signal (en DSA)



soustraction après
amplification linéaire



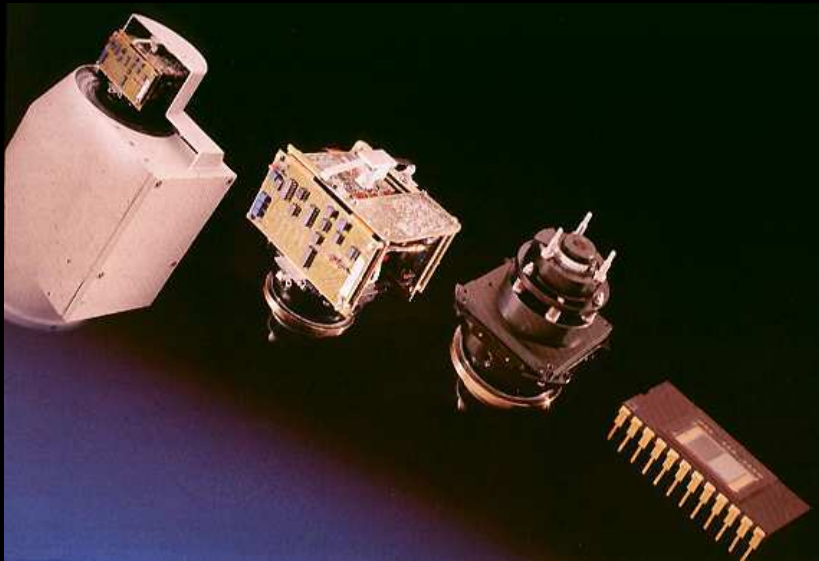
soustraction après
amplification logarithmique

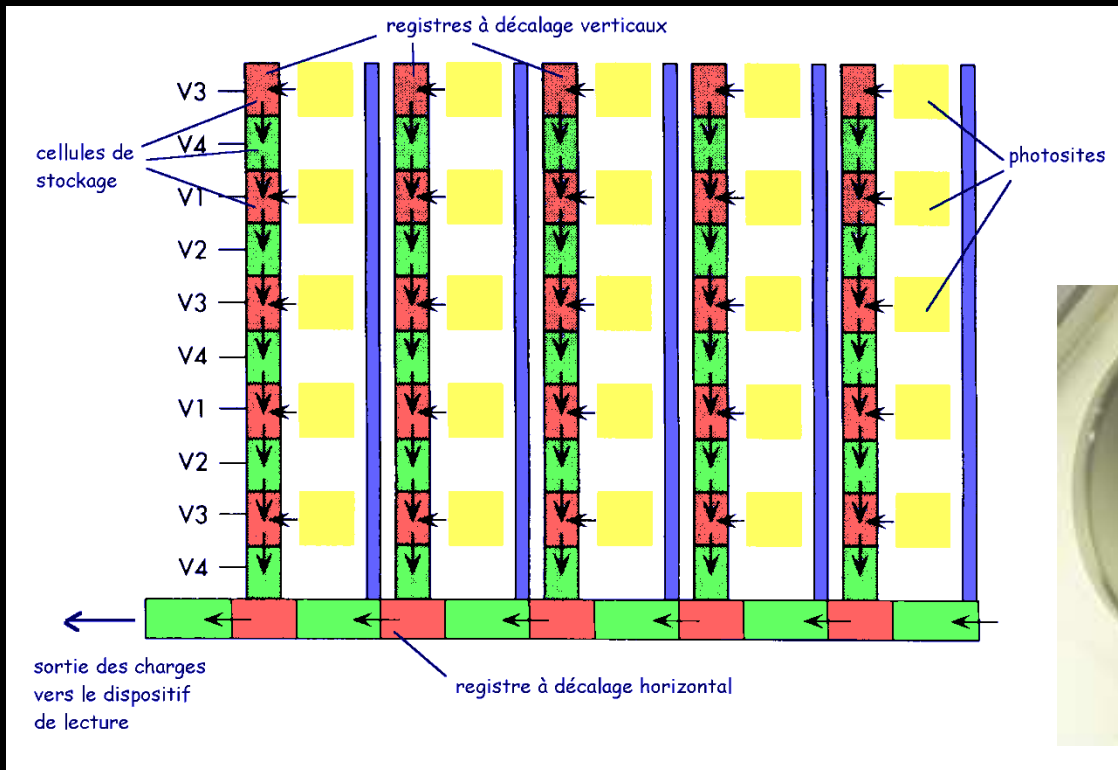
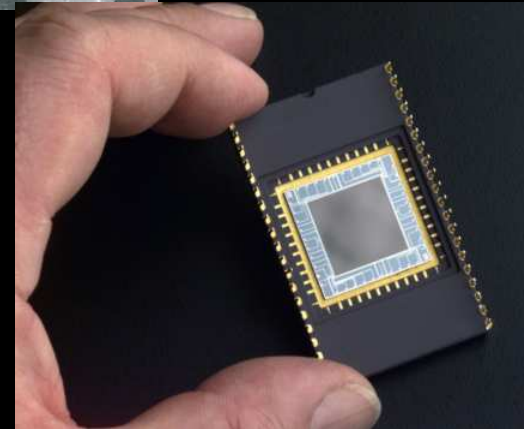
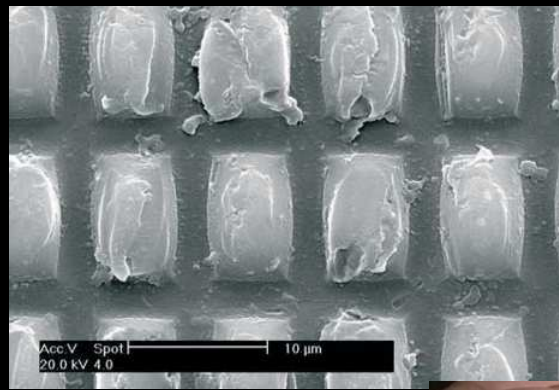
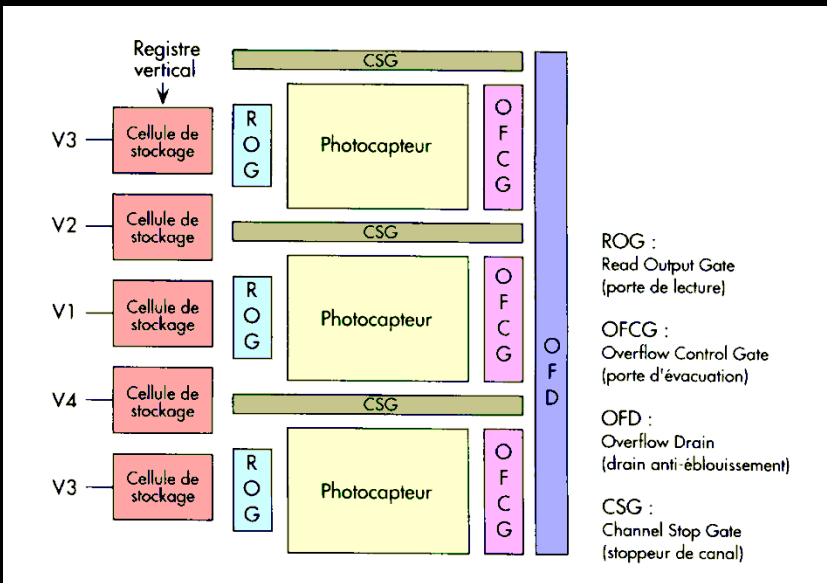


qualité image en DSA : bruit quantique et visibilité de 3 cathéters

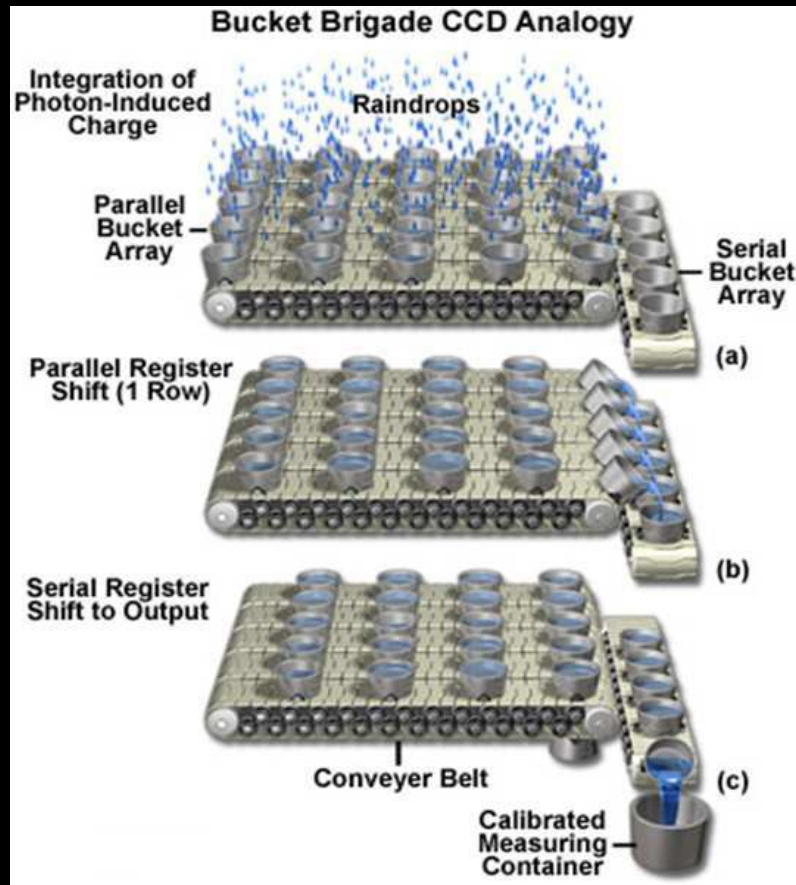
A, B, C expositions relatives de 1 , 4 , 16
D = id C avec fenêtrage plus serré

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

