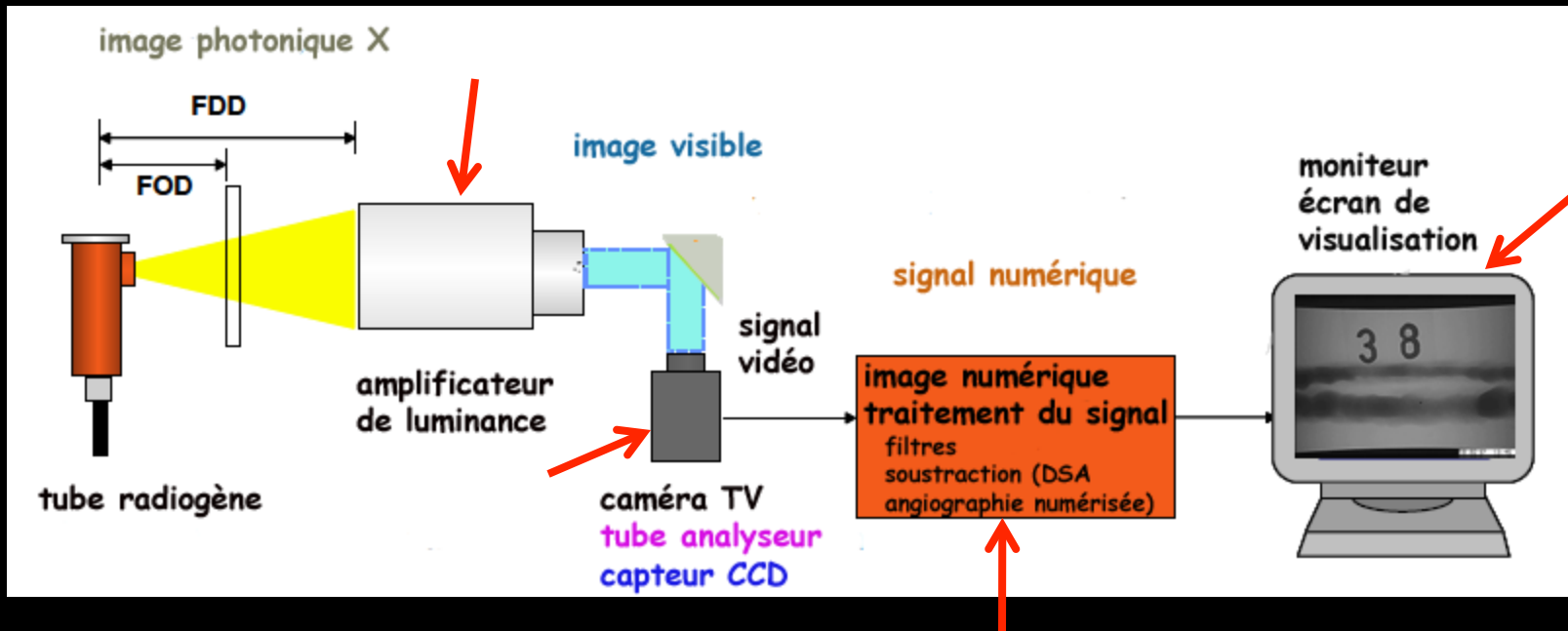


4. chaîne de télévision radiologique ; applications radioscopiques et radiographiques (angiographie numérisée : DSA = digital subtraction angiography)

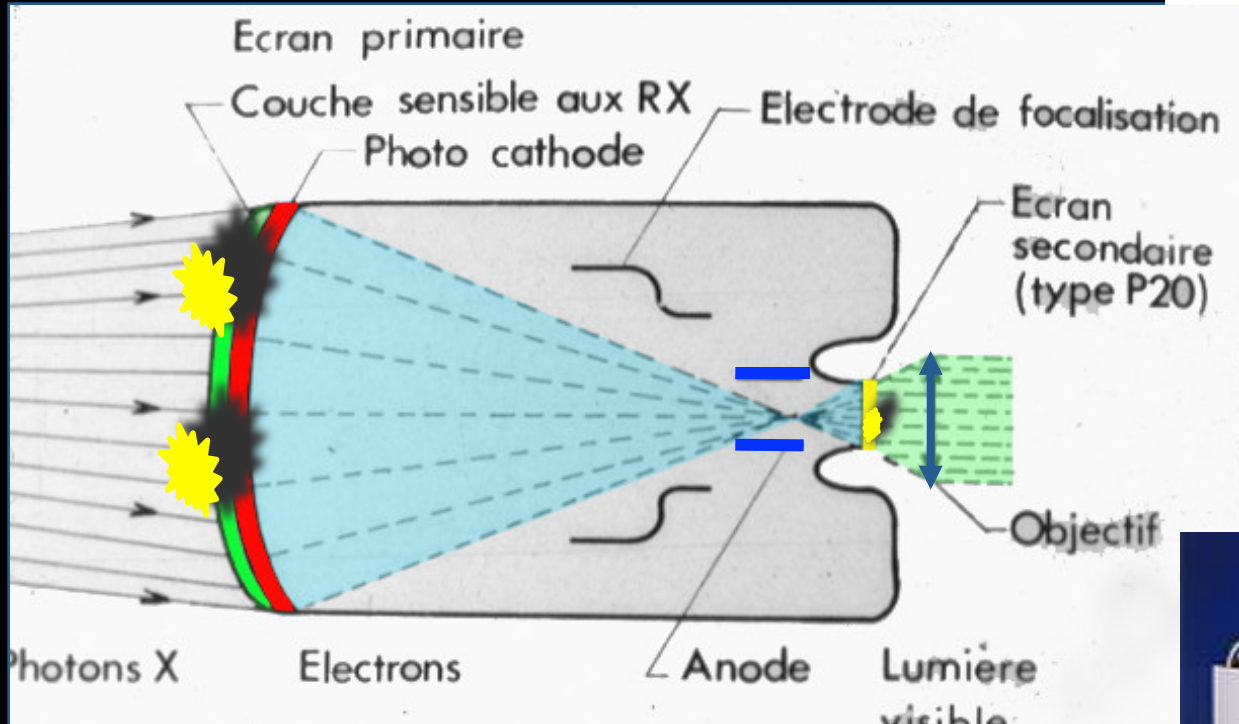
principaux éléments d'un système de télévision radiologique

- 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 !!



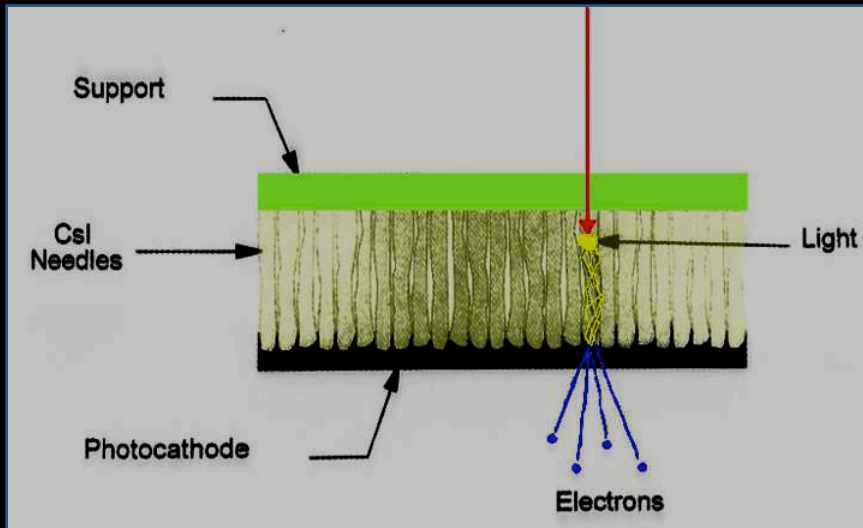
principaux constituants d'un AL

- 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

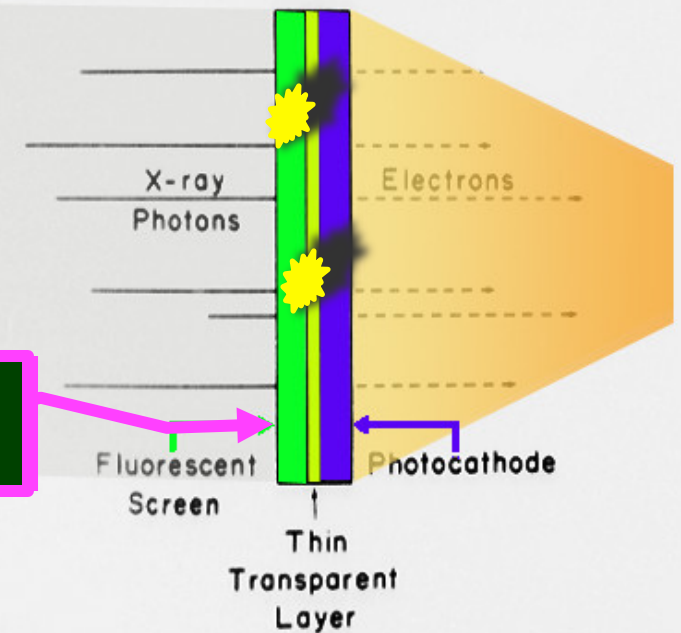
.photocathode Sb_2S_3 trisulfure d'antimoine

diamètre 23 à 35 cm

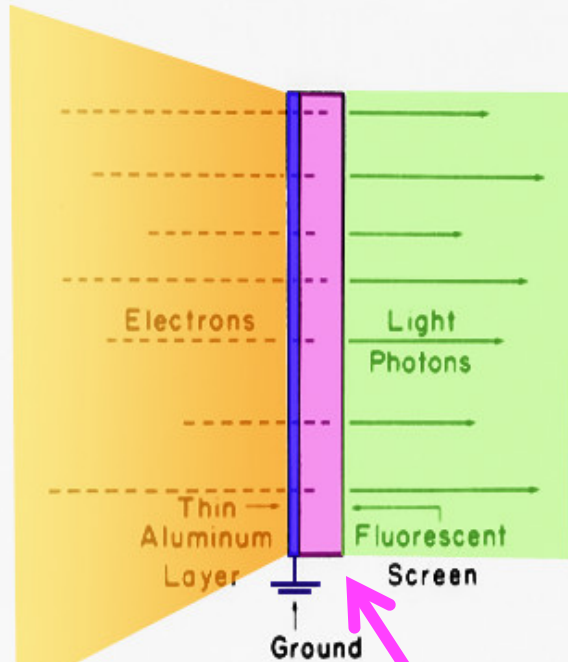


CsI

INPUT PHOSPHOR and PHOTOCATHODE



OUTPUT PHOSPHOR



écran secondaire

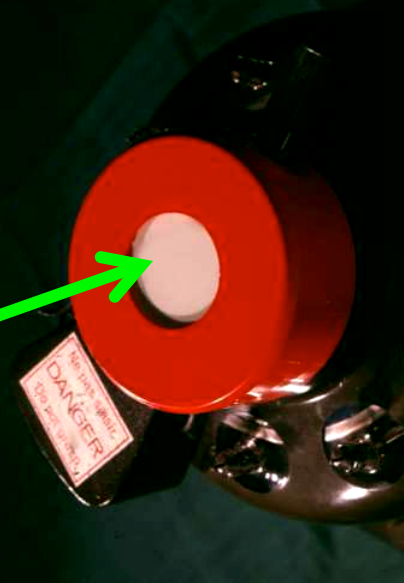
diamètre : 1 à 2,5 cm

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

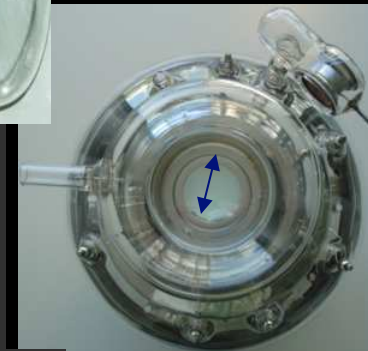
$$\frac{\text{luminance écran secondaire (Cd/m}^2\text{)}}{\text{luminance écran scopique de référence Paterson B2 (Cd/m}^2\text{)}}$$

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

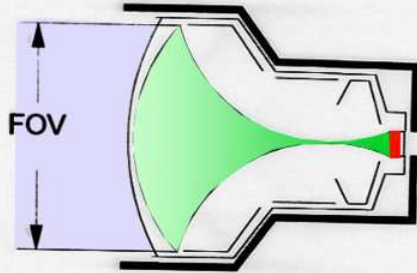
≈ 5000 à 10000

champ électrique

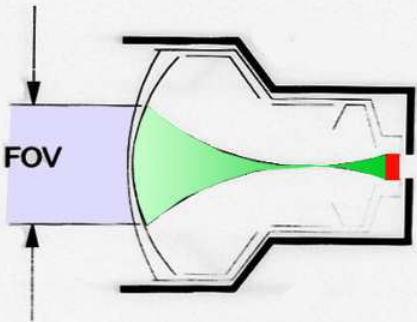
accélération des e^- 25 à 35 kV

électrodes de focalisation

(loupe électronique)



Normal Operation

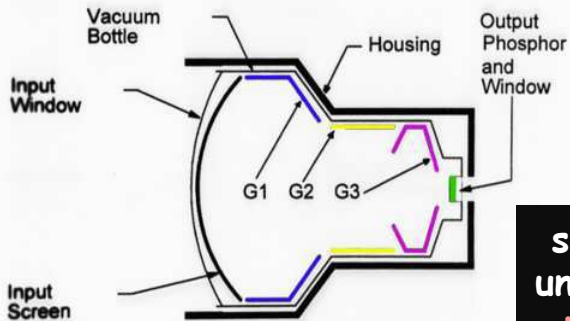
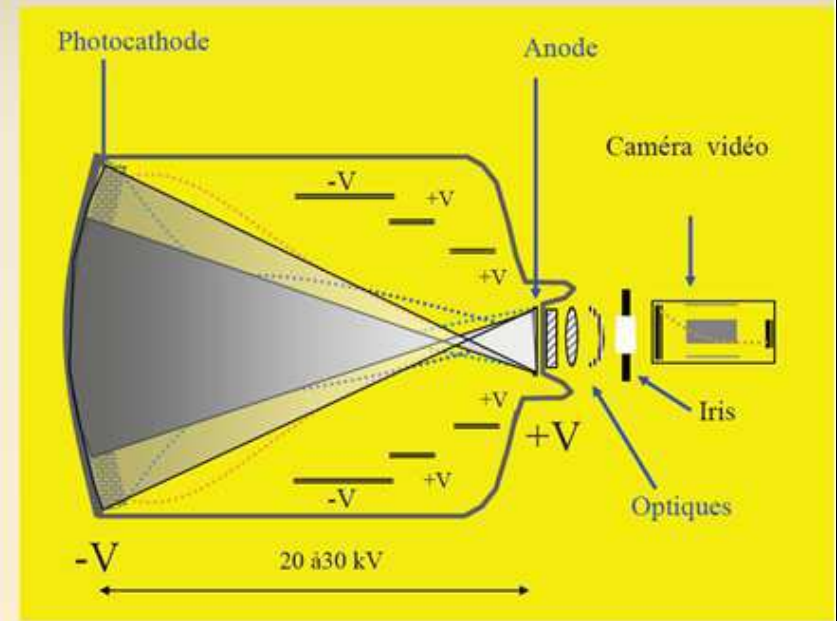
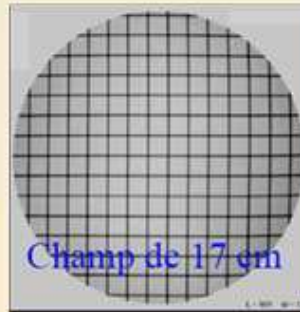
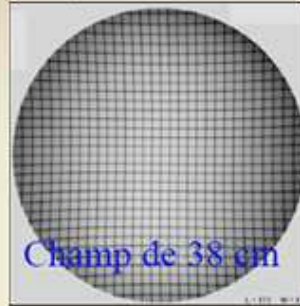


Magnification Mode

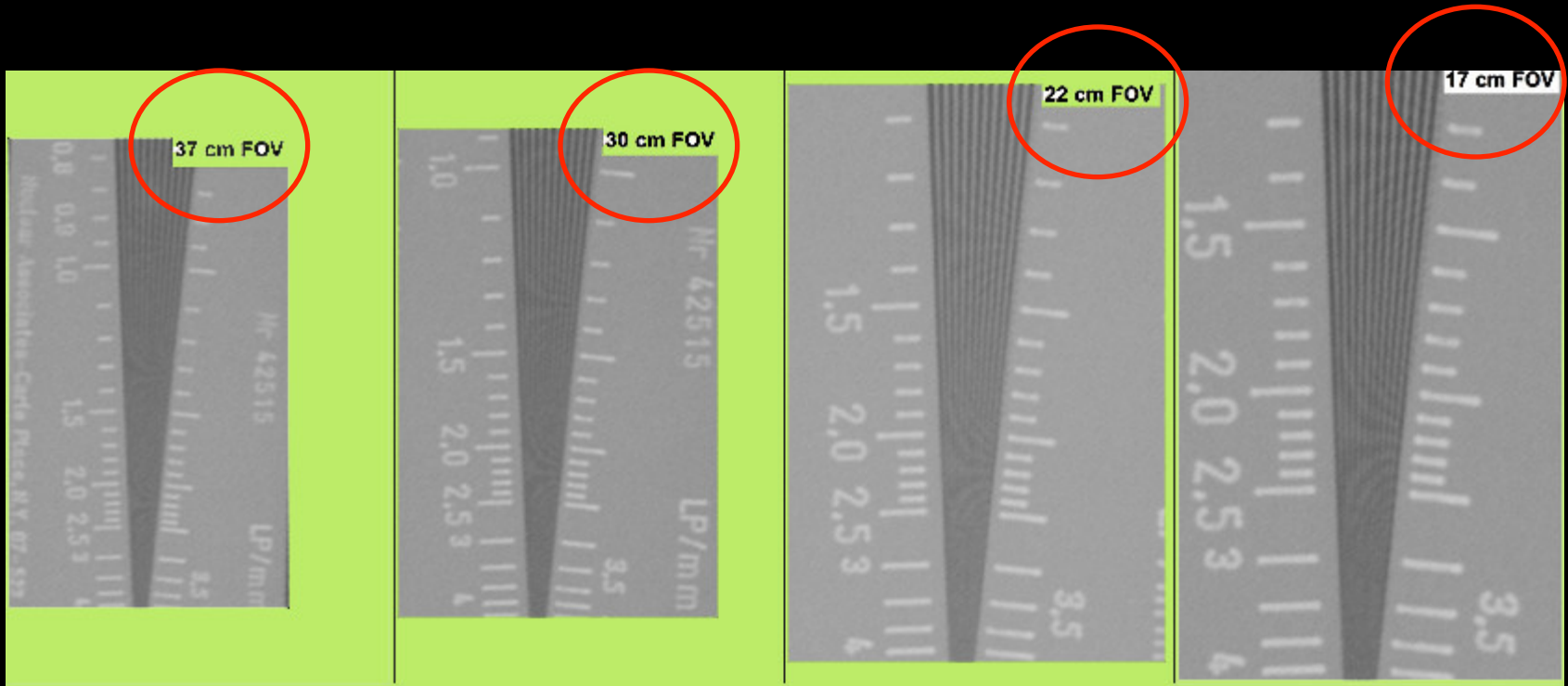
Modification du champ de l'amplificateur (loupe électronique)

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

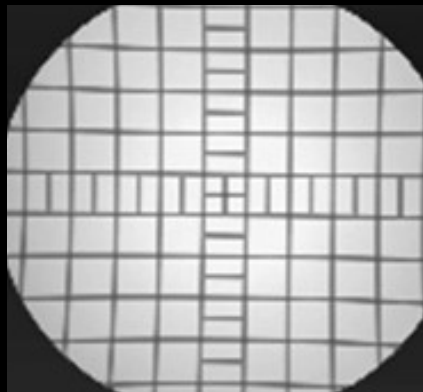
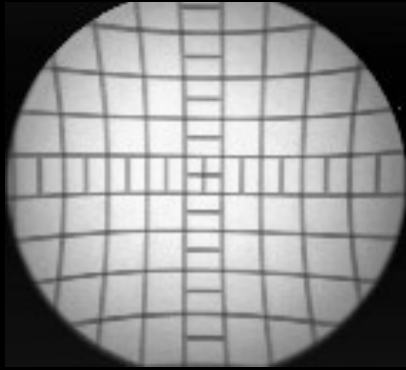
11 pl/cm en champ de 30 cm

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

distorsion des images fournies par l'AL



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

distorsion **géométrique**

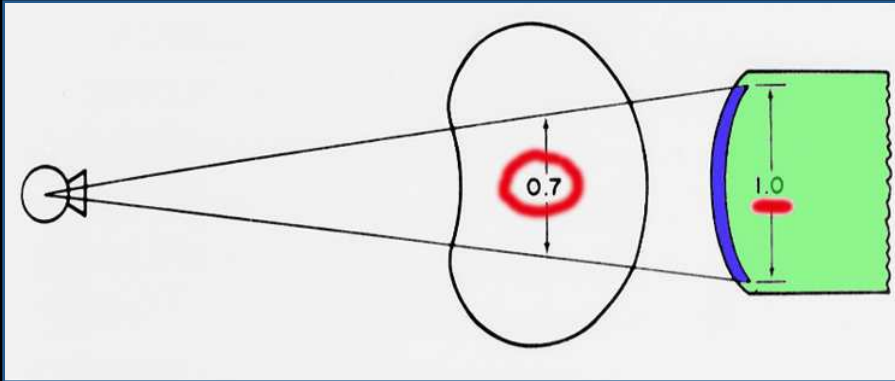
distorsion **de luminance** = vignettage

le centre de l'image a :

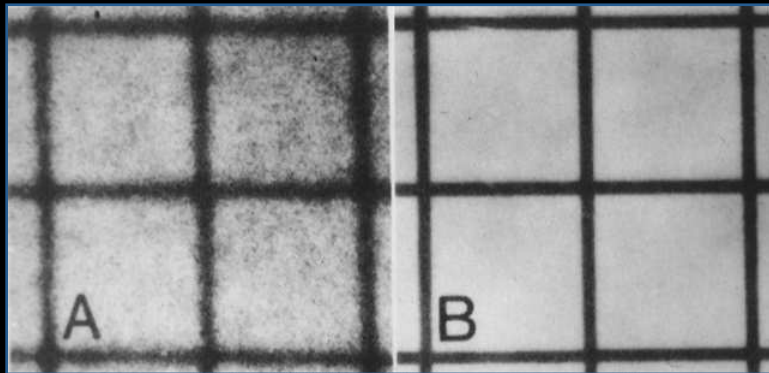
la luminosité maximale ,
le minimum de déformation ,
le minimum de flou .

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

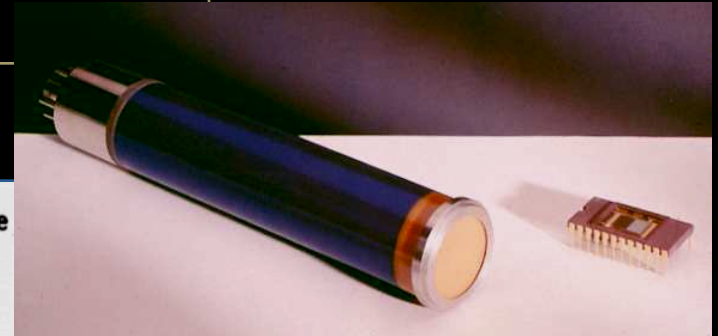
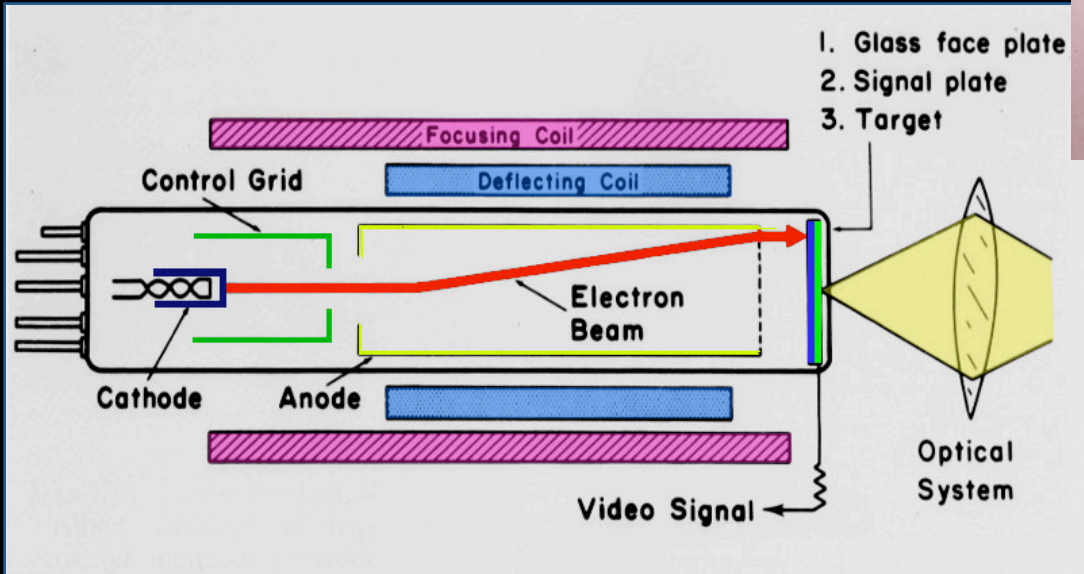


le bruit global est essentiellement lié au **bruit quantique** et dépend donc du nombre de photons utilisés pour créer l'information, donc :

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

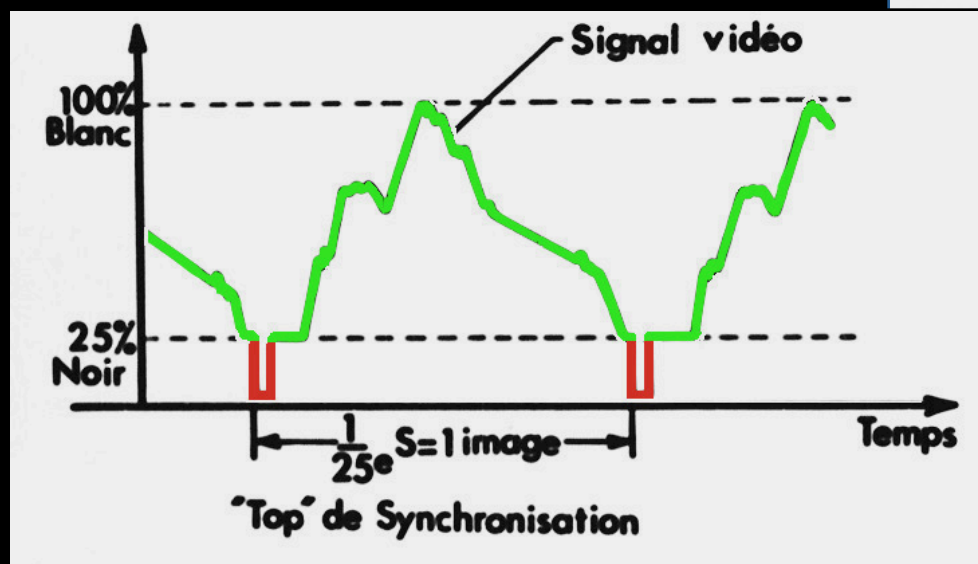
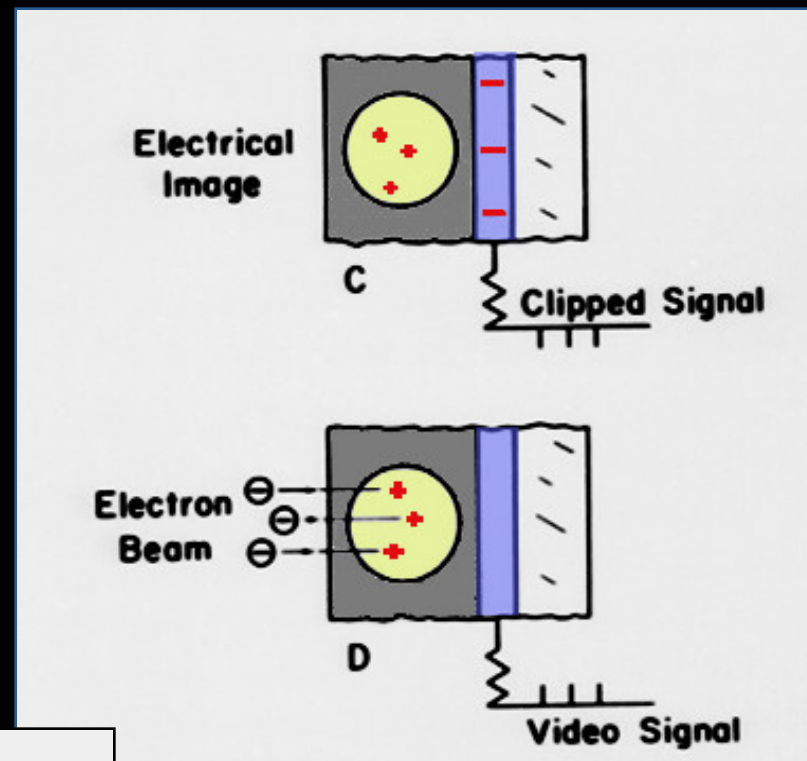
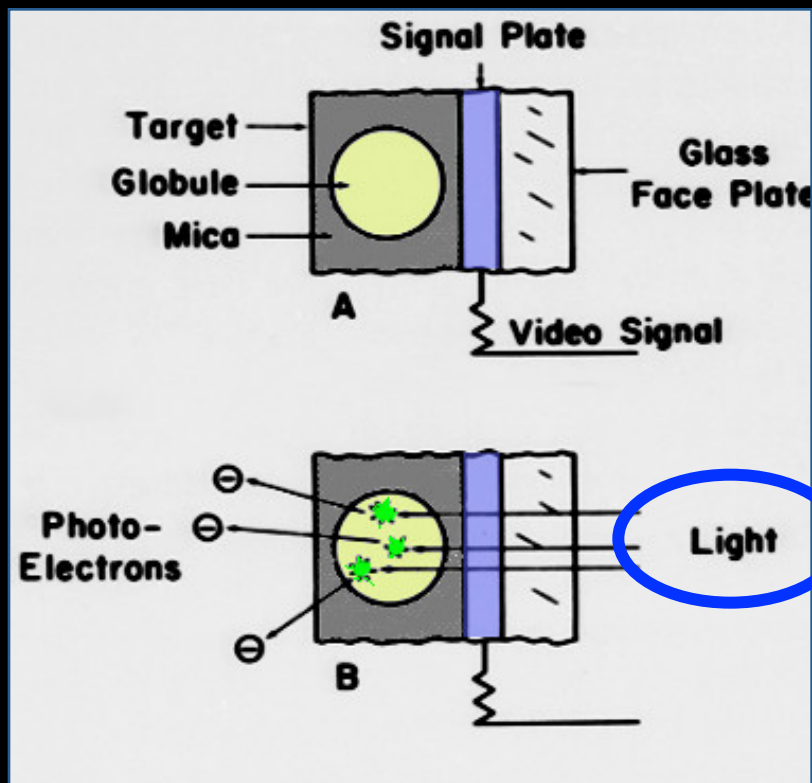
caméra TV = optique + tube analyseur ou
CCD

tube analyseur principe



optique de la camera





constitution du signal vidéo

variétés de tubes analyseurs

vidicon

Sb_2S_3 trisulfure antimoine

rémanence +++

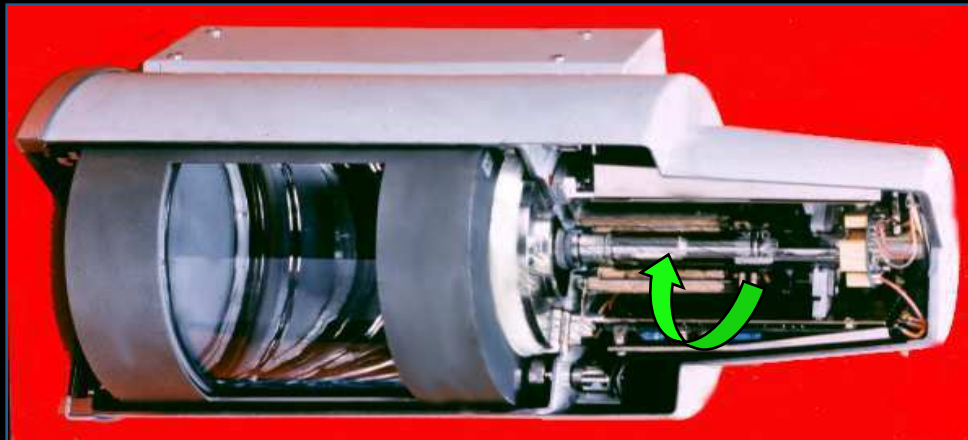
effets > 0 (bruit moins apparent en scopie)

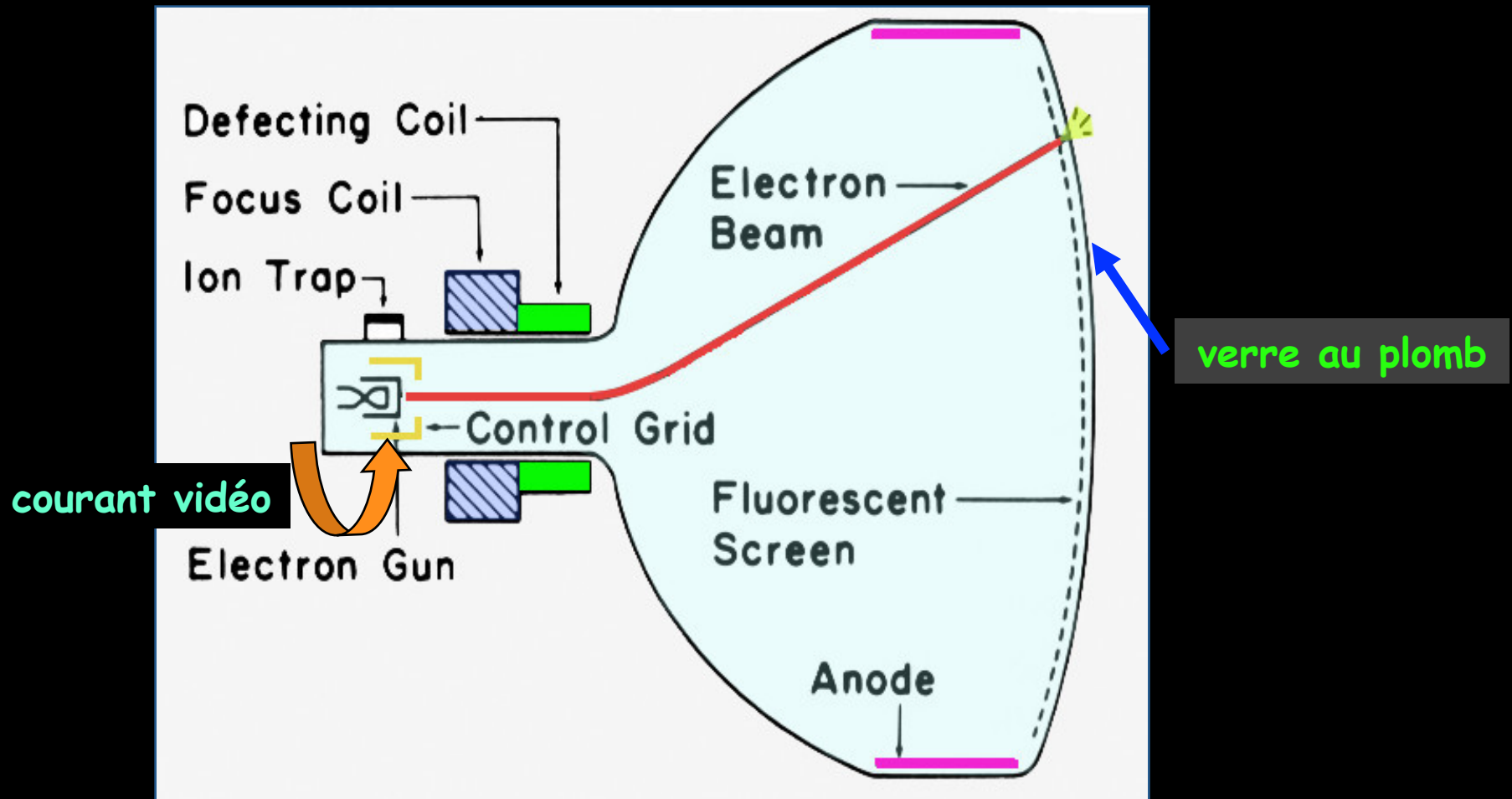
et < 0 (images fantômes)

plumbicon PbO

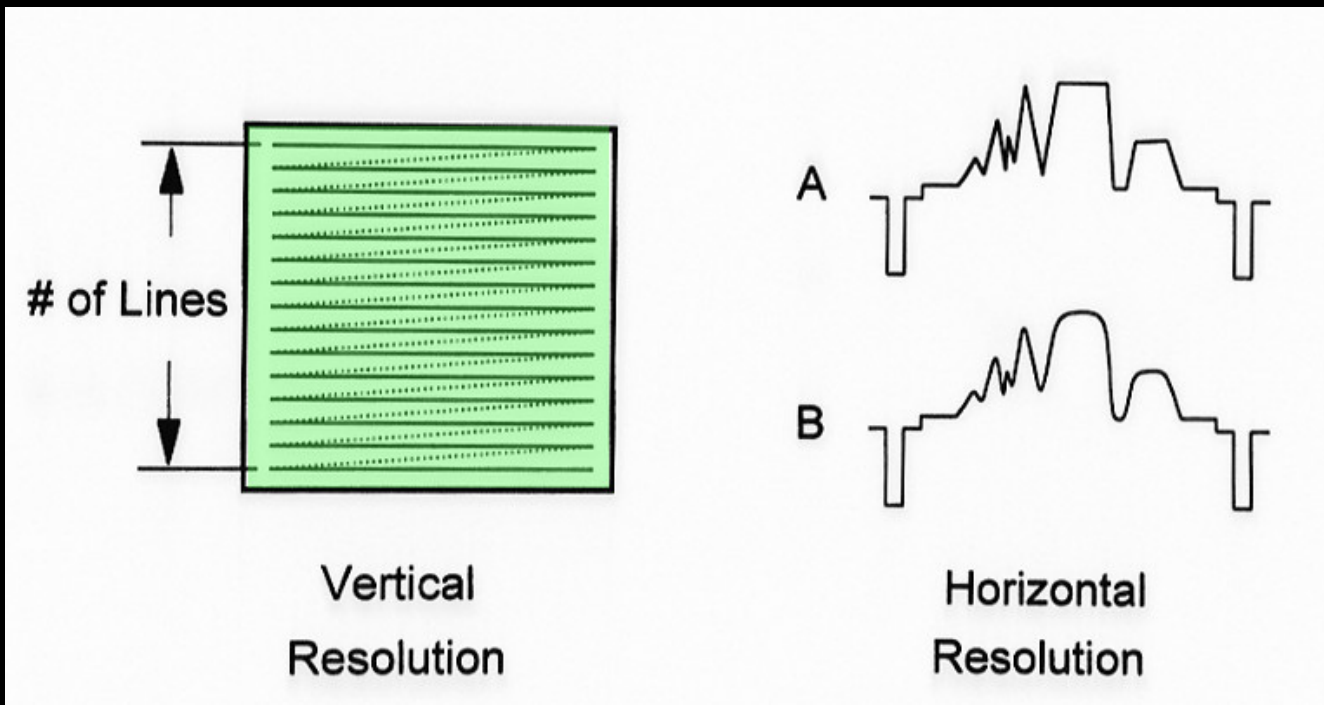
rémanence faible

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

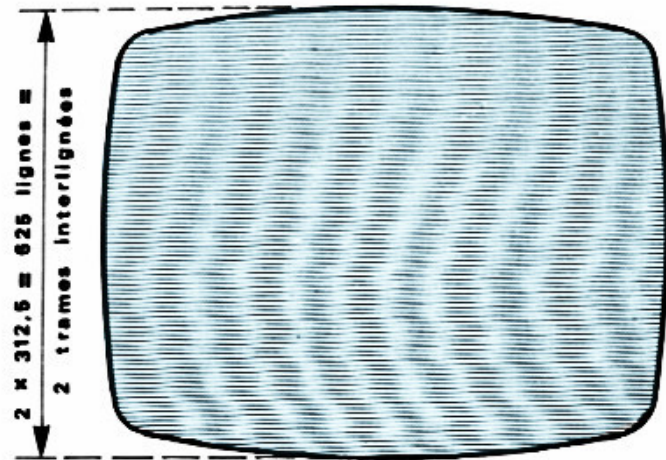
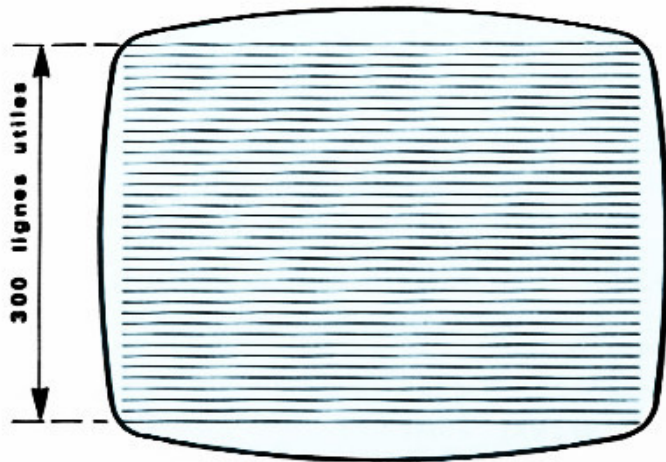
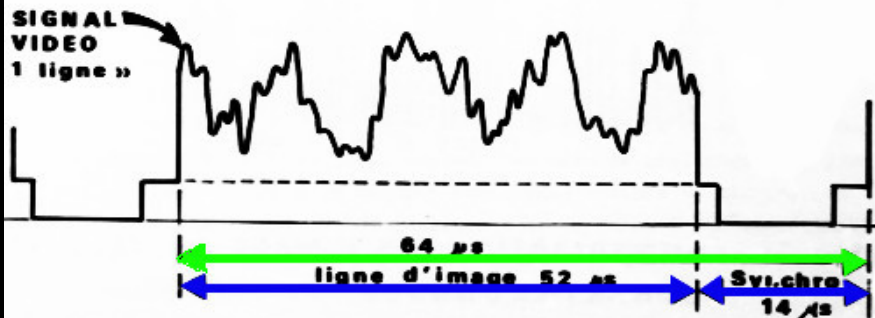


IMAGE COMPLETE =
2 TRAMES
 paire +
 impaire

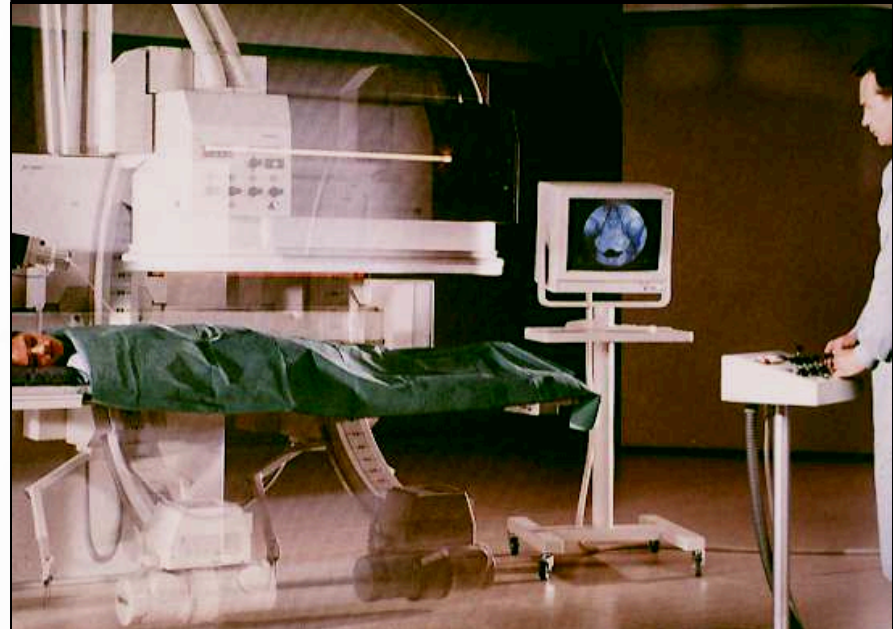


TRAME UTILE



une image est constituée de 2 trames :

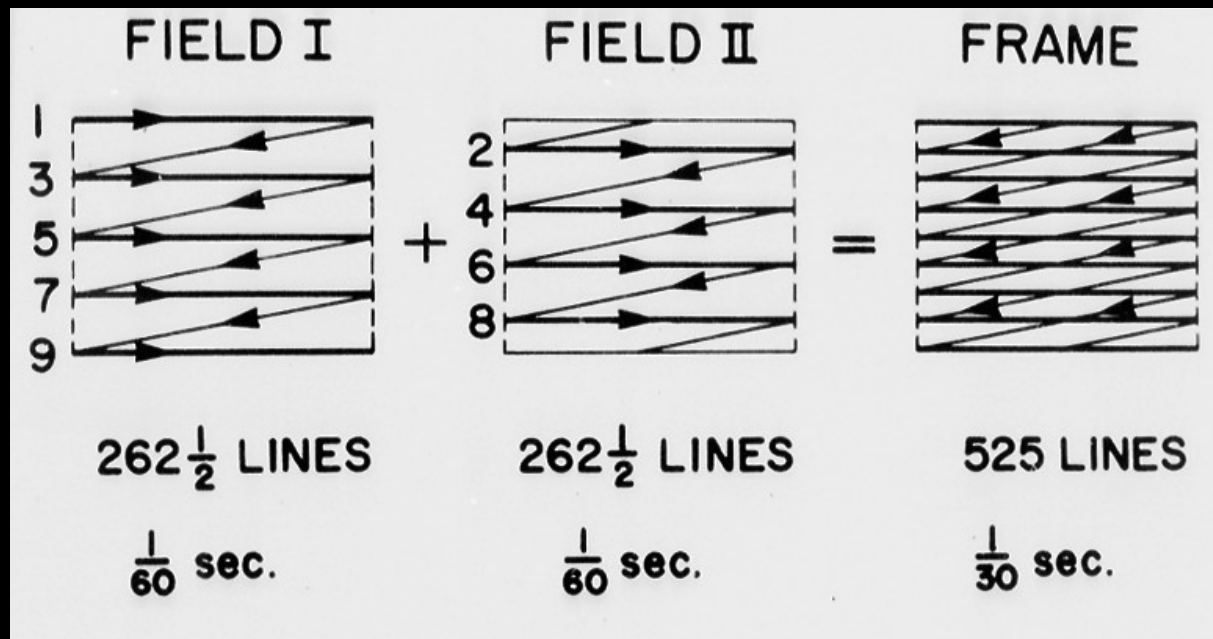
- trame des lignes **paires**
- trame des lignes **impaires**



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

The image displays a comparison of two fluoroscopy modes: 'Fluoro low dose' and 'Cine normal mode'. Each mode is shown with its respective software interface (Osiris) and a control panel. The 'Fluoro low dose' mode shows a 'LOW' warning on the control panel and a resulting image with lower contrast. The 'Cine normal mode' shows a 'NORMAL' warning and a resulting image with higher contrast. A green starburst graphic labeled 'Low dose' points to the low dose mode. Below the control panels are three side-by-side images of a vessel, illustrating the difference in image quality between the two modes.

1

1

1

1

1

1

2

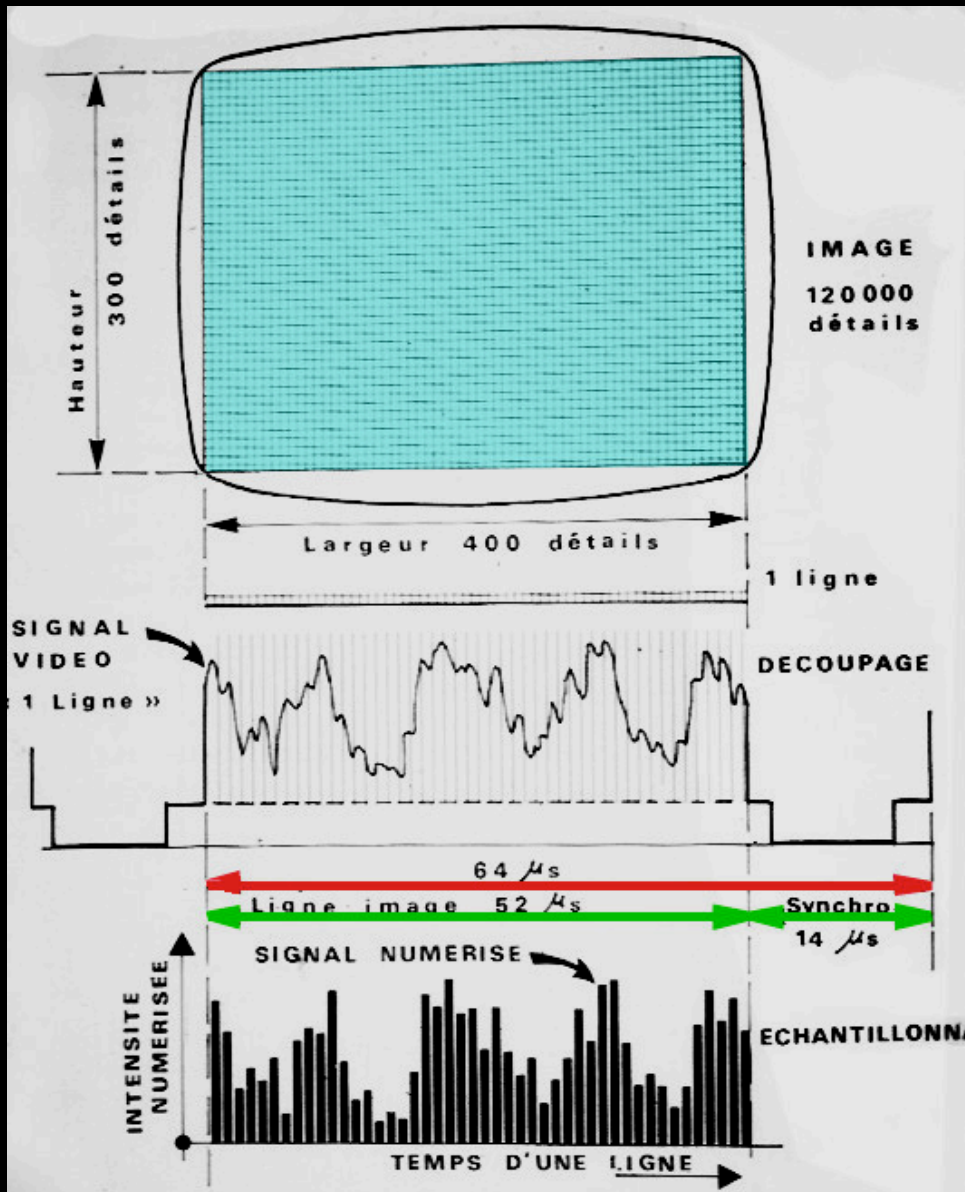
Fluoro low dose
20 cm PMMA
13 $\mu\text{Gy}/\text{fr}$ (entrance PMMA)

Cine normal mode
20 cm PMMA
177 $\mu\text{Gy}/\text{fr}$ (entrance PMMA)

Low dose

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

numérisation du signal en fluorographie



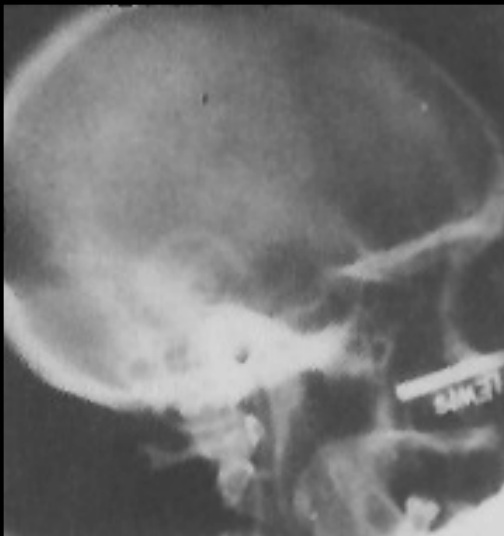
balayage progressif

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

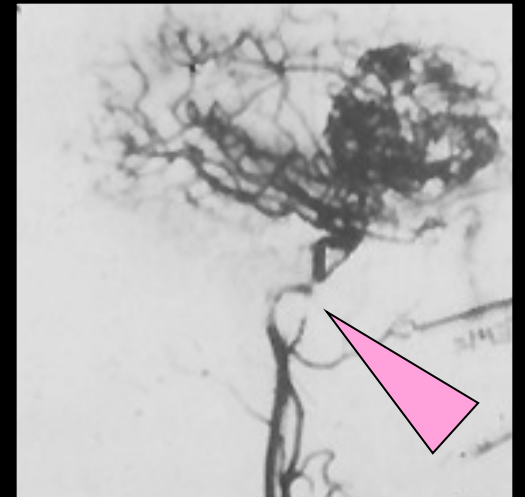


angiographie "standard "
= non soustraite

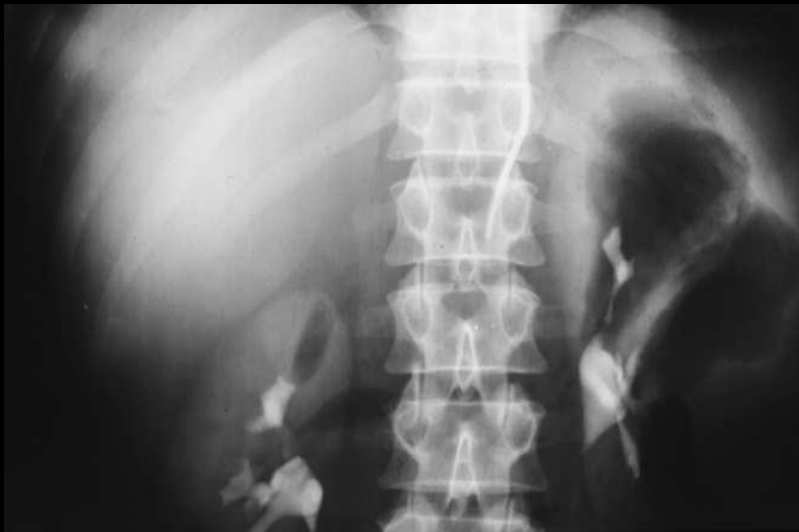
+ masque

+

inversion de
densité



angiographie "soustraite "



temps 0 = scout view



masque = 1 / temps 0

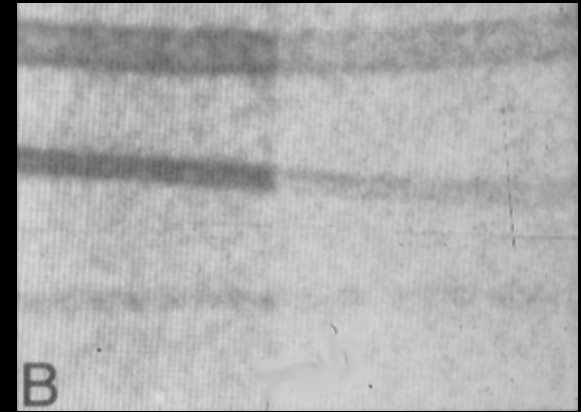
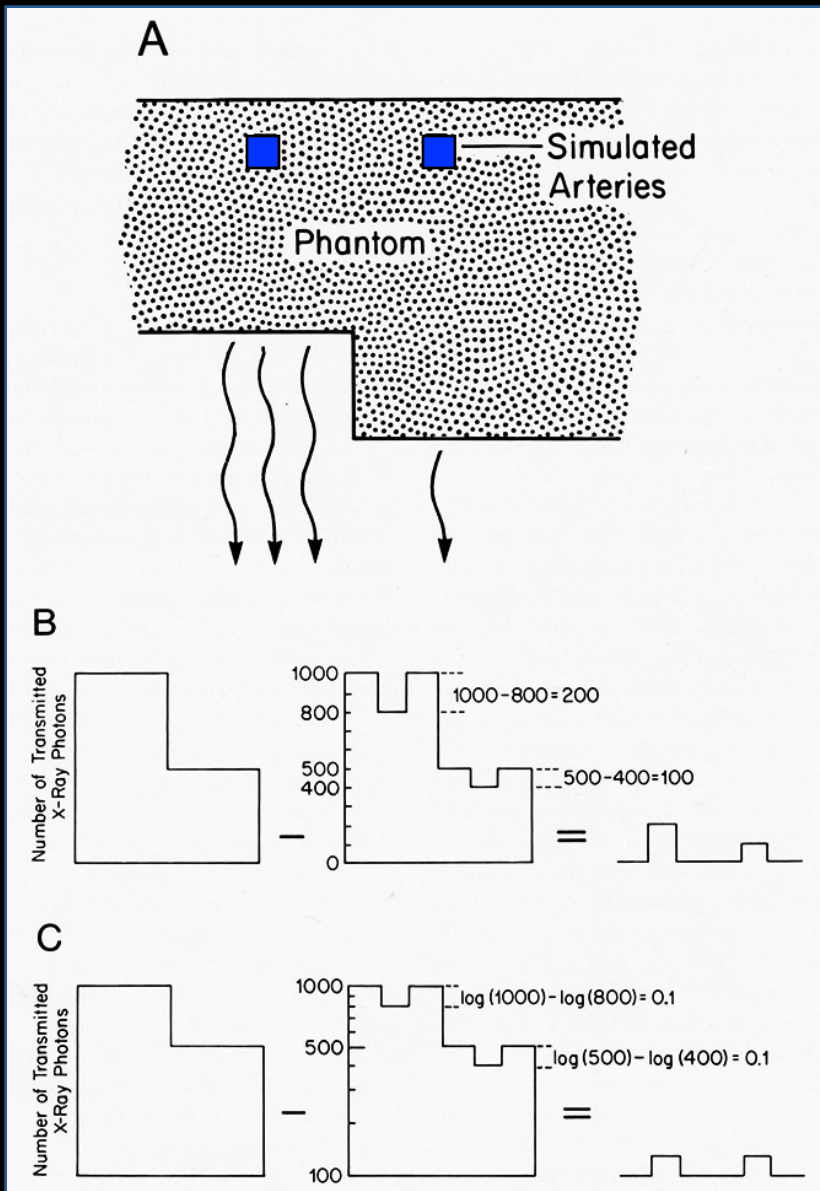


cliché injecté

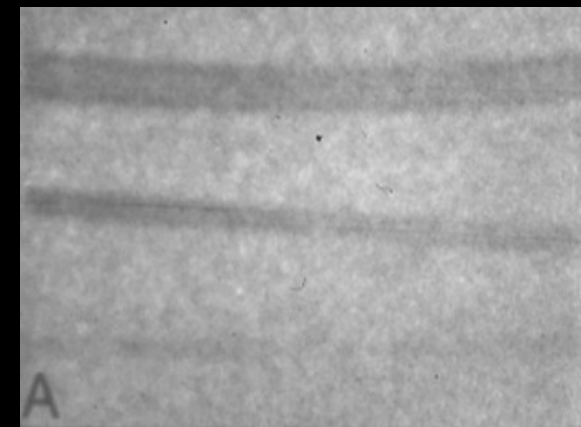


cliché "soustrait "

amplification du signal (en DSA)



soustraction après
amplification linéaire



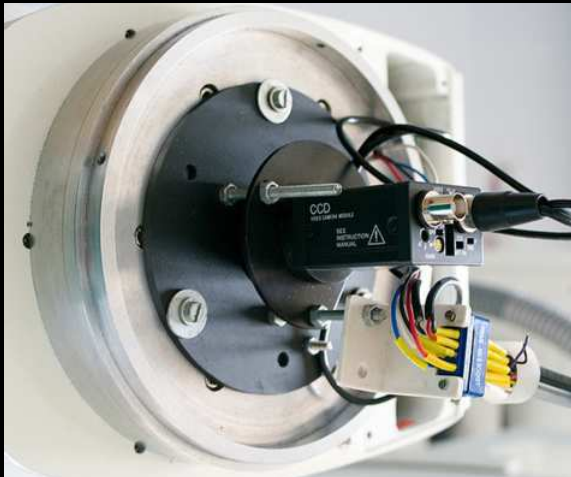
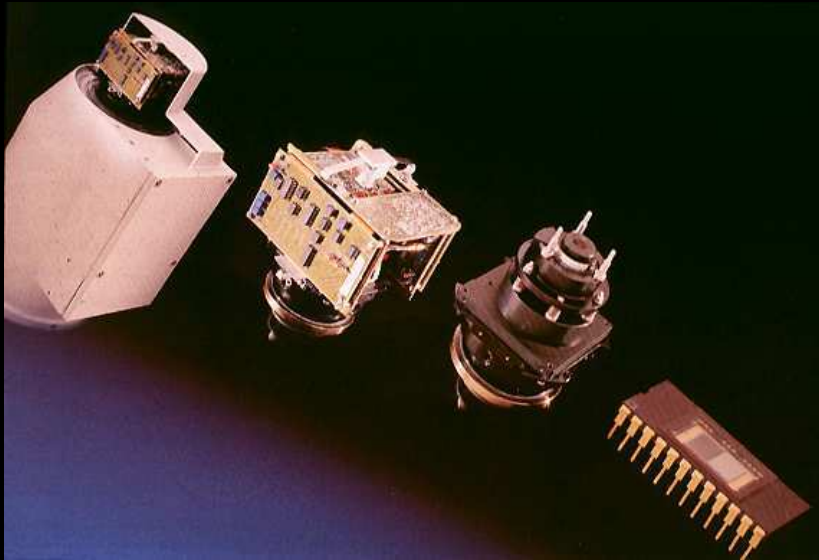
soustraction après
amplification logarithmique

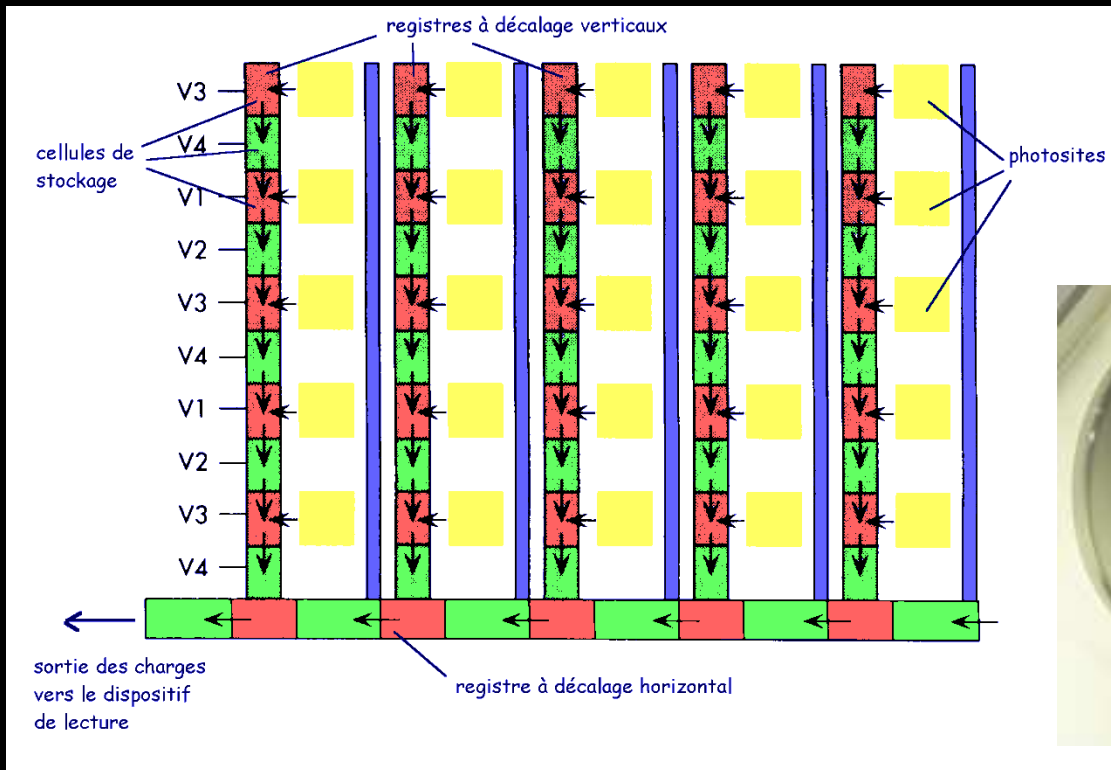
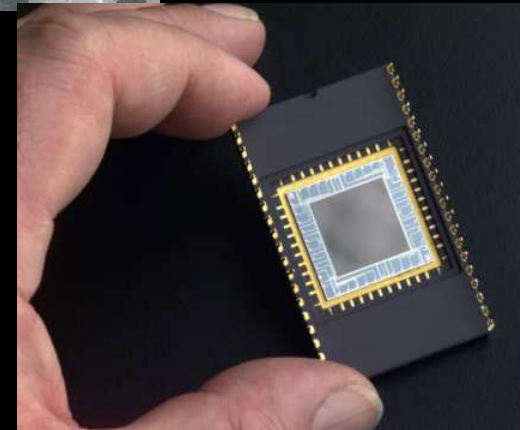
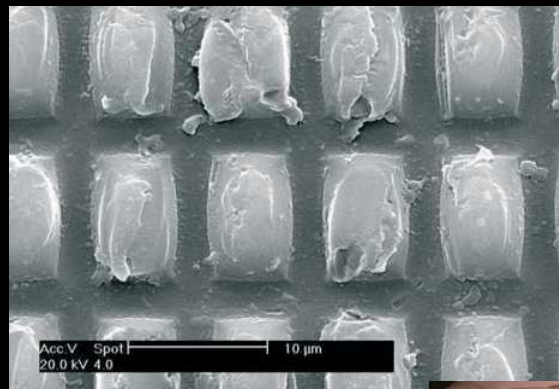
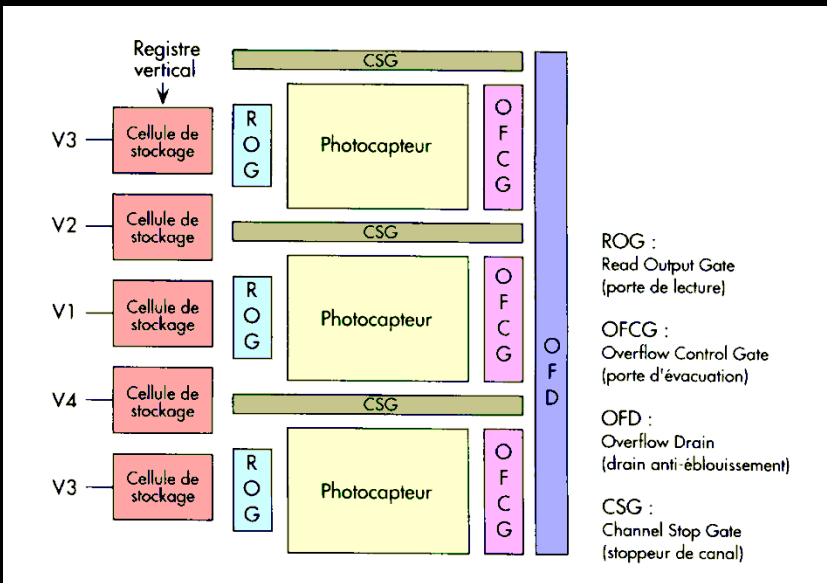


qualité image en DSA : bruit quantique et visibilité de 3 cathéters

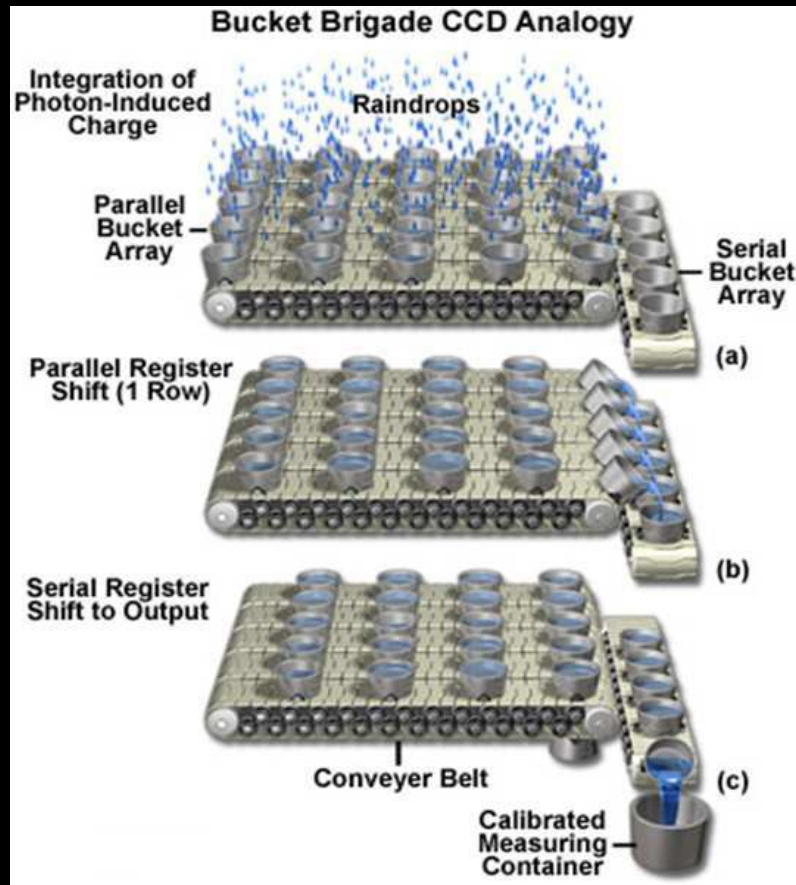
A,B,C expositions relatives de 1 , 4 , 16
D = id C avec fenêtrage plus serré

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

