



RADIOLOGIE | BRABOIS

[Accueil](#)
[Cas cliniques de l'Oncle Paul](#)
[Séries didactiques de l'Oncle Paul](#)
[Niveau LM](#)
[Niveau D](#)
[Publications](#)
[Sites et applications iPhone](#)
[Contact](#)

Radioprotection et technologie

TECHNOLOGIE IMAGERIE PAR PROJECTION

- D C RX bases physiques production,atténuation
- D C générateurs et tubes
- D C détecteurs , facteurs de qualité de l'image
- D C amplificateur de luminance TV radiologique

RADIOPROTECTION

- D C radioprotection 01
- D C radioprotection 02
- D C radioprotection du patient

TECHNOLOGIE SCANNER CT

- D C produits de contraste iodés hydrosolubles



TECHNOLOGIE SCANNER CT

- D C produits de contraste iodés hydrosolubles
- D C CT dose et mA
- D C CT dose et KV
- D C CT dose et pitch
- D C CT dose et epaisseur de coupe
- D C CT dose et reconstruction itérative
- D C dose et facteurs comportementaux

MEDECINE NUCLEAIRE

- D C nouveaux traceurs TEP

ATELIERS IRM

- D C introduction ateliers IRM
- D C IRM aspects techniques
- D C IRM produits de contraste
- D C IRM diffusion corps entier
- D C IRM foie
- D C IRM pancréas
- D C IRM pathologies non tumorales des voies bili

imagerie "conventionnelle" , par projection

-domaine d'application

-tubes radiogènes ++++

-générateurs

-systèmes de recueil de l'information

.analogiques : couple écrans renforceurs/film
amplificateur de luminance et chaîne TV

.numériques : ERLM (plaques photostimulables) **CR**
capteurs plans **DR**

-facteurs de qualité de l'image ++++

.facteurs géométriques

agrandissement
distorsion

.facteurs photographiques

densité
contraste
bruit



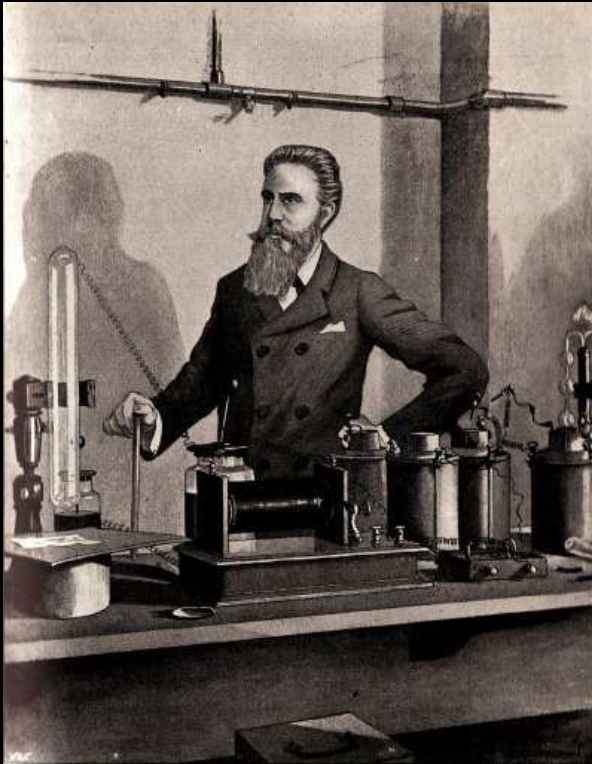
Rx "**conventionnelle**" ou par projection
= représentation d'un volume
3D sur une image (plan 2D)

encore 70 à 80 % des examens d'imagerie
radiologiques :

thorax ; ostéo-articulaire ;
mammographie ++++

coronarographies ,
radiologie interventionnelle ,
fluoroscopie per opératoire...
salles « hybrides »

à l'origine de 36% de l'irradiation des
patients ; imagerie dynamique
interventionnelle ++++ (1.5% des
examen , 9 à 10% de l'irradiation)



Professor Röntgen at work.

[Walter K. Bulgin]

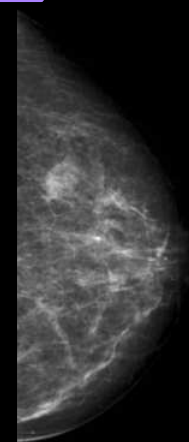
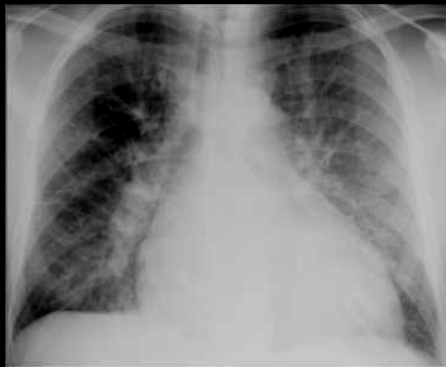
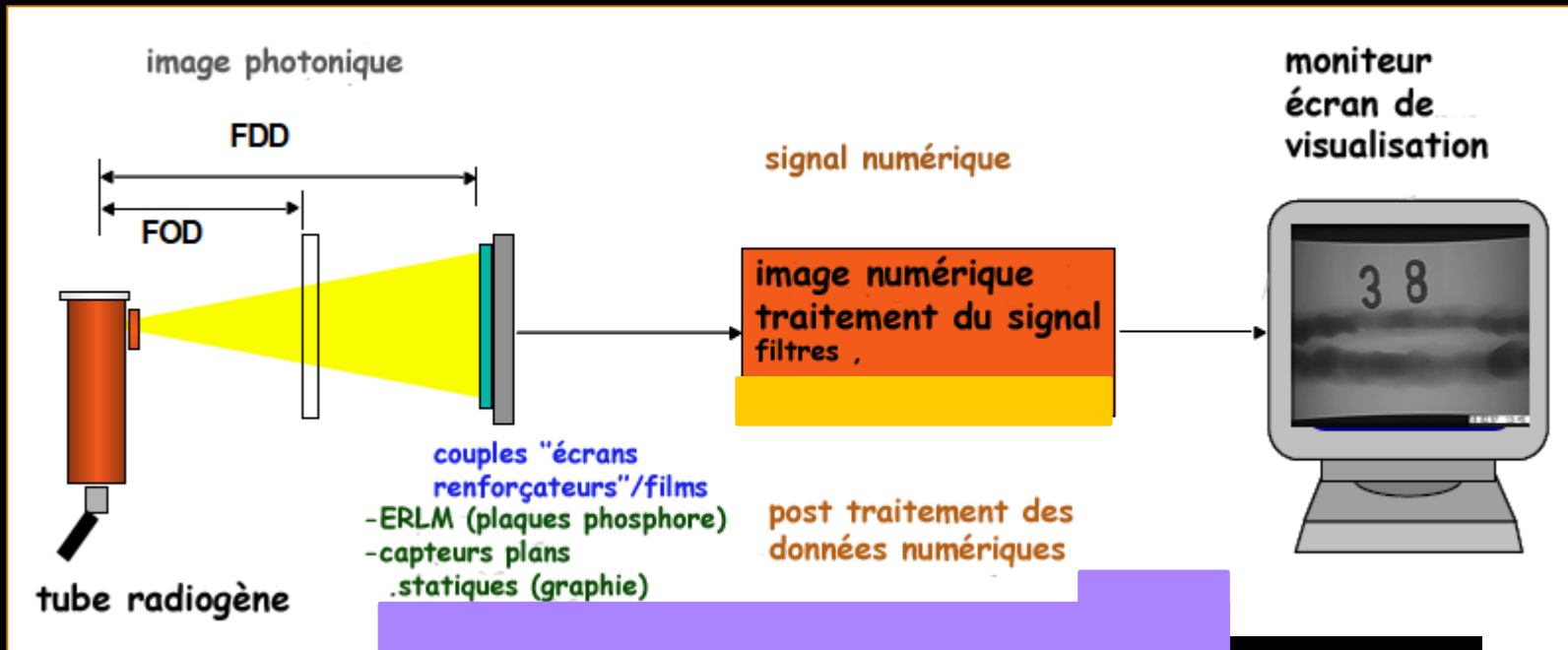


durée de la pose pour la
main de Madame Röntgen

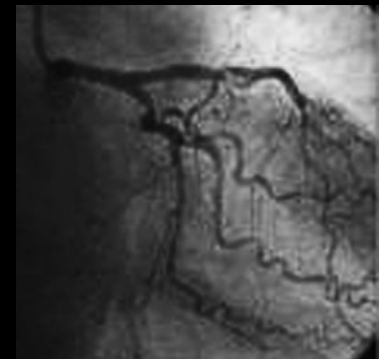
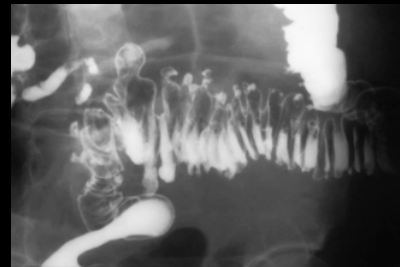
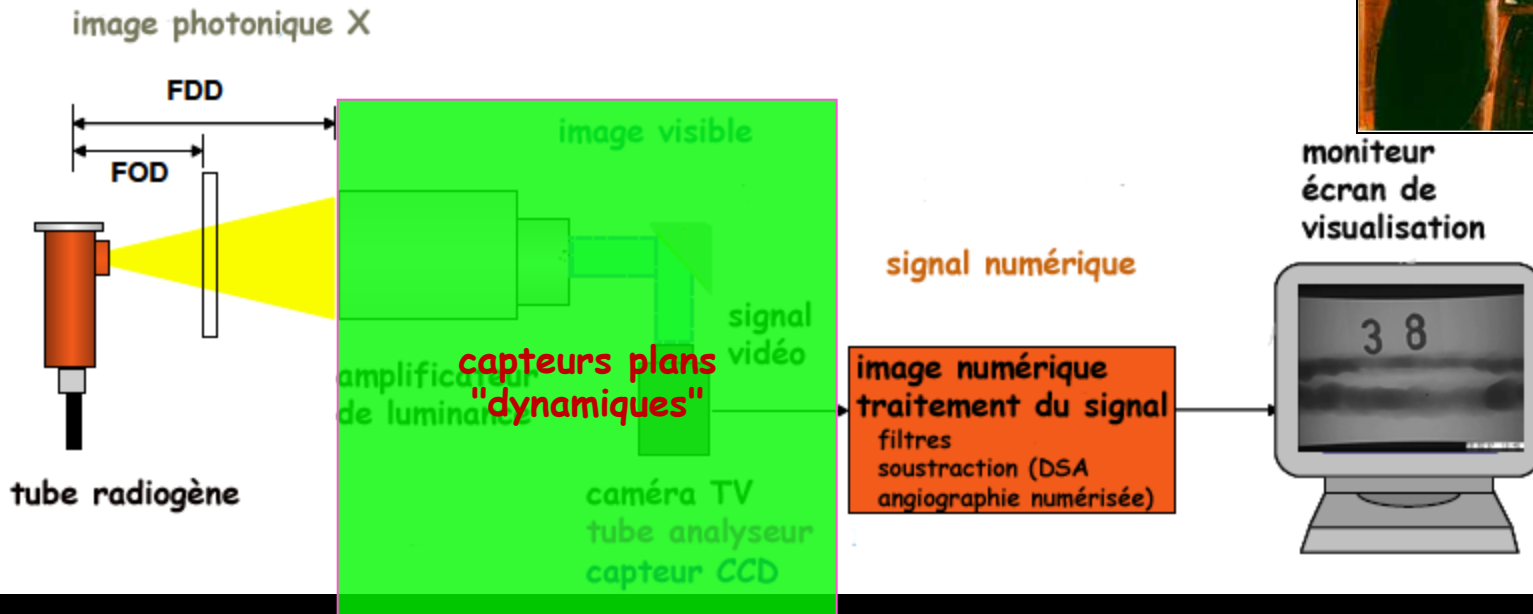


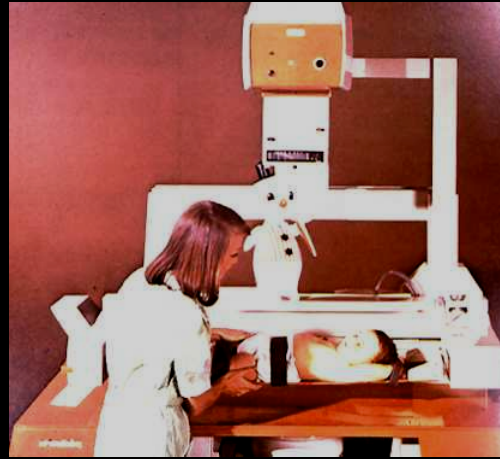
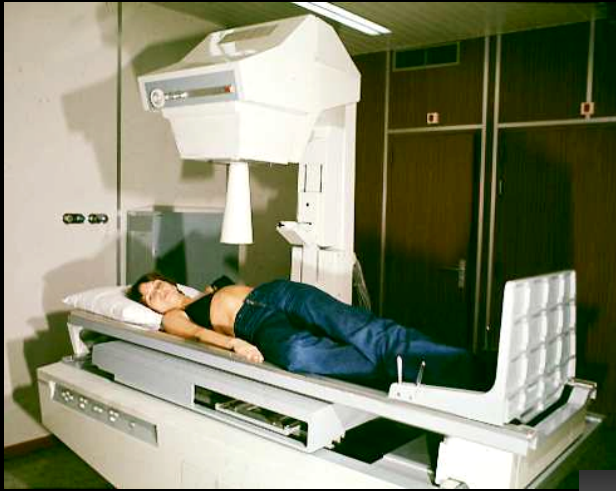
1. domaine d'application de la radiologie par projection

1.1 imagerie par projection statique : radiographie

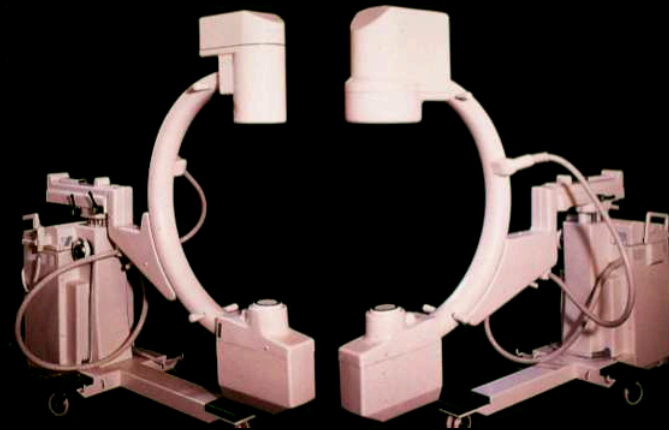
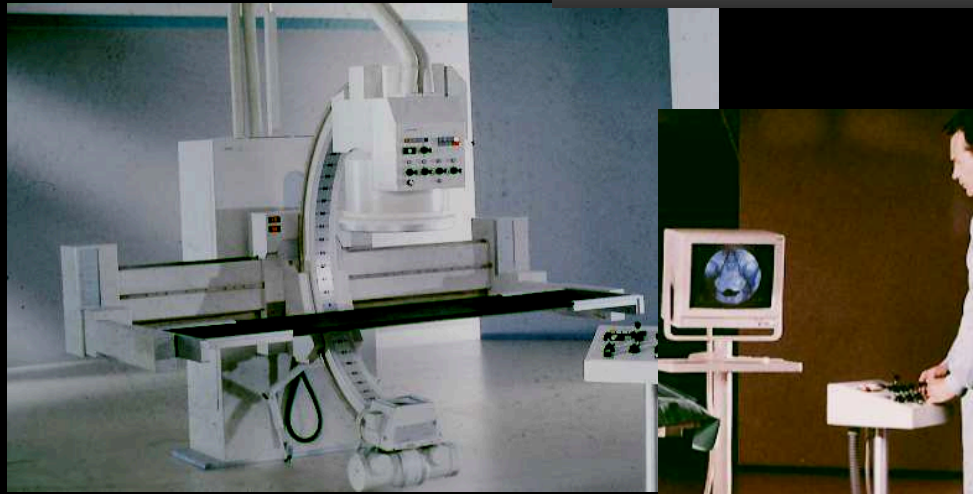


1.2 imagerie par projection dynamique : radioscopie (télévisée=fluoroscopie)
et dérivés > 25 images / s
angiographie numérisée DSA (digital subtraction angiography)





radiographie et radioscopie viscérale sous contrôle TV diagnostique et interventionnelle



télévisée per-opérateur

angiographie diagnostique et interventionnelle ± chirurgie (salles « hybrides »)
-DSA ou angiographie numérisée (soustraction en temps réel)
-"bolus chasing" (suivi d'embolie pour les AOMI)
-angiographie volumique (rotationnelle)



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

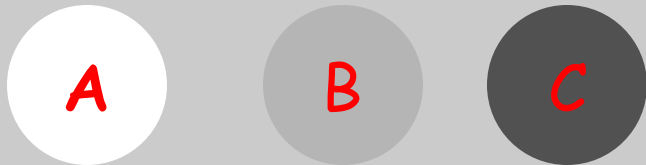
résolution spatiale

résolution temporelle

DOSE ++++

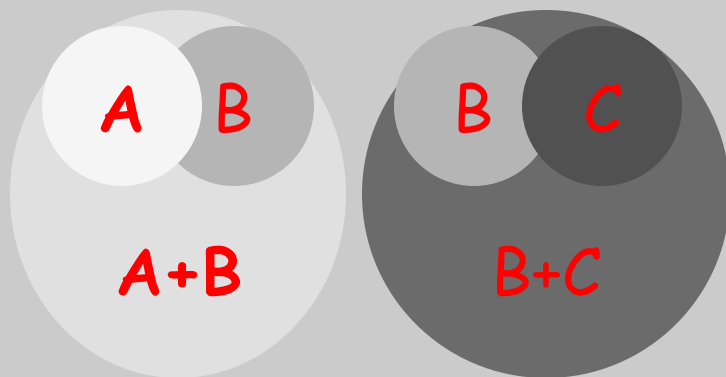
élément de base de l'imagerie : **le signal**
signal , contraste , bruit..." spontanés "
produits de contraste (PC) artificiels

Signal et contraste



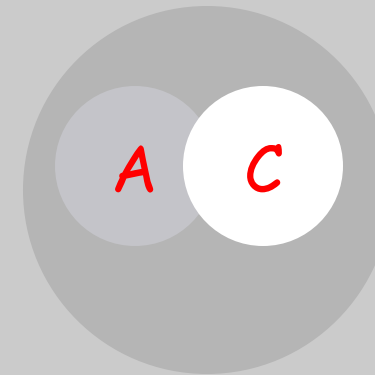
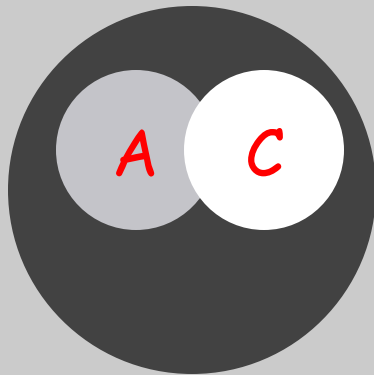
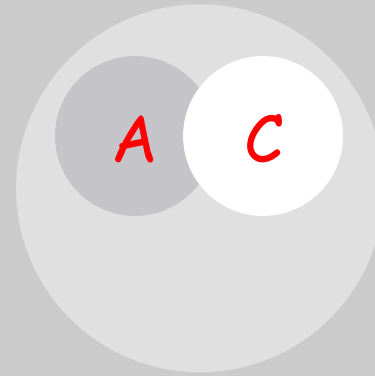
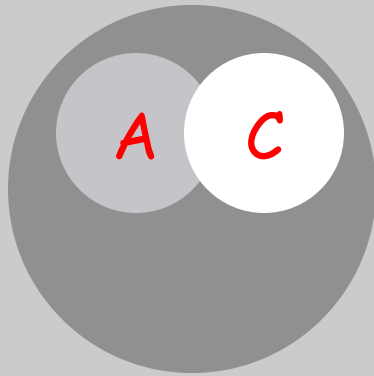
Signal A >> Signal B >> Signal C

Contraste = Signal A - Signal B



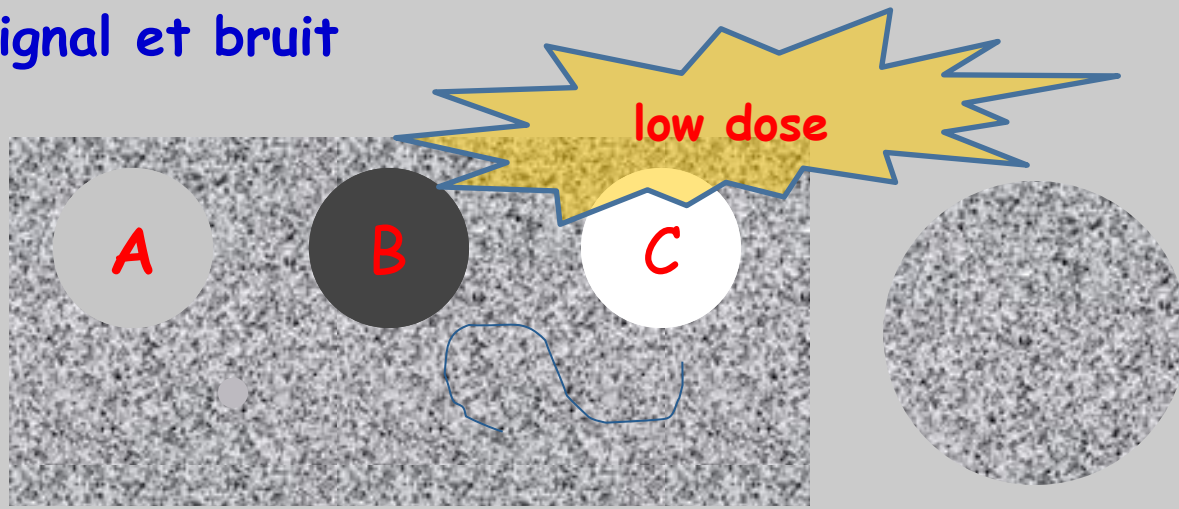
ou mieux

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

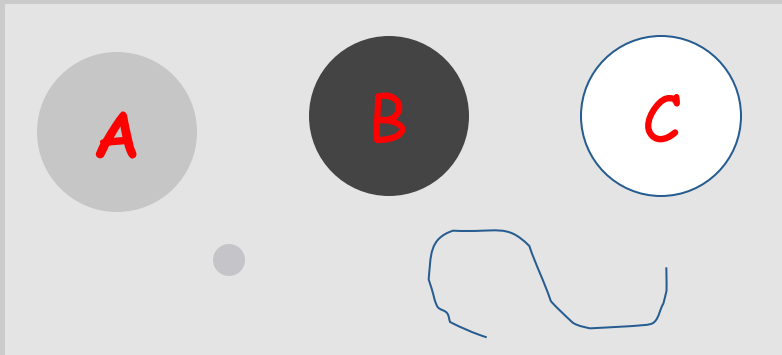


Le **contraste apparent** dépend du niveau de signal du "fond" sur lequel se projettent les signaux des régions d'intérêt

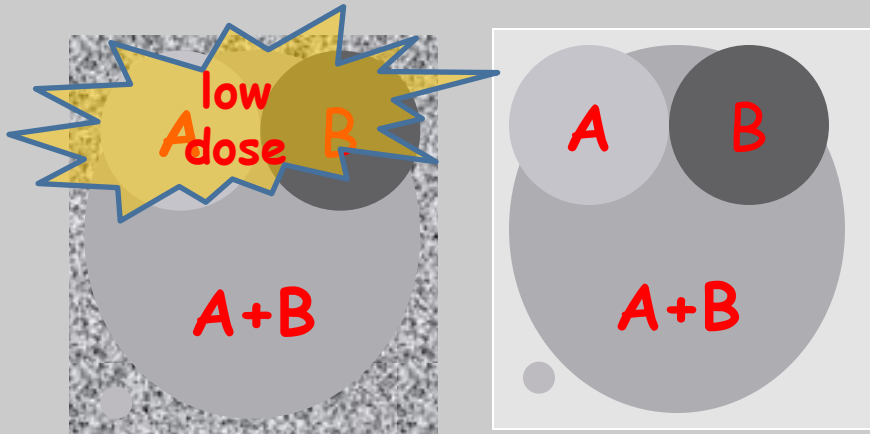
Signal et bruit



bruit élevé
rapport S/B ↘



bruit faible
rapport S/B ↗



rapport contraste / bruit

2. tubes radiogènes

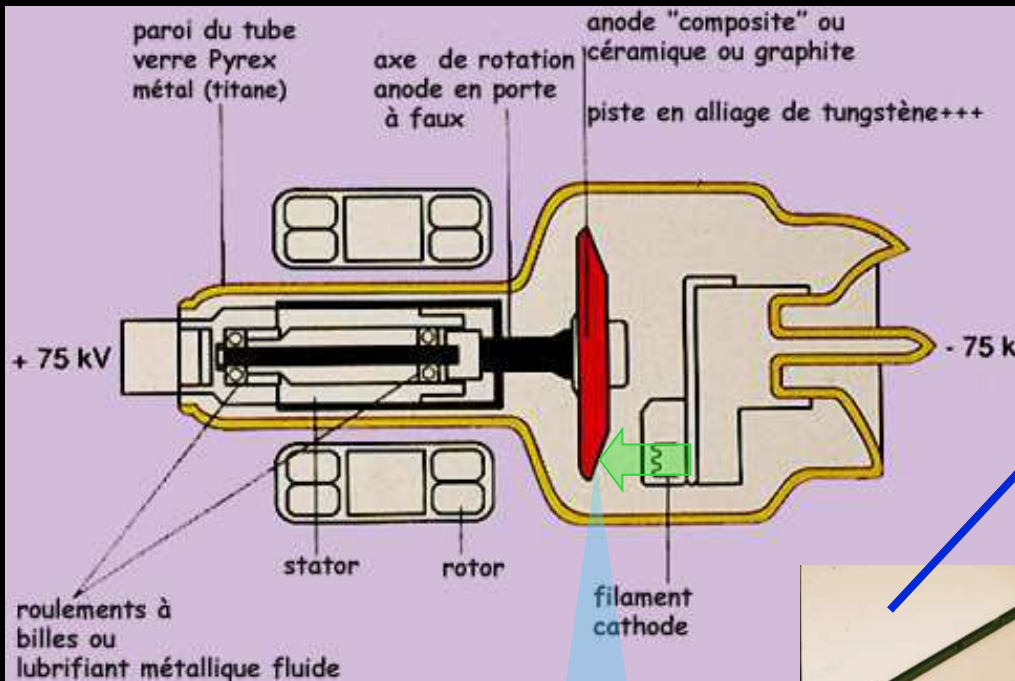


image latente

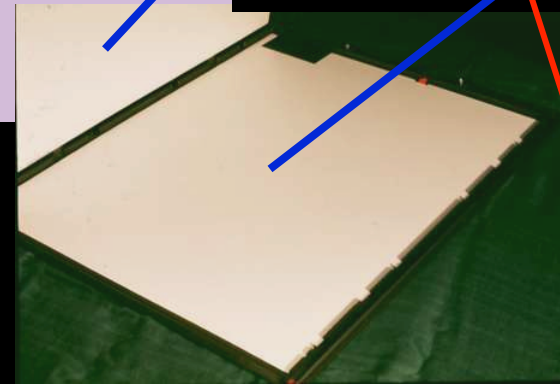
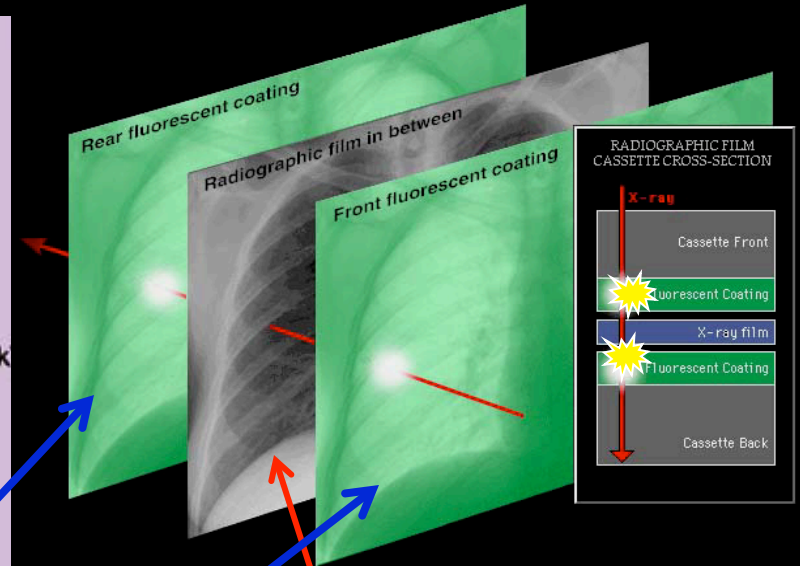


image radiante

image analogique "photographique", après traitement (révélateur, fixateur, lavage++)



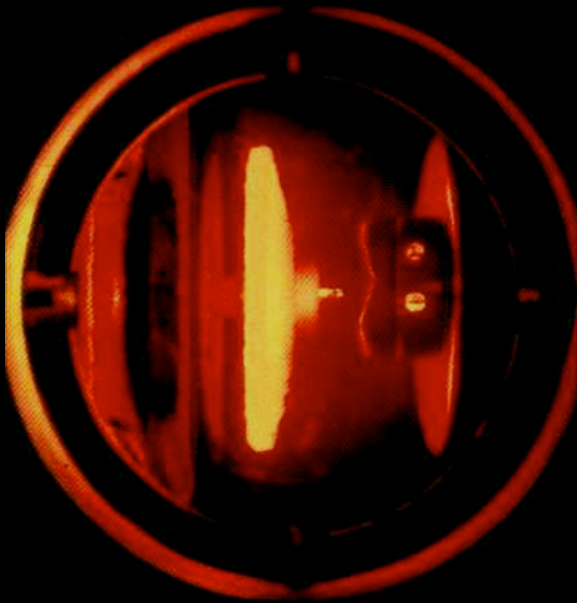
tubes Rx = **convertisseurs d'énergie électrique** :

rendement déplorable... :

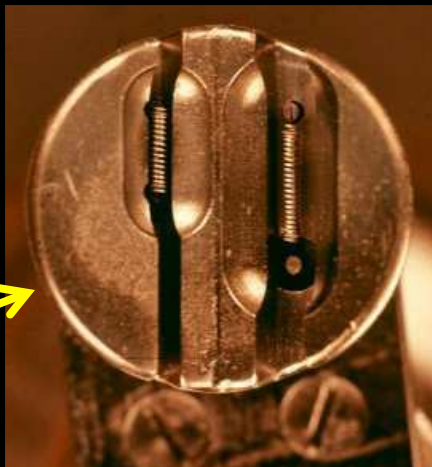
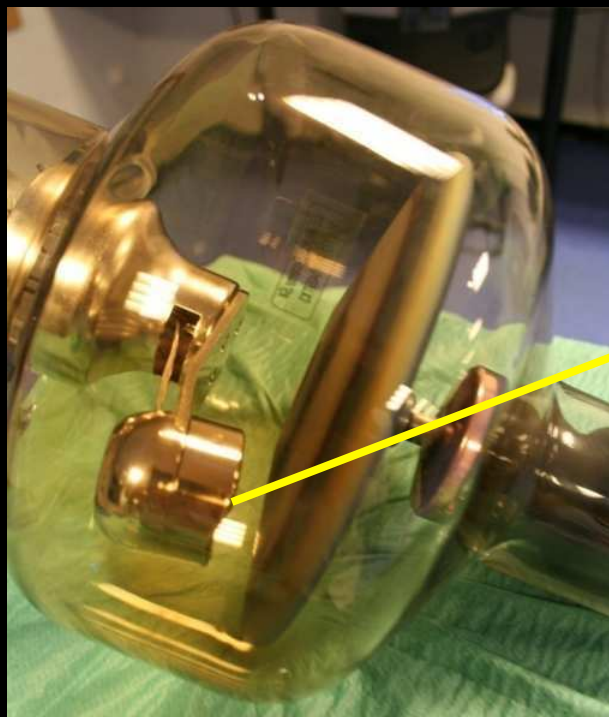
Rx : 1 % !!!

chaleur : 99 %

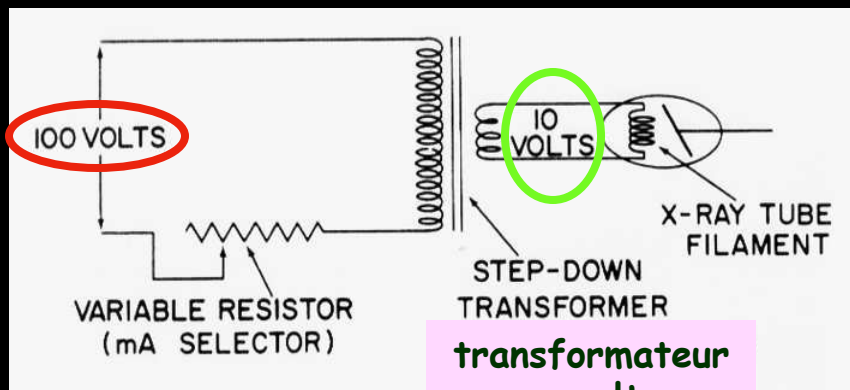
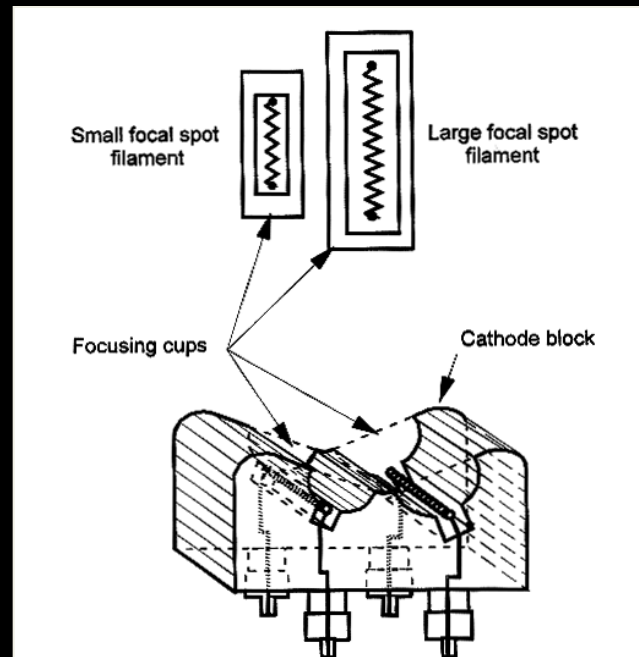
le vide doit être le plus poussé possible car il faut avoir la **maitrise du flux électronique arrivant sur l'anode** :-vitesse des e- = $f(kV)$;
-nombre d'e-/unité de temps = $f(mA)$;
et section du faisceau d'e- = $f(\text{diamètre et longueur du filament})$



émission et calibrage du faisceau électronique : filaments , circuit de chauffage , pièce de concentration

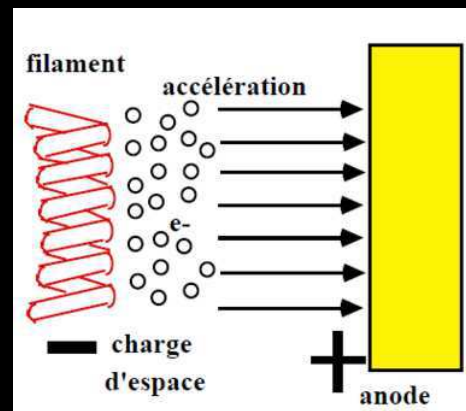


filaments (tungstène thorié) et pièce de focalisation

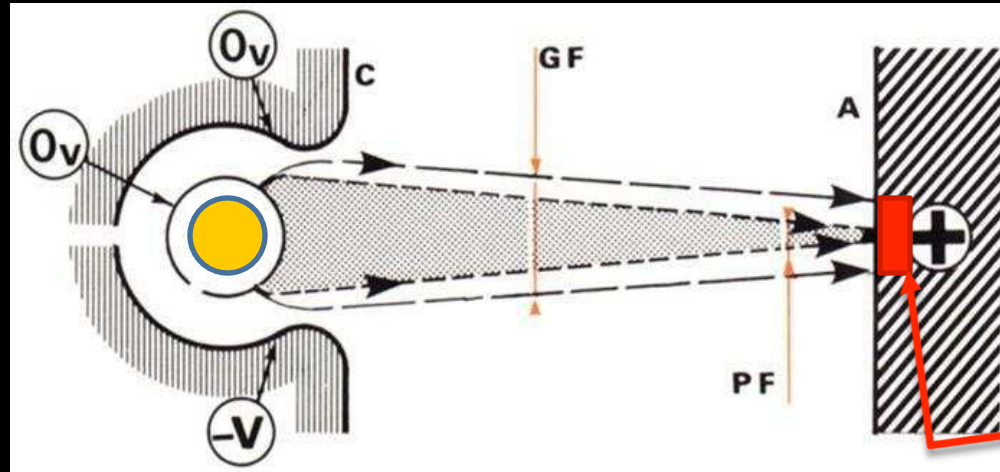
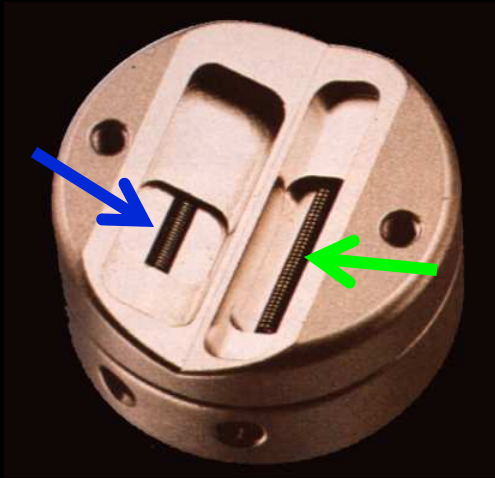


transformateur sous volt

circuit "basse tension" pour chauffage du filament :
 I élevée (10A) et U faible (5-10V)
 $W = R I^2 +$ (effet Joule)



Effet thermo-ionique, arrachement et accélération des électrons



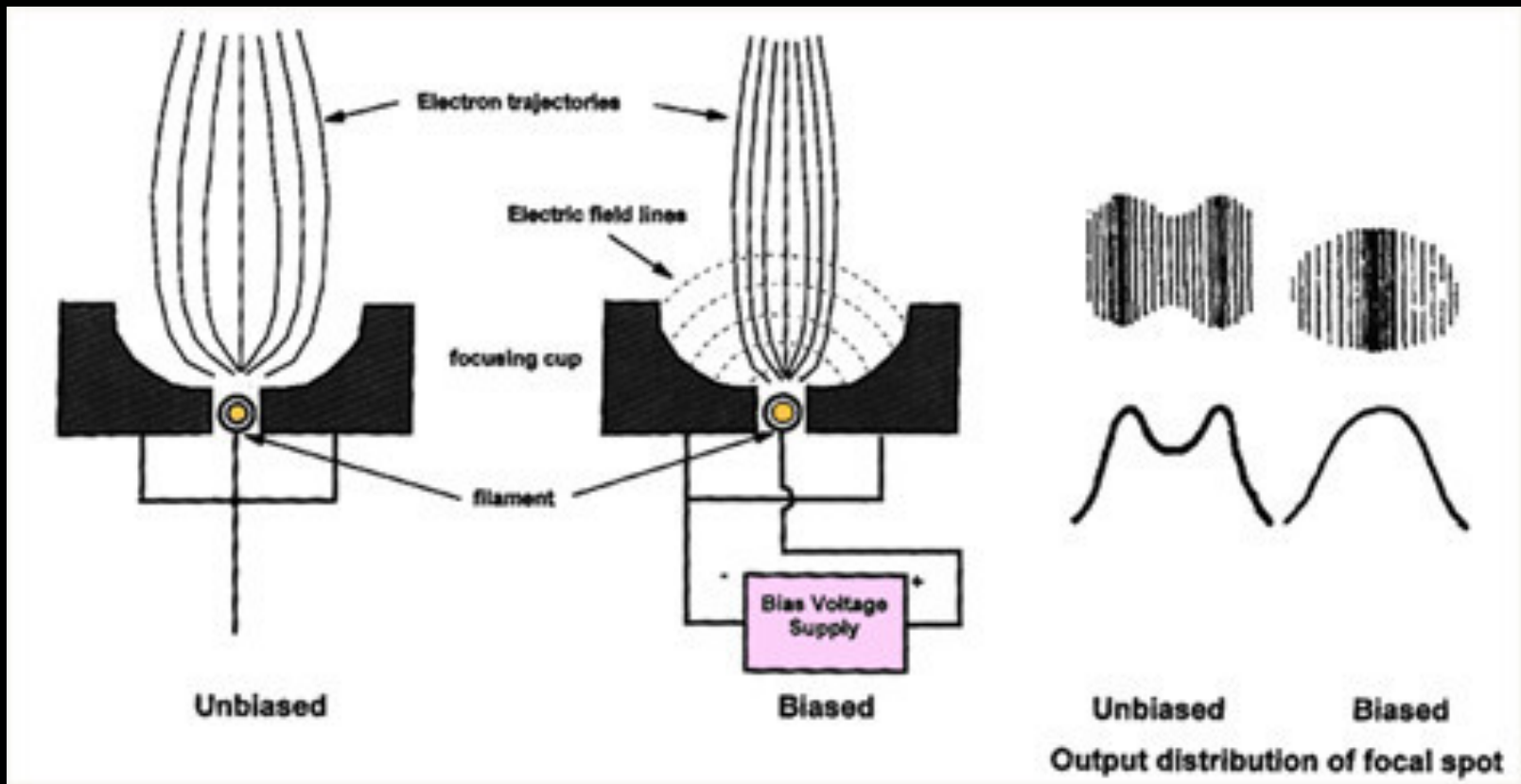
foyer thermique

volume du foyer thermique = f (-taille du filament,
 -forme du support du filament,
 -polarisation de la pièce de focalisation)

La focalisation du faisceau électronique par le potentiel négatif de la pièce de concentration permet le calibrage précis de ce faisceau, donc de la taille du foyer thermique

variantes technologiques

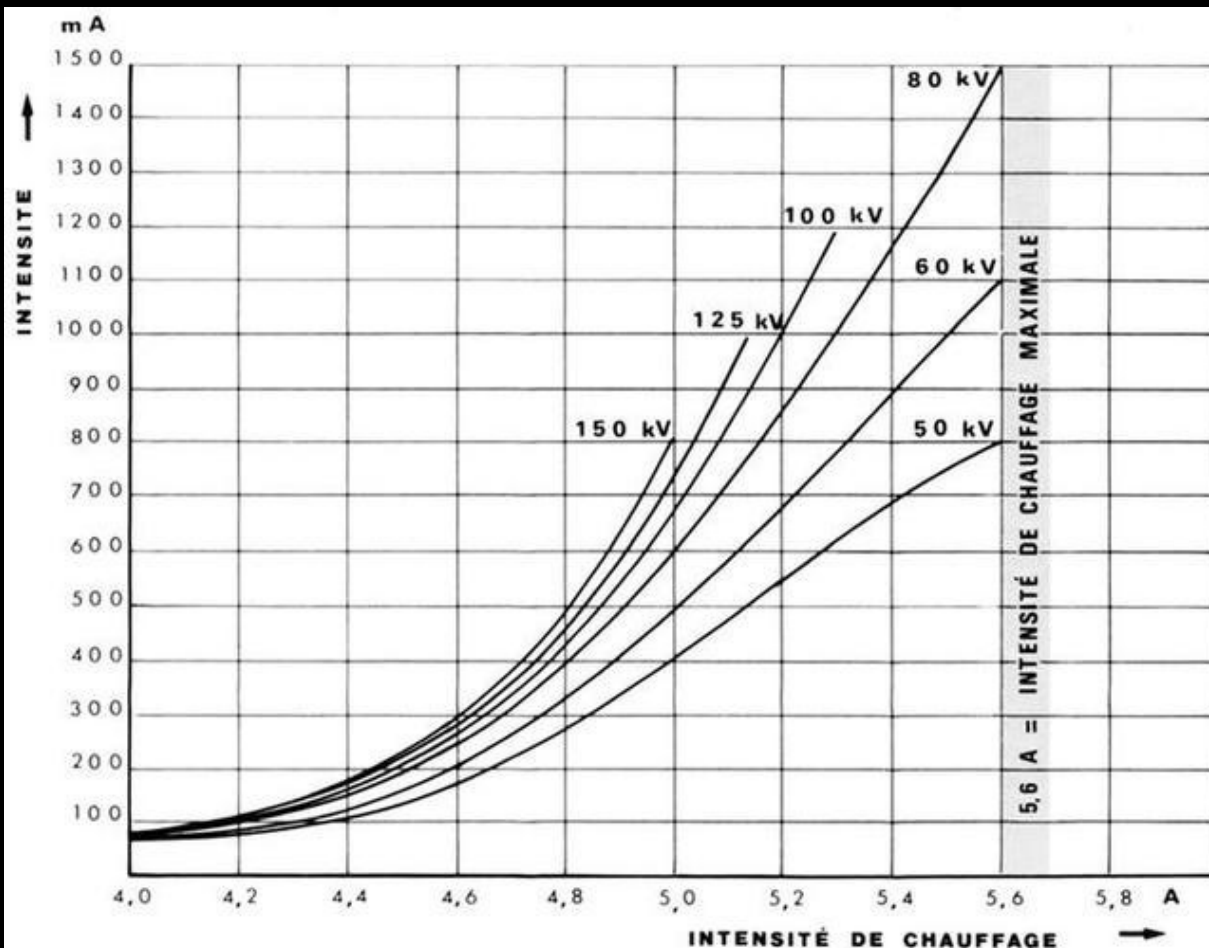
- cathode "à effet de grille" (interruption du faisceau électronique par le potentiel négatif de la pièce de focalisation)
- tube à foyer de taille variable: en agissant sur la tension de polarisation on peut modifier la taille du foyer , donc la puissance du tube



La focalisation du faisceau électronique par le potentiel négatif de la pièce de concentration permet d'optimiser l'homogénéité du foyer thermique

l'intensité du courant électronique traversant le tube radiogène correspond aux mA affichés ++++ ; sa valeur maximale est de l'ordre de **1500 mA** ; elle est directement liée à l'intensité du courant de chauffage du filament qui est de l'ordre de **4 à 6 A** (6000 mA !)

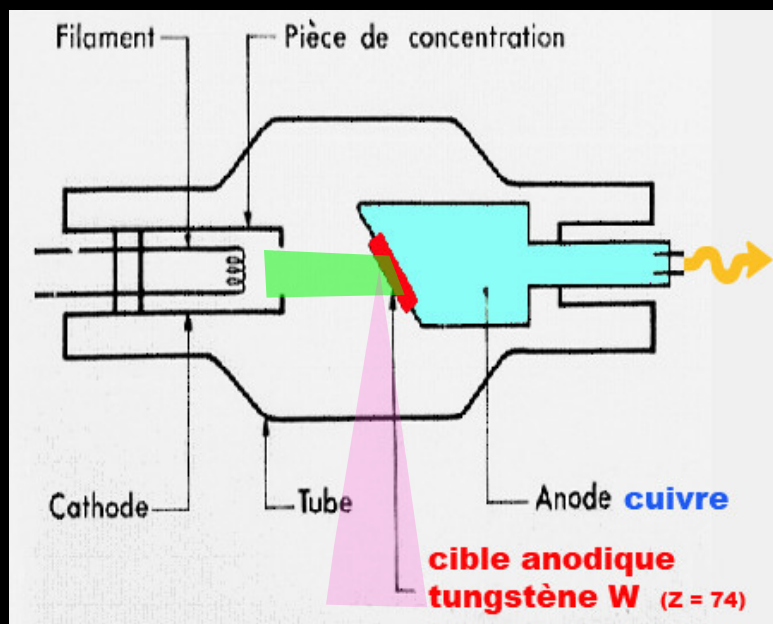
intensité du courant électronique traversant le tube = **mA affichés**



intensité du courant de chauffage du filament

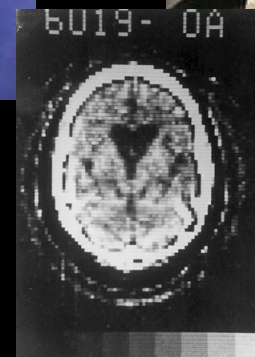
l'intensité maximale du courant électronique traversant le tube radiogène (mA) , pour une intensité du courant de chauffage donnée dépend du kilovoltage (kV).

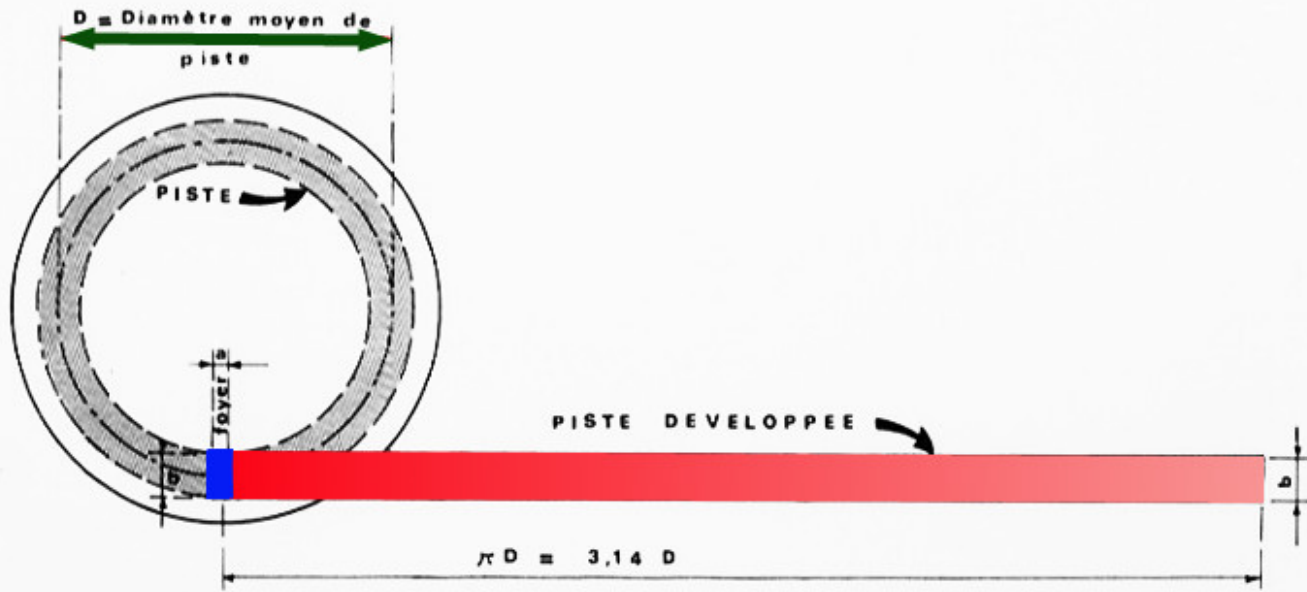
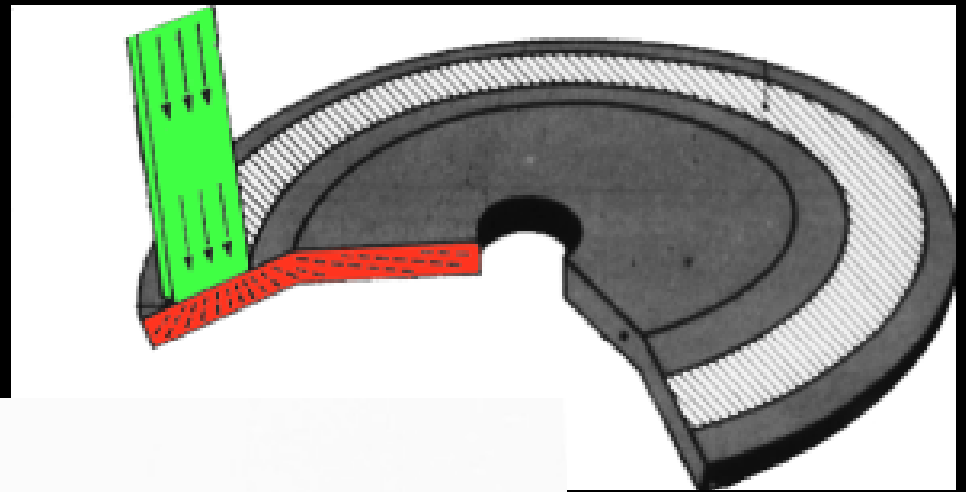
anodes ; production des rayons X , foyers des tubes radiogènes : tube à anode fixe ; anodes tournantes ; évacuation de la chaleur



autrefois:
appareil dentaires , thorax au lit du malade
mammographes (sénographes)
scanner : EMI scanner (1971-1972)

la chaleur produite dans le foyer thermique en tungstène est évacuée par conduction dans le support et la tige en cuivre (matériau très bon conducteur)

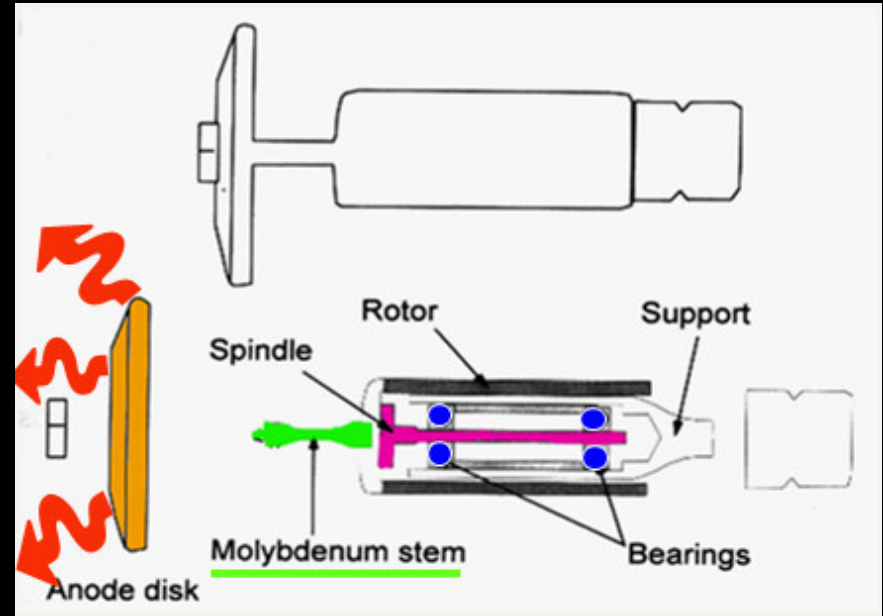
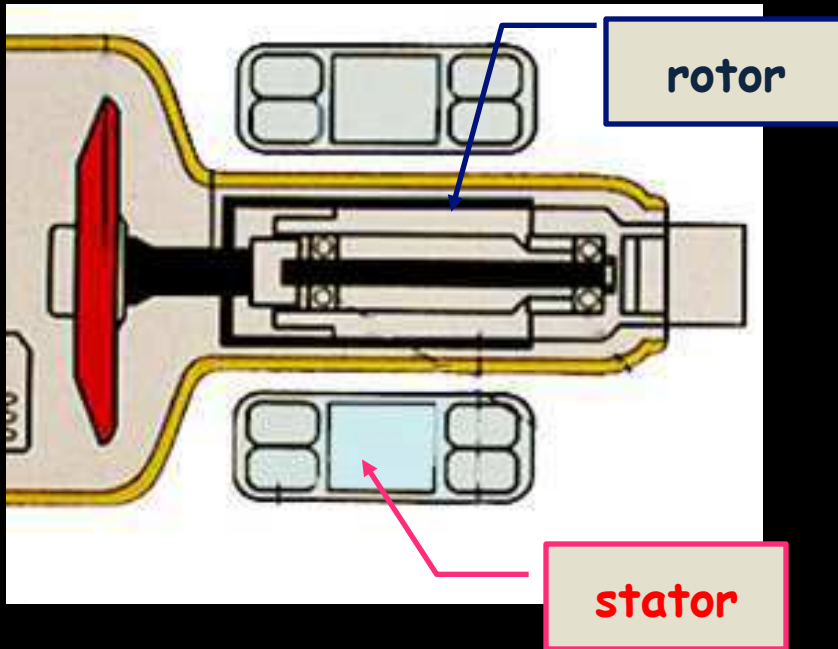




$$p = \frac{\text{Surface de piste}}{\text{Surface du foyer}} = \frac{b \times \pi D}{a \times b} = \frac{\pi D}{a} > 100$$



l'anode tournante multiplie le volume (la surface) du foyer thermique par la longueur de la circonférence : $3,14 \times D$; la puissance (quantité d'énergie électrique convertie en rayons X ..; et en chaleur ! par unité de temps) est donc considérablement accrue.



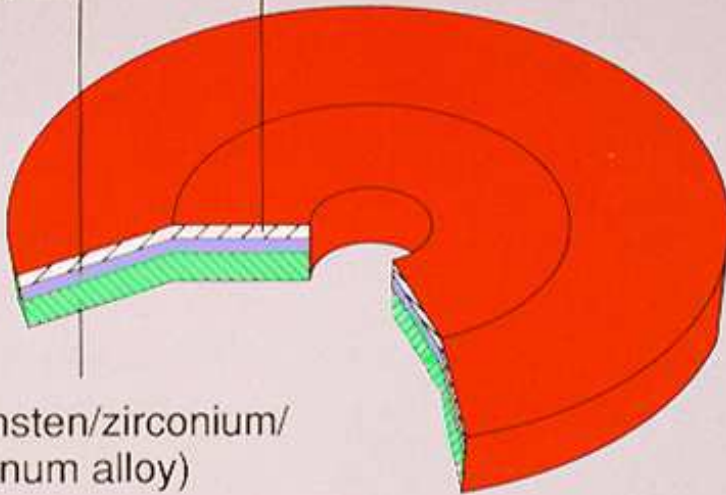
l'évacuation de la chaleur ne peut se faire par conduction dans l'axe du rotor (risque de grippage dû à la dilatation) ; on choisit donc un élément mauvais conducteur de la chaleur : le molybdène pour l'axe de rotation et pour la masse de l'anode

on favorise l'évacuation calorifique par convection (par rayonnement) en utilisant une masse anodique lourde et épaisse (graphite , céramique .etc.)

mais c'est toujours une piste en alliage de tungstène qui est exposée au flux électronique +++

Tungsten/rhenium alloy

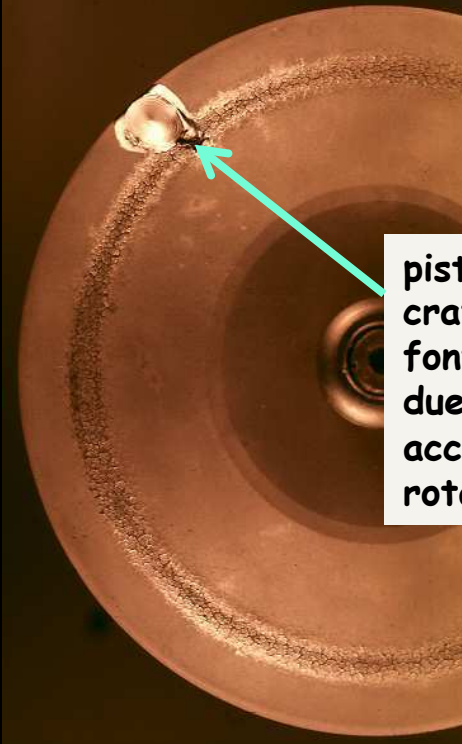
Tungsten



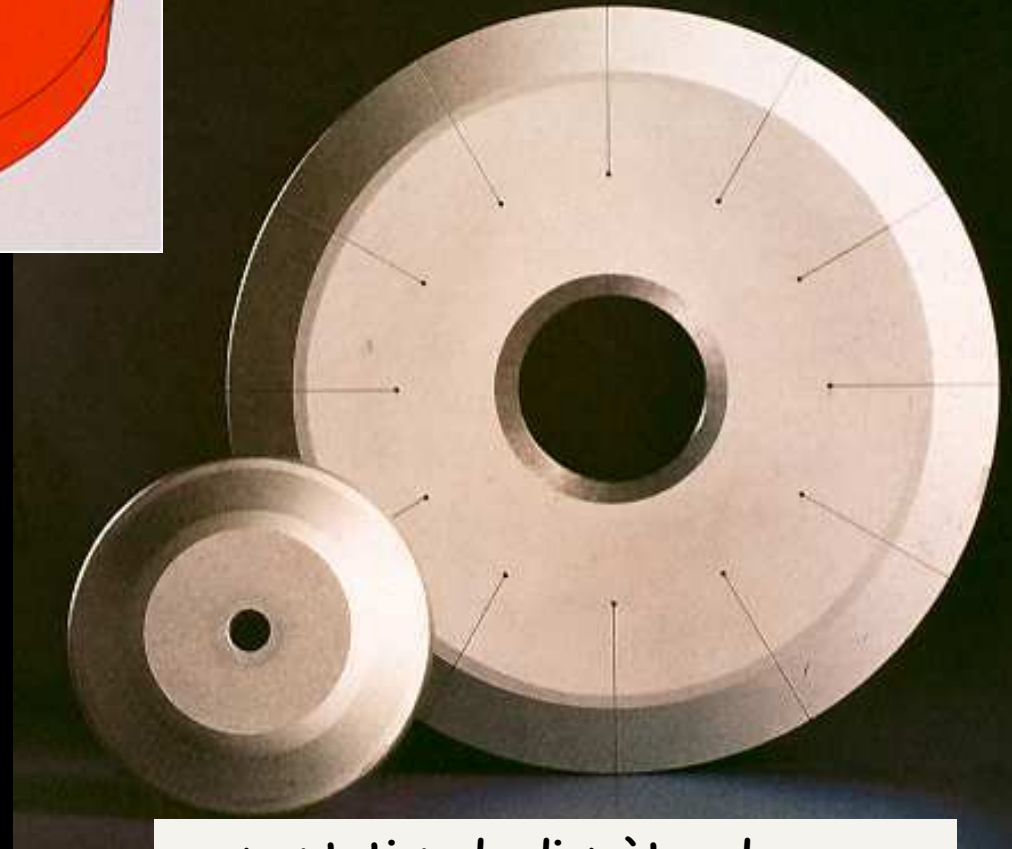
TZM (tungsten/zirconium/
molybdenum alloy)

anode "compound" ; la cible est toujours constituée de tungstène W

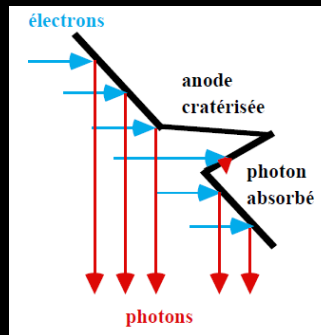
Z = 74 ; température de fusion très élevée : 3400°C



piste anodique cratérisée et fonte localisée due à un blocage accidentel de la rotation



augmentation du diamètre de l'anode pour accroître la puissance mais contraintes mécanique accrues



vieillesse du tube
"métallisation" des parois

piste anodique cratérisée ; les électrons et les photons X émis se "perdent" dans le fond et les parois des crevasses

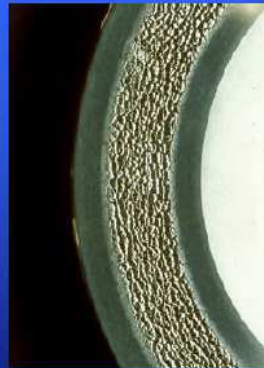
Anode aging



New



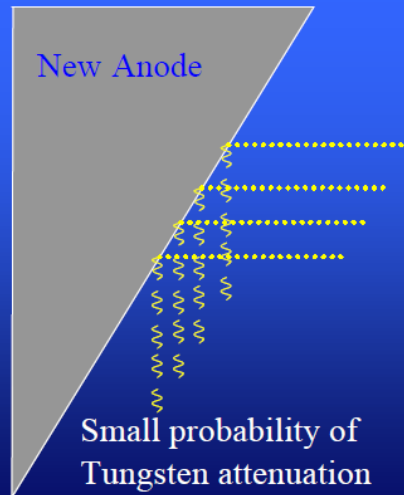
Normal Use



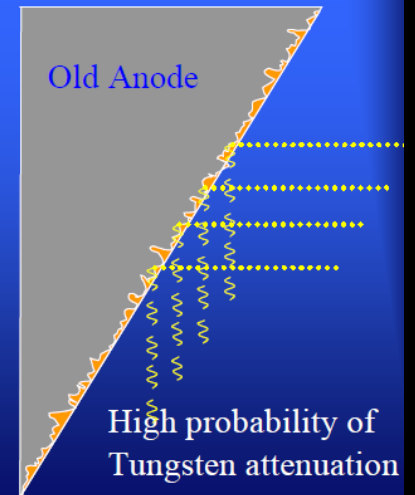
Melted by heavy use

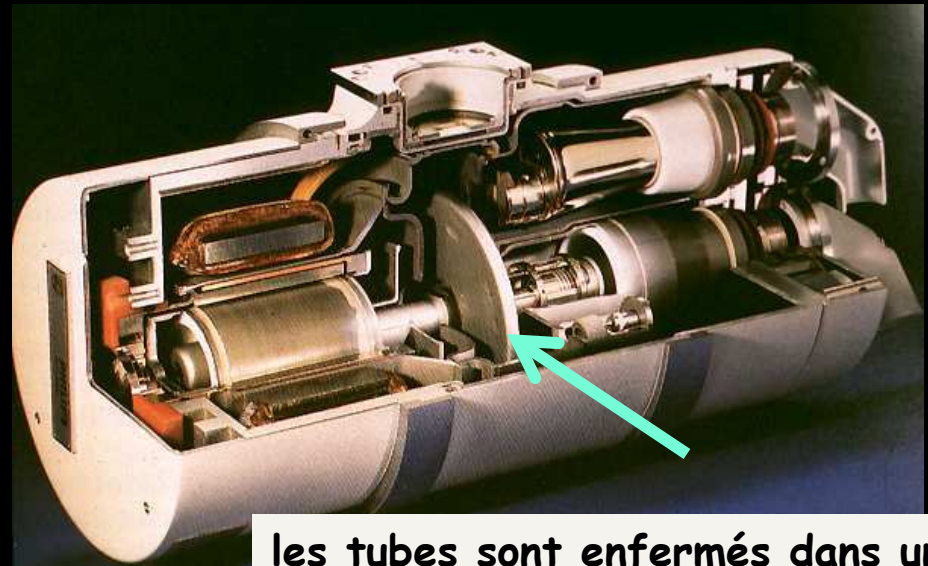
Anode Surface Aging

~No Tungsten attenuation



Avg. < 10 micron Tungsten attenuation

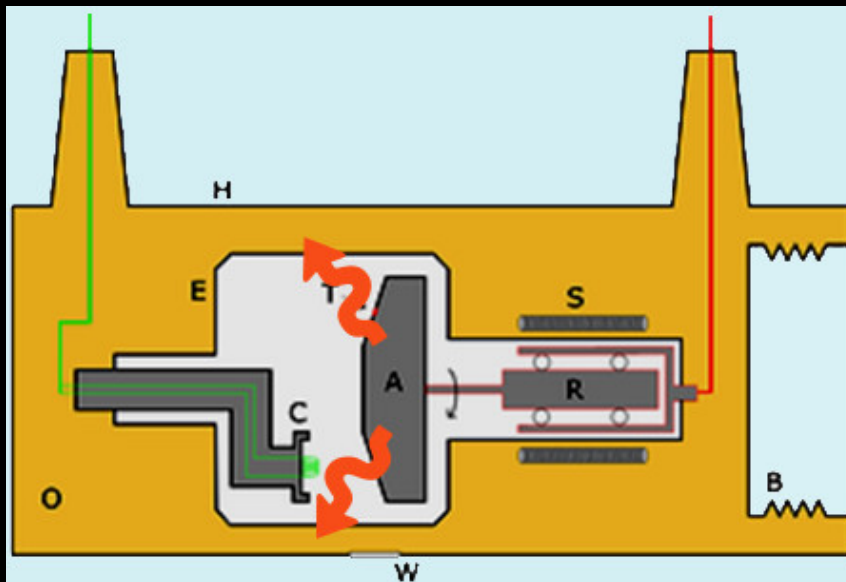




les tubes sont enfermés dans une gaine plombée dont le rôle est double :

-protection mécanique de l'enveloppe du tube (verre ou métal)

-surtout protection du personnel contre le rayonnement de fuite



le tube est plongé dans un bain d'huile dans lequel se dissipe la chaleur rayonnée par l'anode

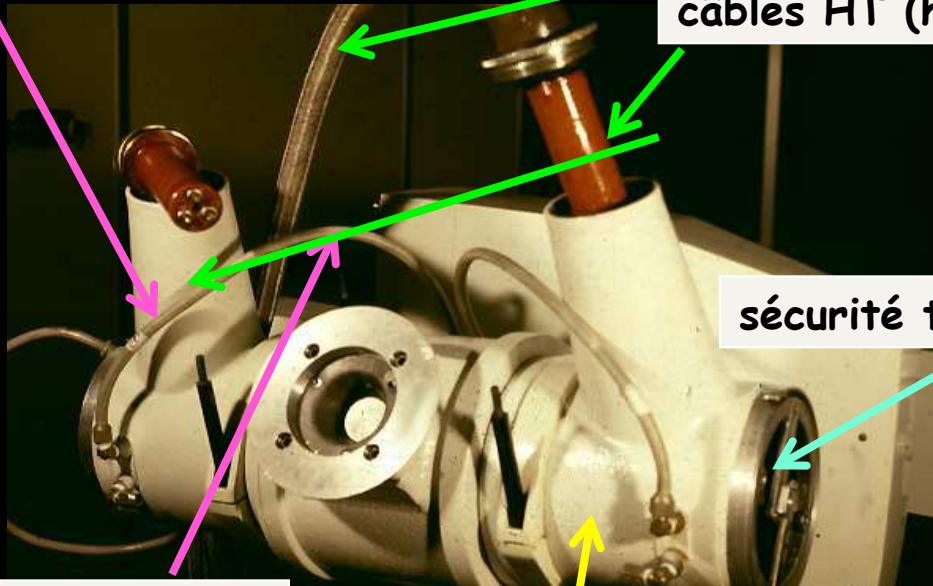
gaine et refroidissement

câbles HT (haute-tension ; 150kVp)

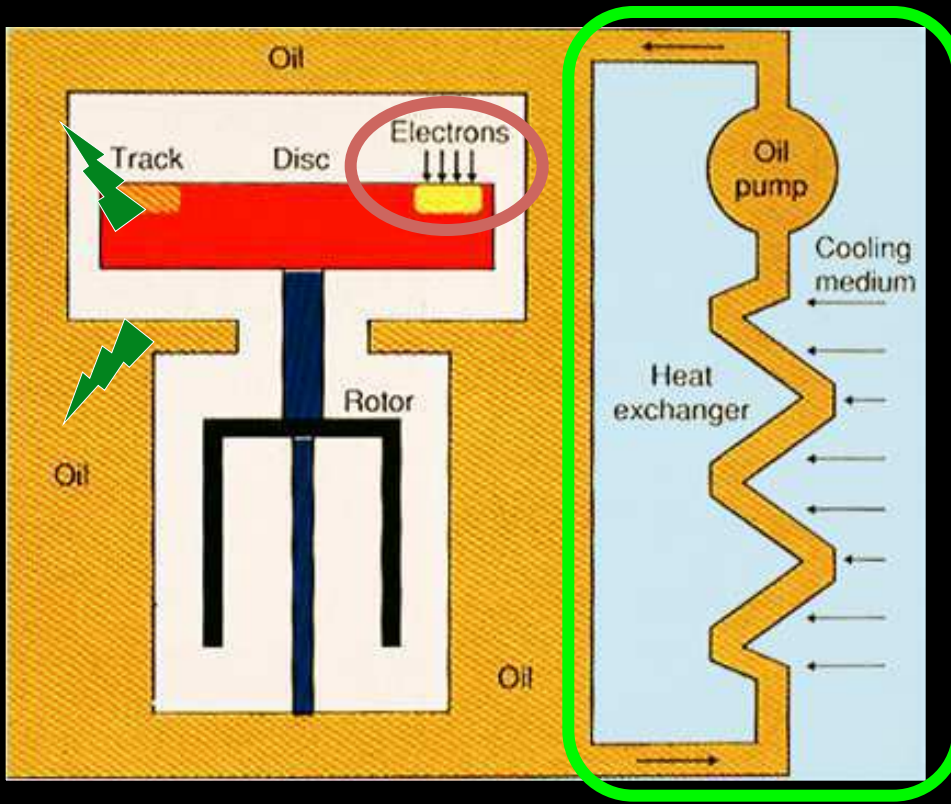
sécurité thermique

**circuit de
refroidissement
eau glacée**

**gaine du
tube radiogène**



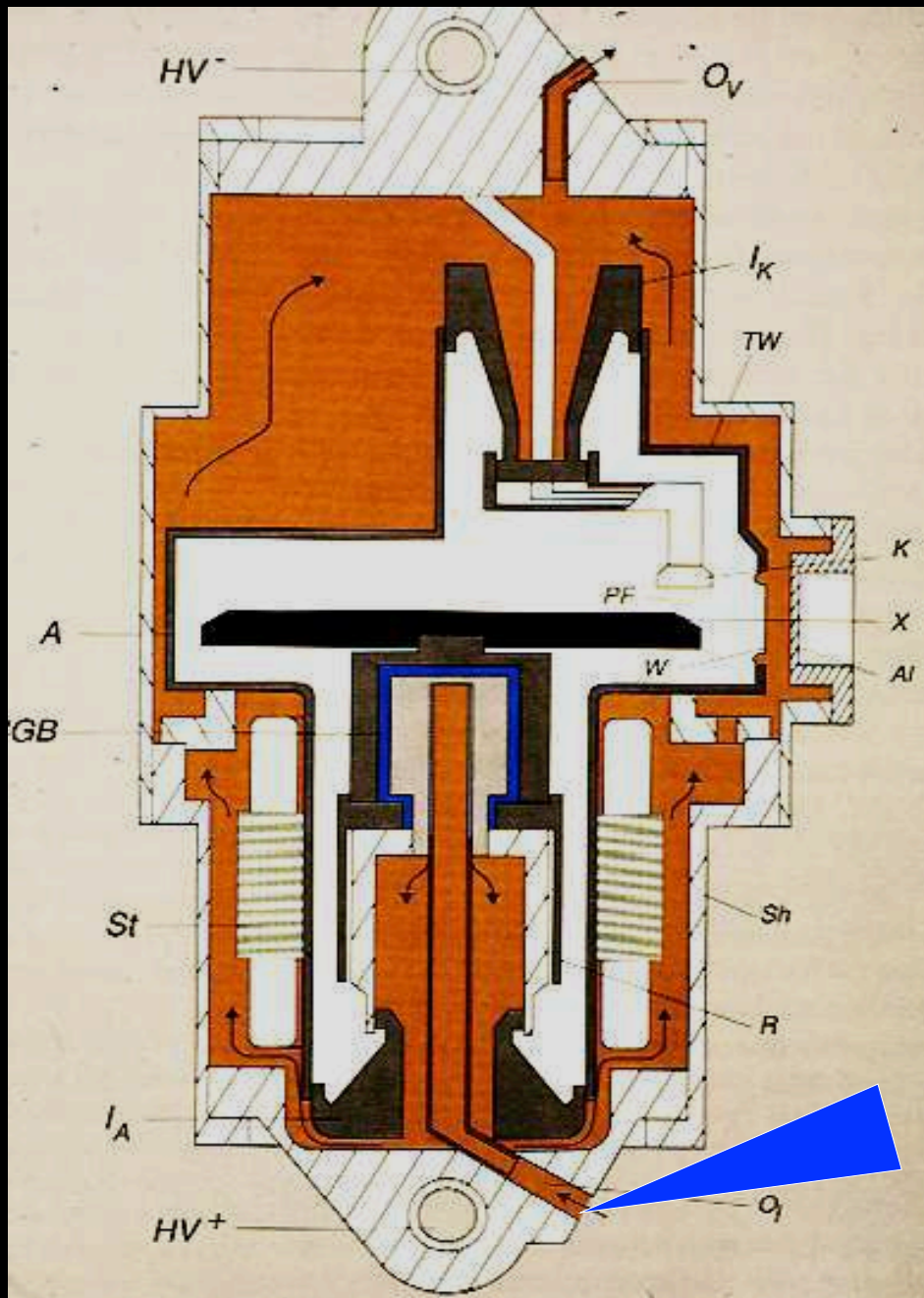
refroidissement maximal (capacité de dissipation thermique)



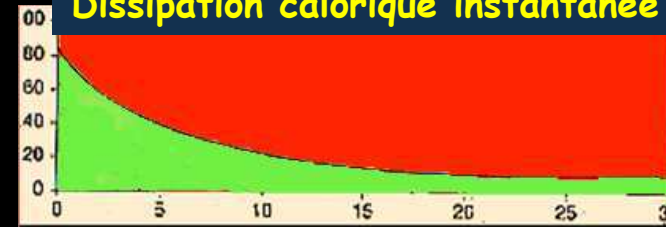
augmenter le pouvoir rayonnant : anode **graphite** (corps noir) ou **céramique**

de grand diamètre + épaisseur !!

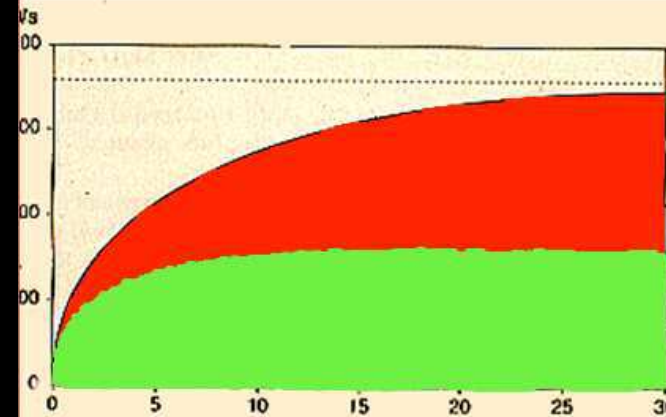
échangeurs thermiques (conduction) : circuit d'huile
circuit d'eau glacée + ventilation



Dissipation calorifique instantanée



en secondes

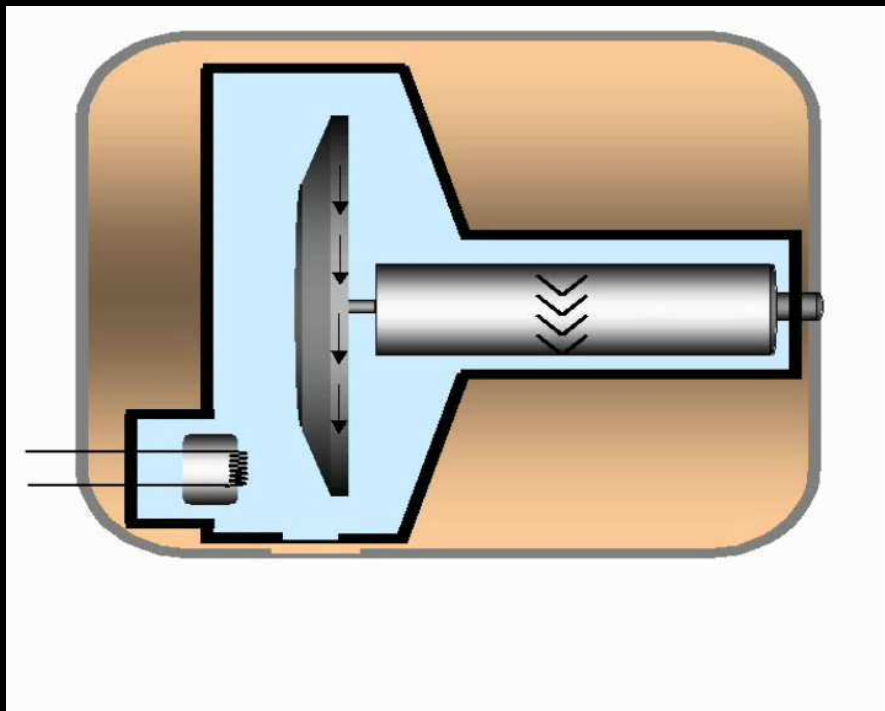


Dissipation calorifique plus tardive

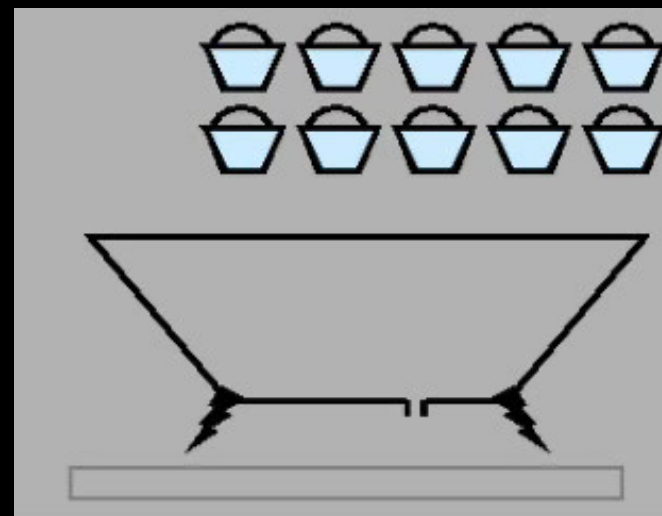
en minutes

-la dissipation calorifique par rayonnement (en rouge) de l'anode vers le bain d'huile est la plus précoce, rapidement décroissante

-la dissipation calorifique par conduction (en vert) ; refroidissement de l'huile par l'air refroidi) prend le relais et prédomine après 5 minutes



tube classique capacité
calorifique jusqu'à 8 à 10 MUH



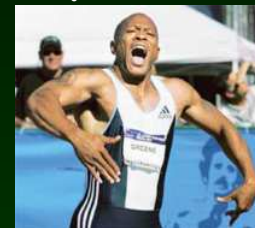
caractéristiques d'un tube radiogène +++++

-la **puissance** d'un ensemble tube /générateur s'exprime par le produit

$$P(\text{kW}) = U (\text{kV}) \times I (\text{mA})$$

(par convention pour $t=1/10^{\text{ème}}$ de seconde)

elle est **directement conditionnée** par la taille du foyer , de l'ordre de 100 kW pour un "gros foyer" de 1.5-2 mm , 25 à 30 kW pour un "petit foyer" de 0.6 mm ; de moins de 15 kW pour un microfoyer de 0.15 mm

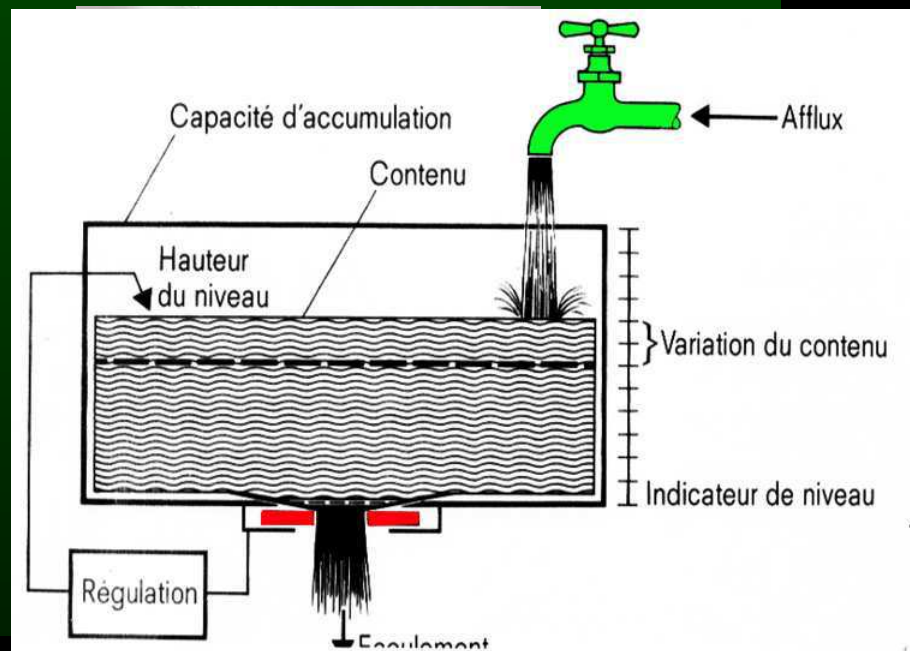


-la **charge thermique** d'un tube s'exprime en unités chaleur (UC) ou heat unit (UH) et correspond à

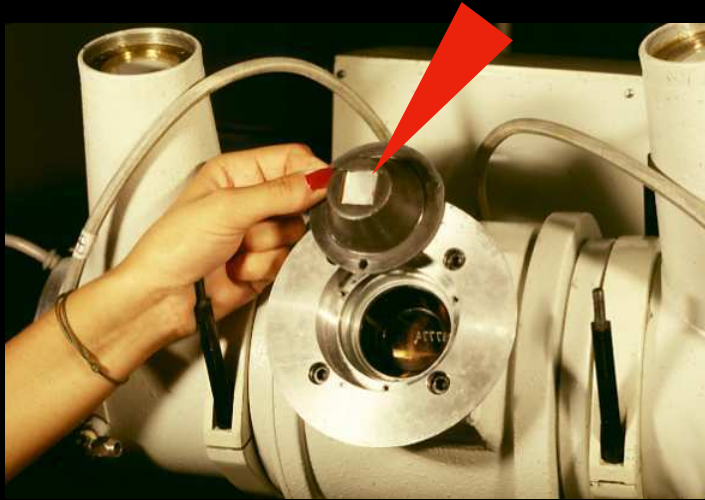
$$HU = \text{mA} \times \text{kV} \times t (\text{en s})$$

et exprime l'aptitude à fournir une acquisition de longue durée à charge élevée (résistance)

-la **capacité de dissipation thermique** d'un ensemble tube-gaine s'exprime en UC/min et exprime l'aptitude à faire des acquisitions longues répétées



la filtration additionnelle des tubes radiogènes



la filtration additionnelle est fondamentale pour la radioprotection et pour la qualité de l'image . Elle élimine les photons de faible énergie .

elle doit être adaptée à l'énergie des photons X produits :

-2 à 3 mm Al de 60 à 120 kV

-0.1 à 0.2 mm Cu et 2 à 3 mm Al au

dessus de 120 kV

attention aux dispositifs d'adaptation automatique du filtre au kilovoltage

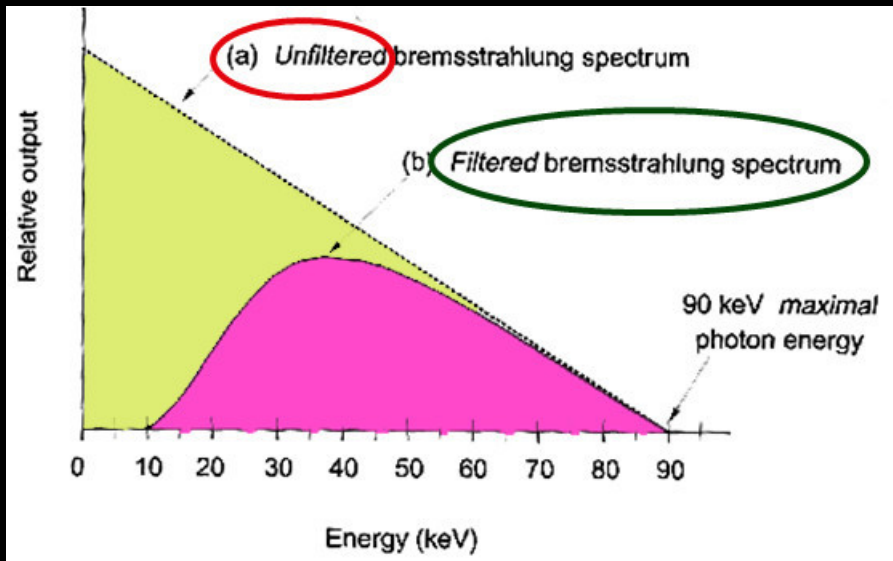
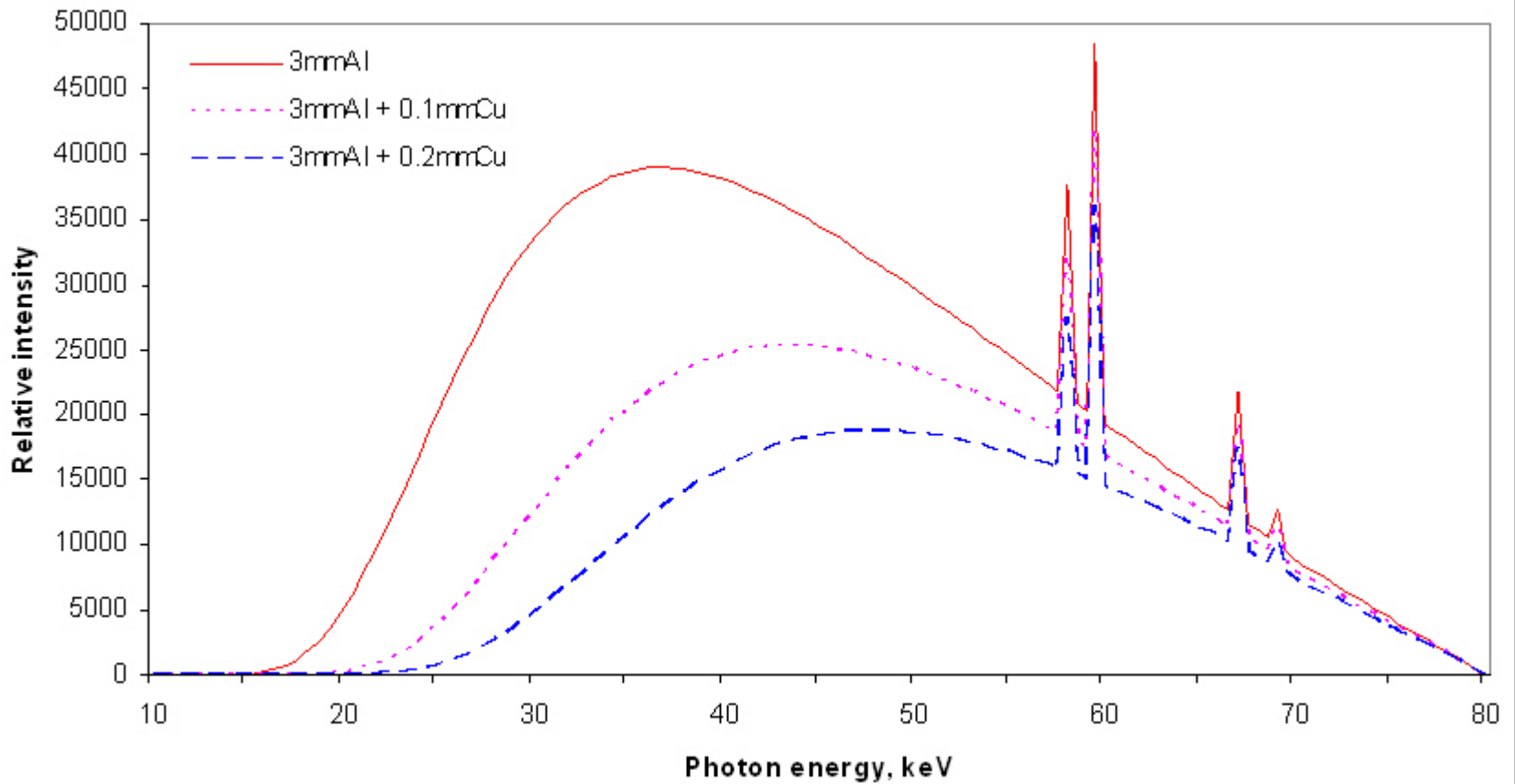


Tableau de l'alinéa 6k) Couche minimale de demi-transmission d'aluminium

Article	Colonne 1 Plage de fonctionnement normal (kV)	Colonne 2 Tension radiogène (kV)	Colonne 3 Couche de demitransmission d'aluminium (mm)
1.	50 et moins	(a) 30	0,3
		(b) 40	0,4
		(c) 50	0,5
2.	50 et plus mais au plus 70	(a) 50	1,2
		(b) 60	1,3
		(c) 70	1,5
3.	70 et plus	(a) 70	2,1
		(b) 80	2,3
		(c) 90	2,5
		(d) 100	2,7
		(e) 110	3,0
		(f) 120	3,2
		(g) 130	3,5
		(h) 140	3,8
		(i) 150	4,1

Filtration	Relative ESD
3mm Al	1
+ 0.1mm Cu	0.7
+ 0.2mm Cu	0.5



3.générateurs

fonctions d'un "générateur"

-transformer le courant EDF en HT pour accélérer les électrons produits par le filament (**kV**)

-transformer le courant EDF en BT pour chauffer le filament et produire les électrons par effet thermo-ionique (**mA**)

-réguler le durée des expositions de façon la plus précise possible (fractions de seconde ; t); minuterie (timer)
nécessité d'une précision 10 fois plus grande pour les coupures que pour la durée de l'exposition :

si $t = 1/100^{\text{ème}}$ de seconde, la coupure nécessite une précision au $1/1000^{\text{ème}}$ de seconde

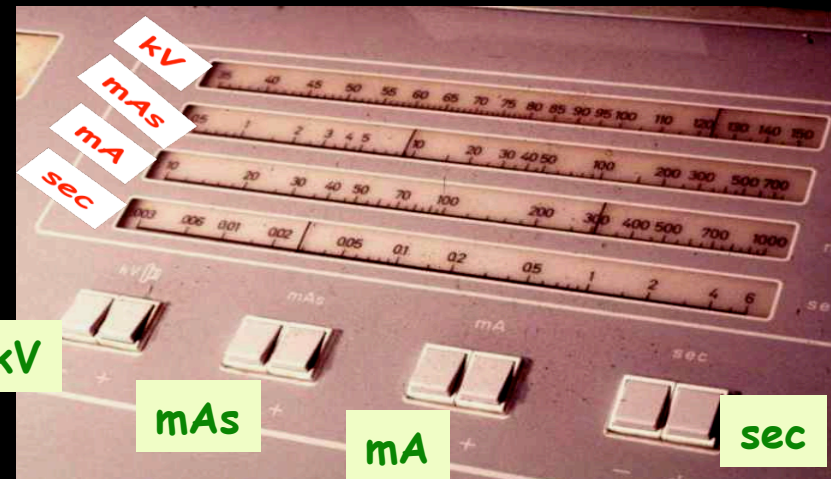
réglage des constantes : 2 points (kV, mAs) ou 3 points (kV, mA, s)



pupitre du générateur

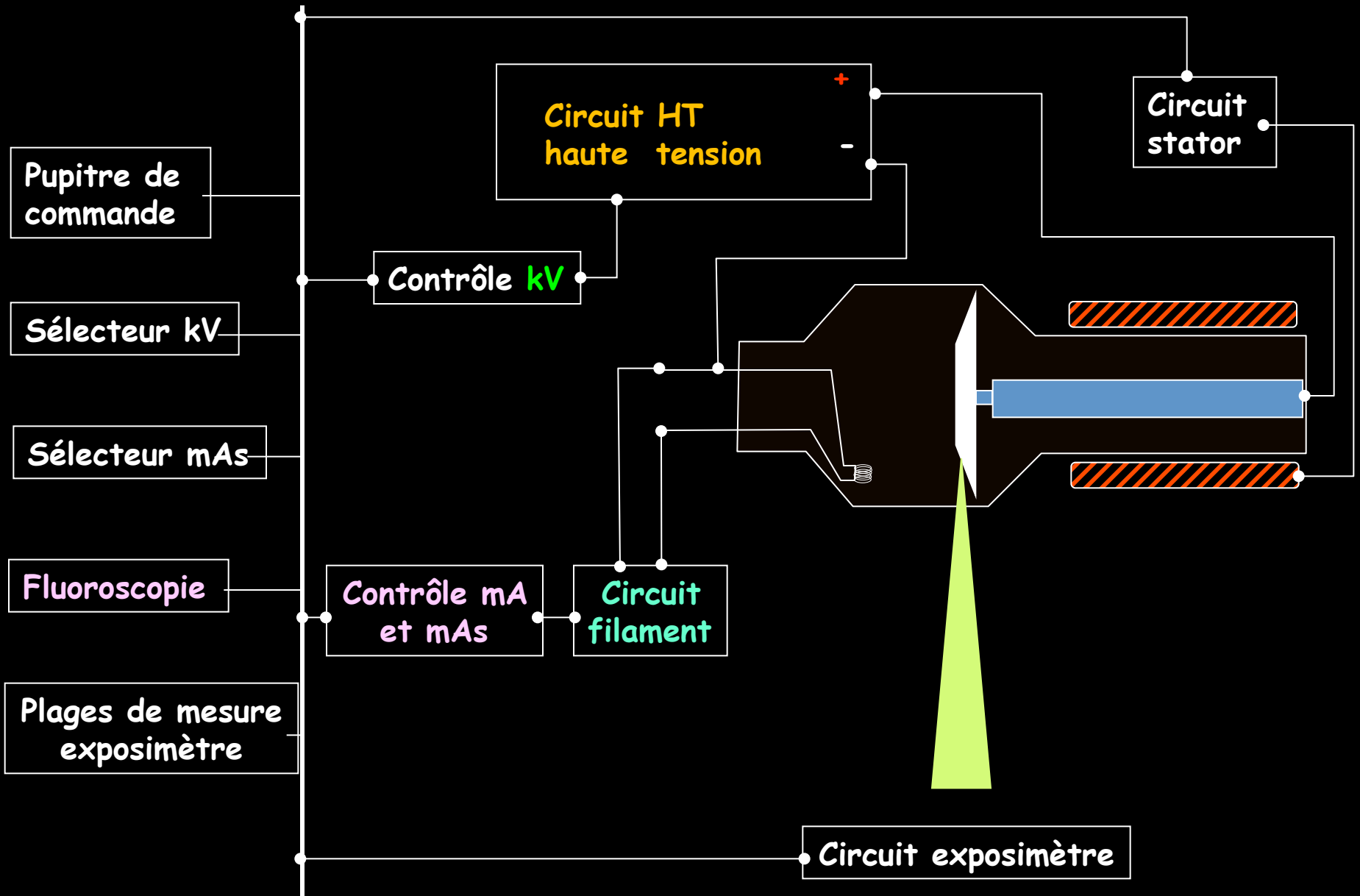


générateur

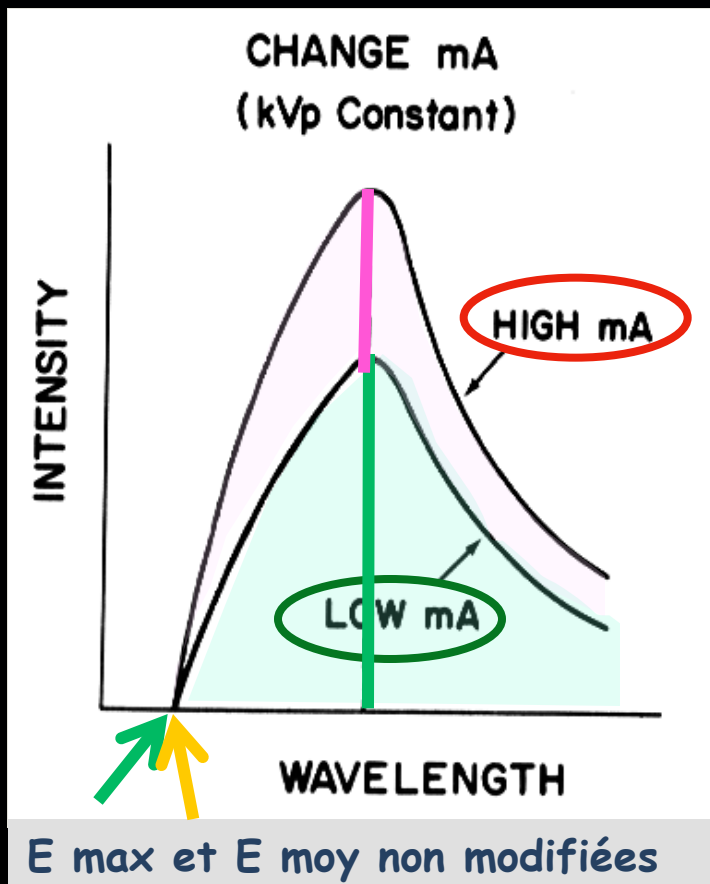


FONCTIONS DU GENERATEUR

Schéma de principe d'un générateur



l'intensité du courant électronique traversant le tube à rayons X ,cad les mA détermine l'aspect "quantitatif" du faisceau = nombre de photons X (λ min et λ moy inchangées)



l'élévation du milli ampérage augmente l'intensité du faisceau de rayons X sans modifier son spectre énergétique donc sans modifier le contraste de l'image

par contre l'augmentation du nombre N de photons augmente le rapport S/B puisque le

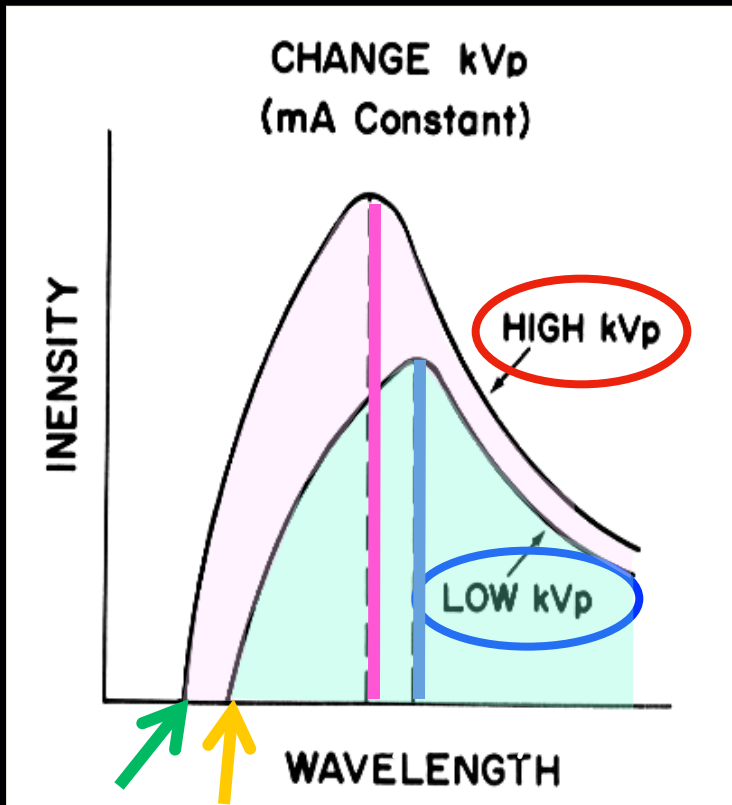
bruit quantique $= \sqrt{N/N}$

si $N = 100$ $\sqrt{N/N} = 1/10$
 si $N = 10000 (10^4)$ $\sqrt{N/N} = 1/100$

le produit $mA \times t = mAs$ représente l'"exposition" sous l'angle quantitatif; il est choisi en fonction de la sensibilité du détecteur et , par cet intermédiaire , intervient sur le nombre total de photons nécessaires donc sur le niveau de bruit

intensité du faisceau de rayons X
= aire sous la courbe

la DDP aux bornes du tube (kVp) détermine l'aspect "qualitatif" du faisceau = énergie des photons X cad E_{max} et E_{moy}



l'élévation du kilovoltage augmente :

- l'énergie maximale
- l'énergie moyenne

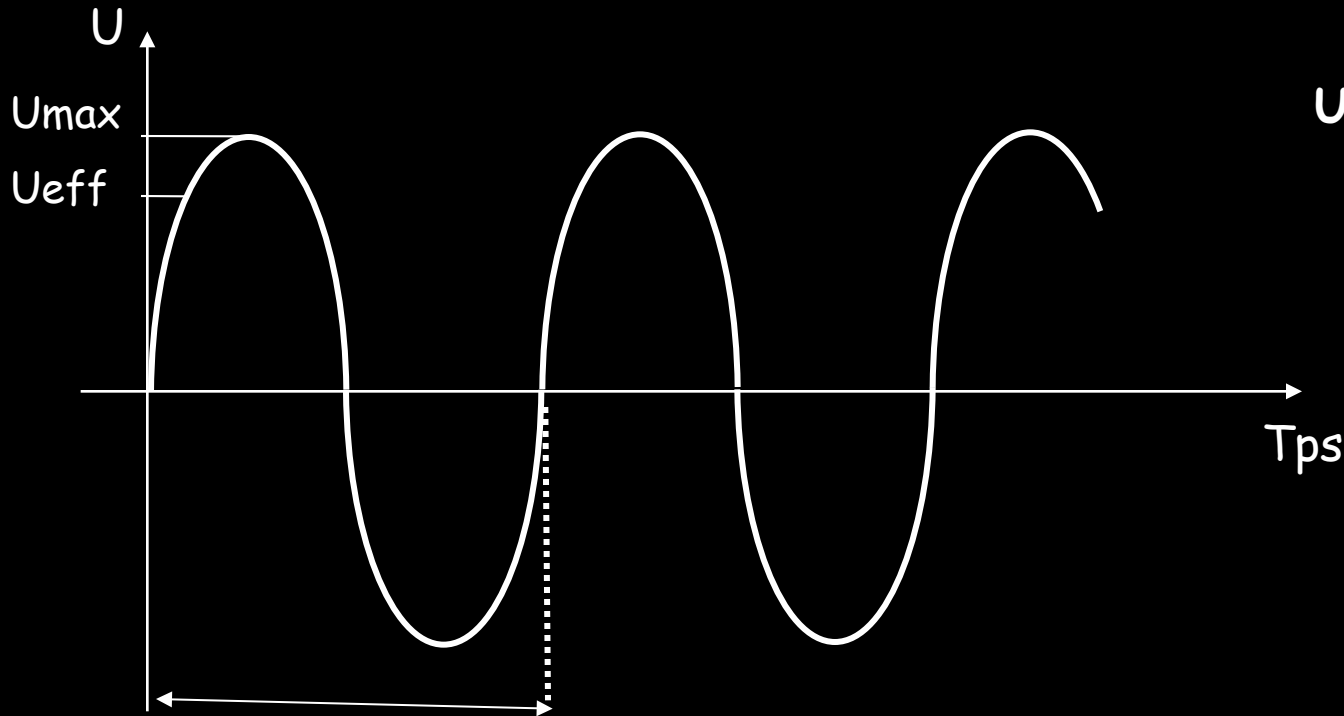
du faisceau de photons X émis, sans modifier le nombre de photons du faisceau

le kilovoltage détermine le type d'interaction photons X-matière et ,de ce fait ,le contraste de l'image

Si on augmente le kilovoltage , on a besoin de moins de photons X , on diminue le rapport S/B (donc la résolution en contraste) car le niveau de bruit quantique est plus élevé

intensité du faisceau de rayons X
= aire sous la courbe

• Courant alternatif monophasé :



$$T = 20 \text{ ms}$$

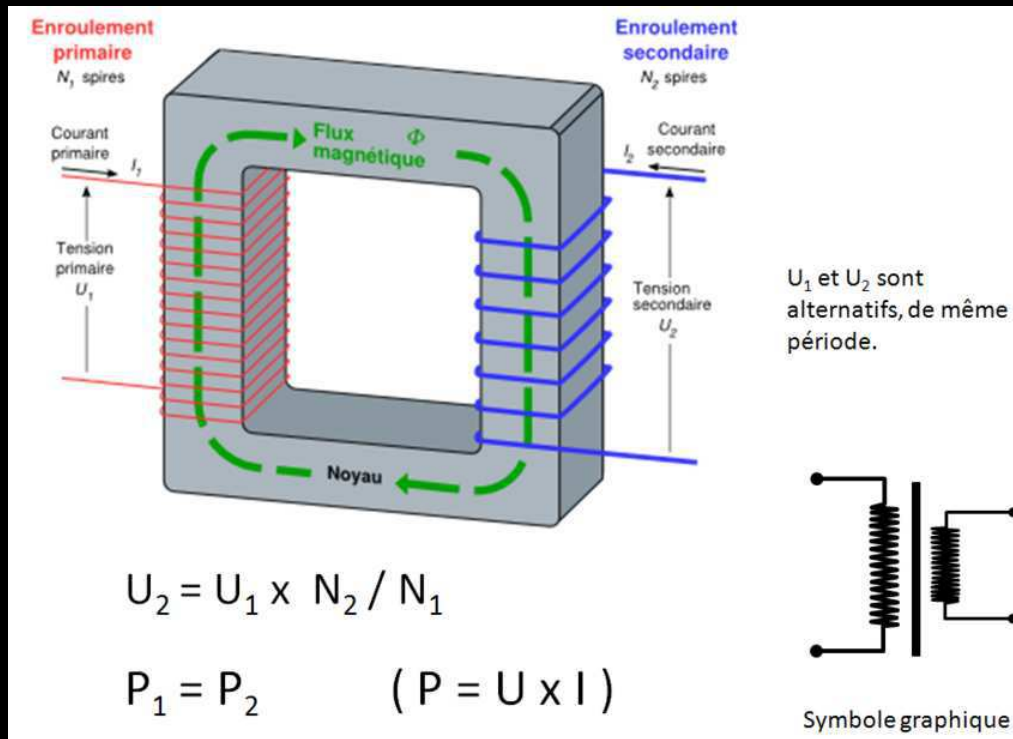
$$f = 50 \text{ Hz}$$

$$U_{\text{eff}} = U_{\text{max}}/\sqrt{2}$$

$$\sqrt{2} = 1,414$$

$$U_{\text{max}} = 325 \text{ V}$$

$$U_{\text{eff}} = 230 \text{ V}$$



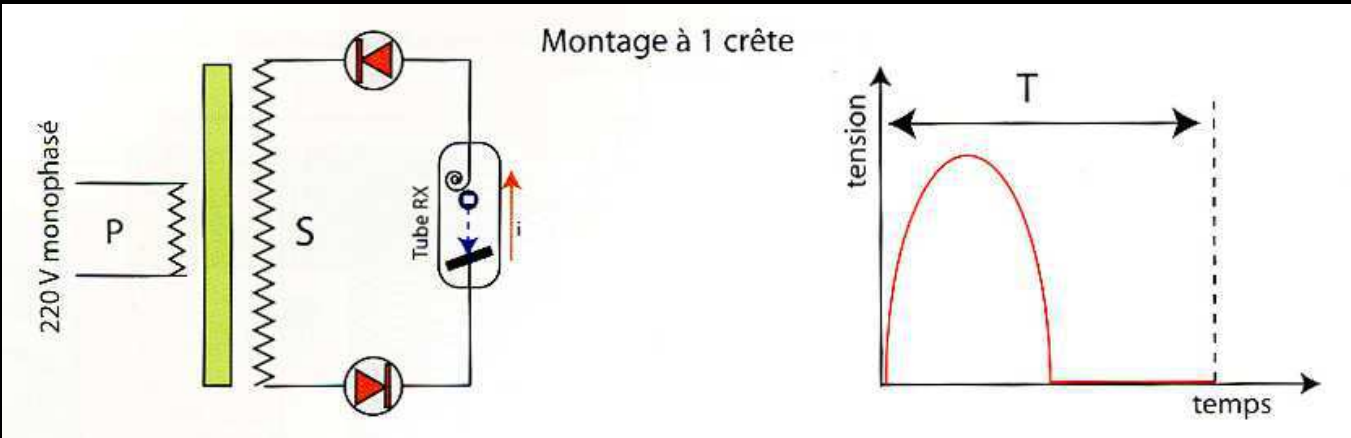
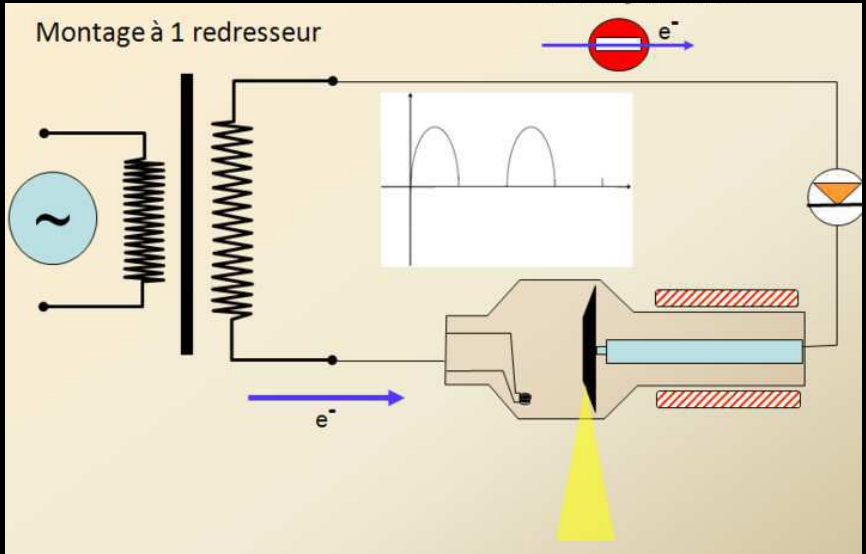
-le transformateur est le seul maillon de la chaîne dont le rendement est proche de 100%

-pour obtenir un courant "haute-tension" (150 kV) il faut un transformateur survolteur (environ 500 tours de spire au secondaire pour une au primaire)

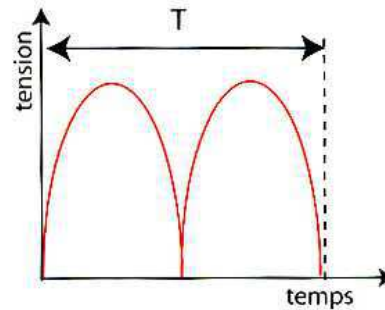
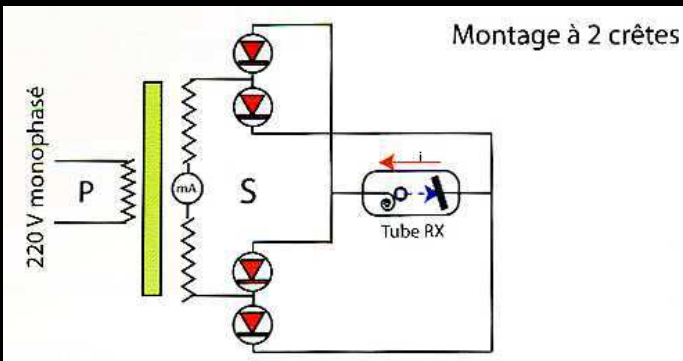
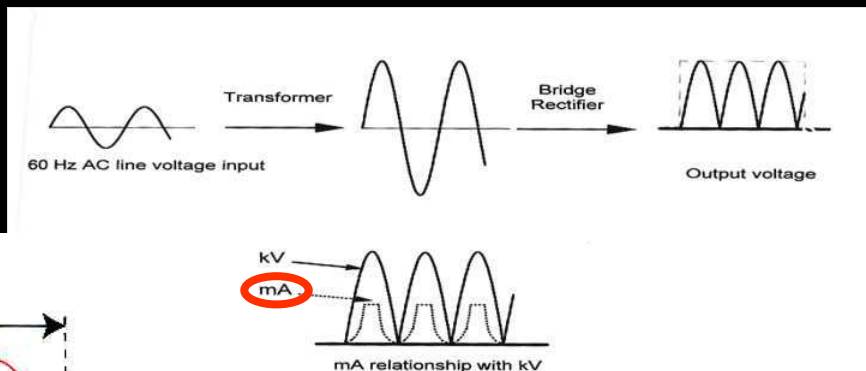
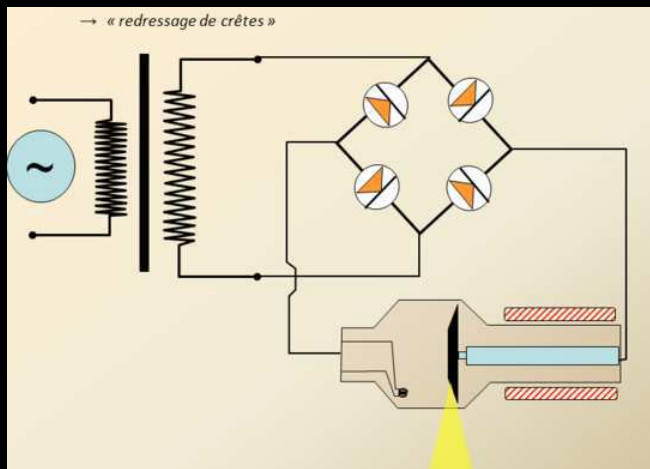
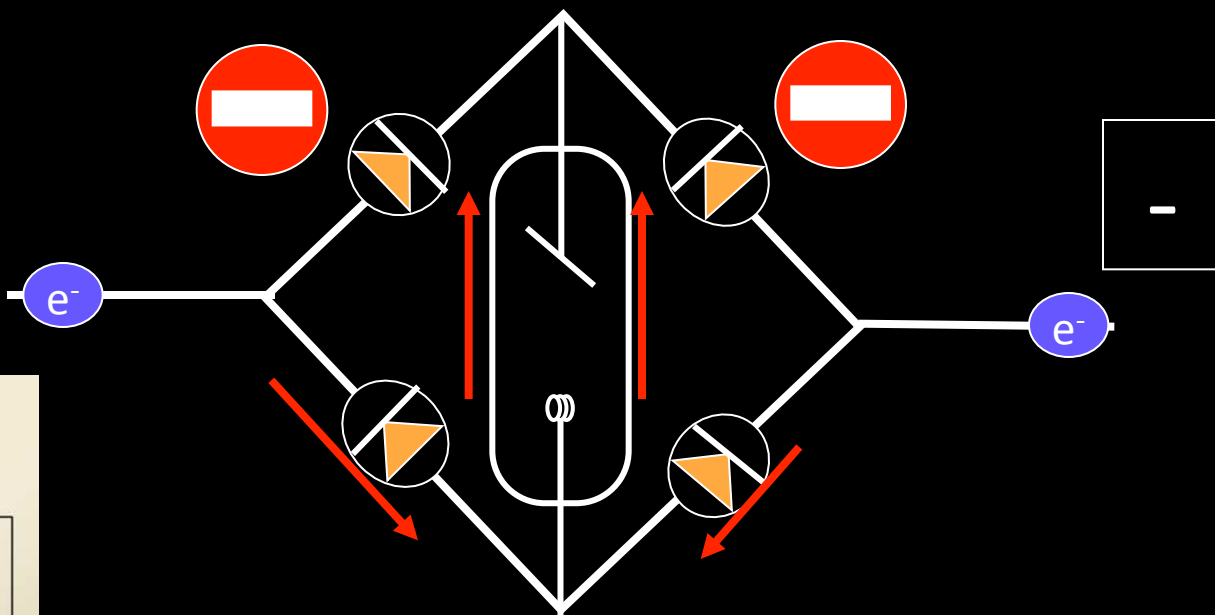
-pour créer le courant de chauffage du filament, il faut un transformateur sous-volteur (environ 200 tours de spire au primaire pour une au secondaire)

-dans tous les cas, la puissance est identique au primaire et au secondaire

$$P \text{ (en kW)} = U \text{ (en V)} \times I \text{ (en A)}$$

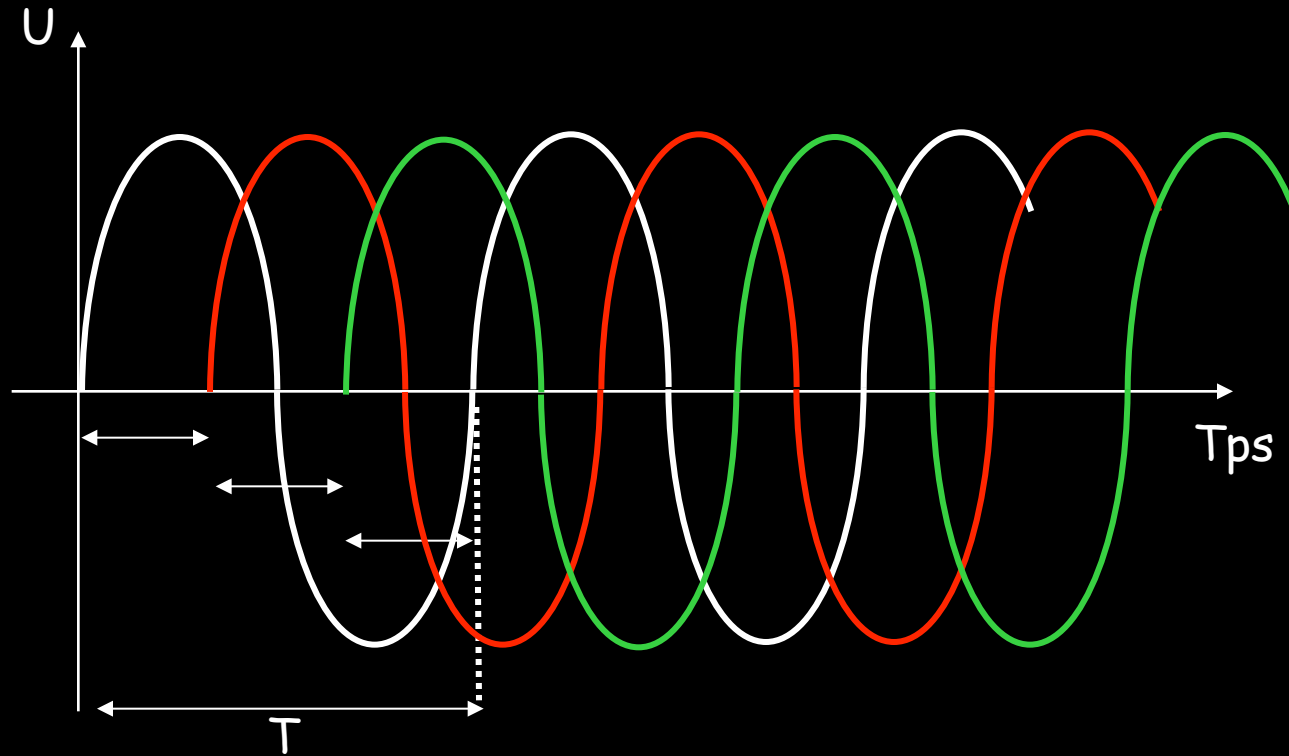


montage à 4 redresseurs → pont de Wheatstone



ondulation de crête : 100%

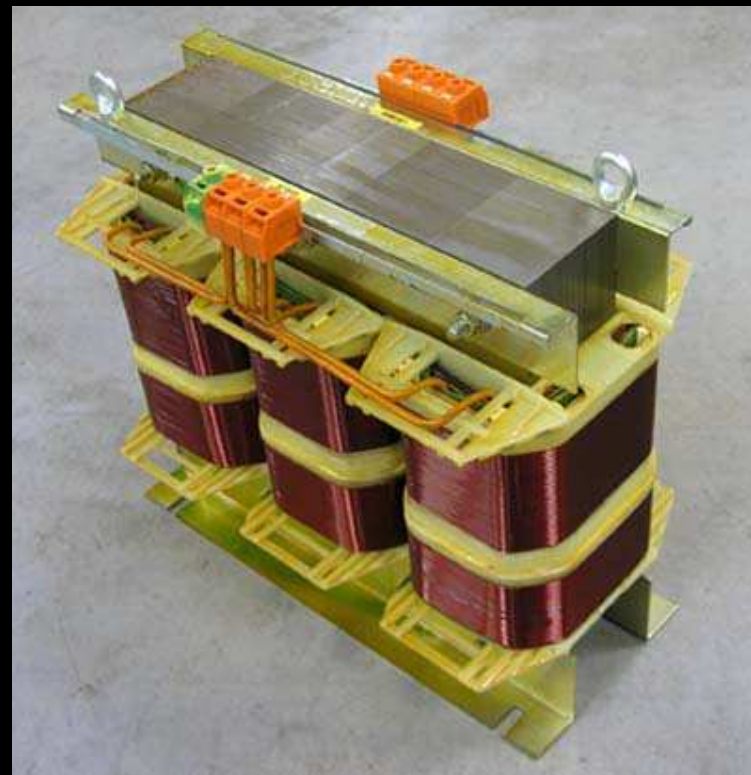
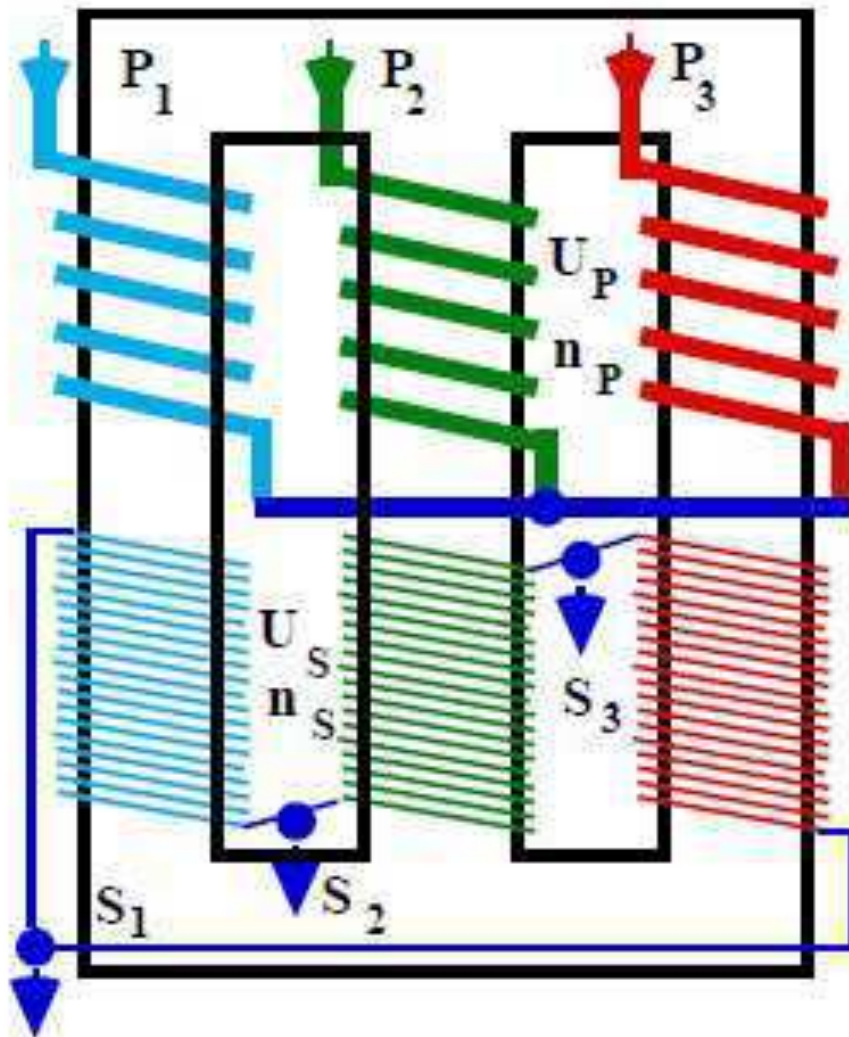
• Courant alternatif triphasé :



$$U_{\text{eff triphasé}} = U_{\text{eff monophasé}} \times \sqrt{3} = 230 \times \sqrt{3} = 400 \text{ V}$$

$$P = U \times I \quad \text{donc} \quad , \quad P_{\text{tri}} = P_{\text{mono}} \times \sqrt{3}$$

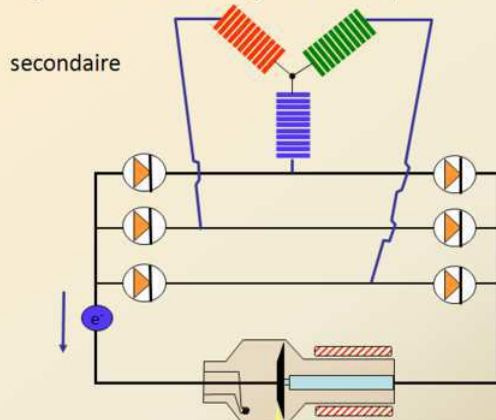
$$\sqrt{3} = 1,732$$



transformateur survolteur
pour courant triphasé

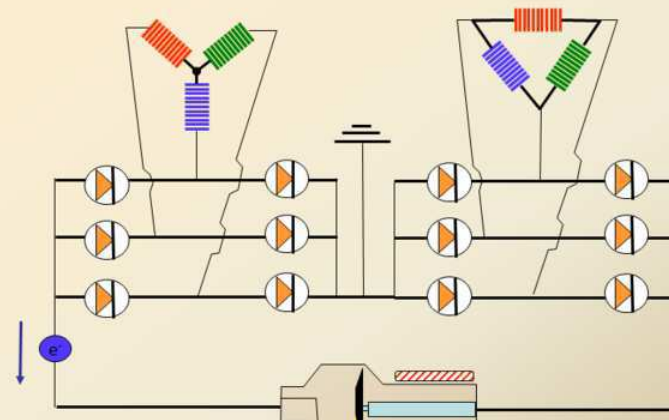
de 230V à 150 kV

Montage à 6 redresseurs → générateur triphasé

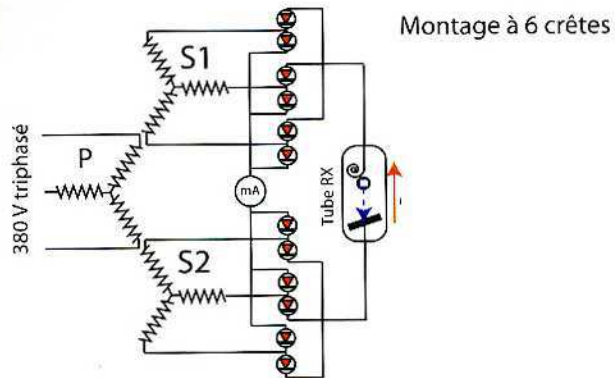


Fluctuation = 13 - 25%

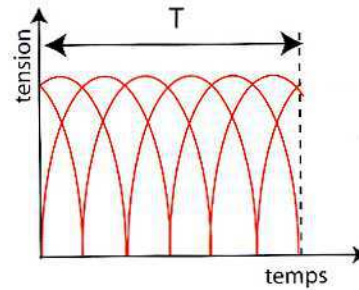
Montage à 12 redresseurs → générateur hexaphasé



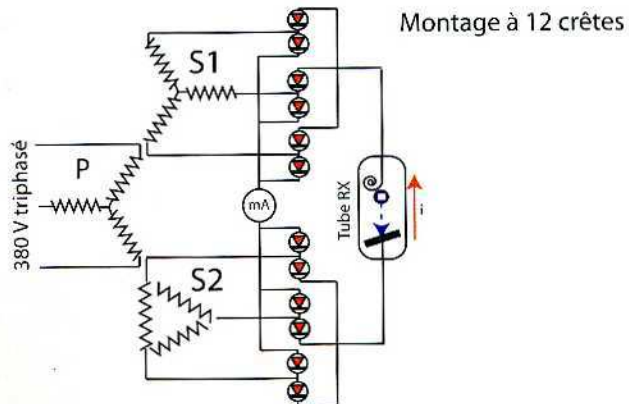
Fluctuation = 3 - 10 %



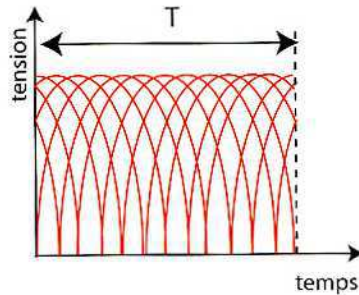
Montage à 6 crêtes



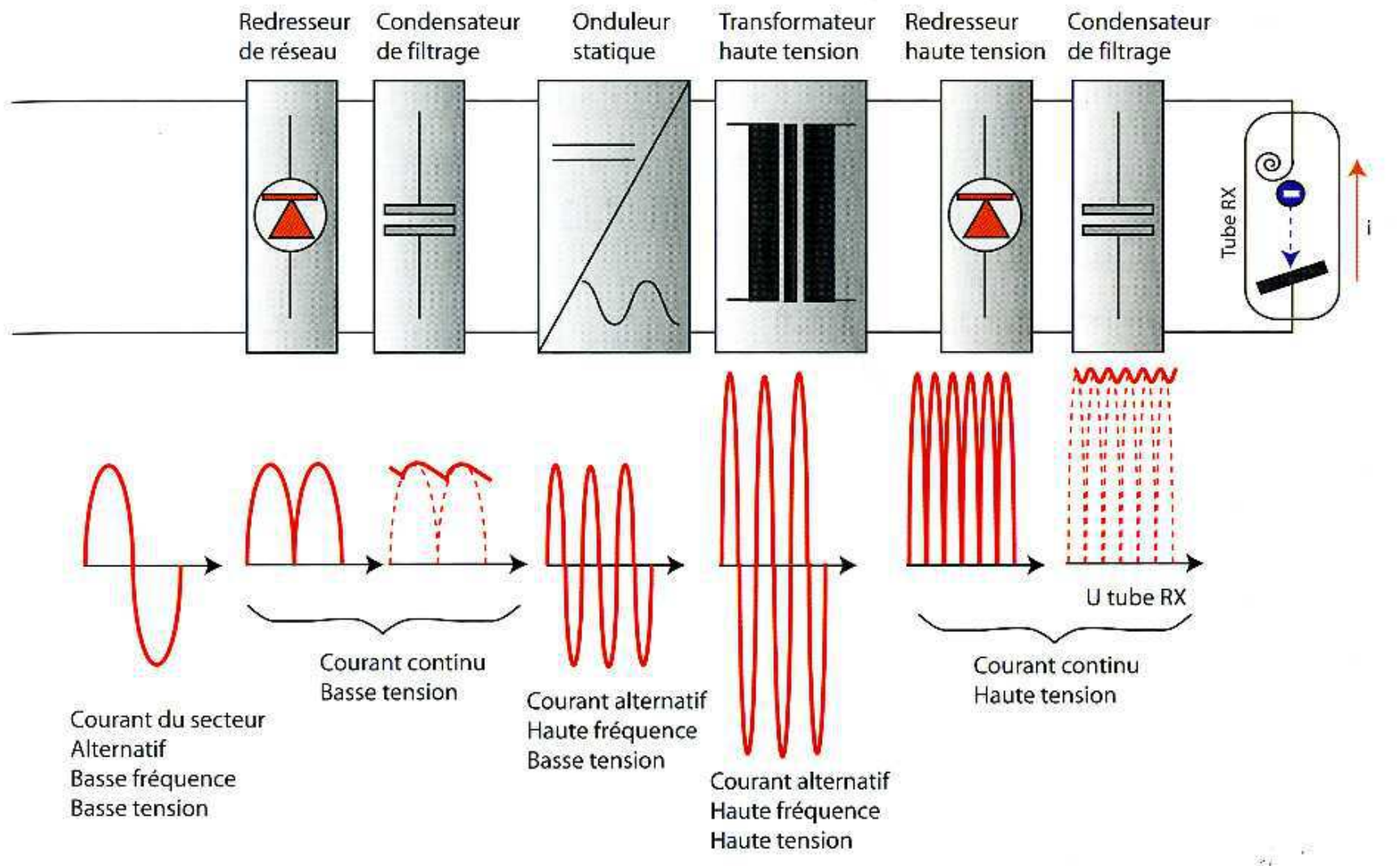
ondulation de crête ≈ 13-25%



Montage à 12 crêtes



ondulation de crête ≈ 3-10 %

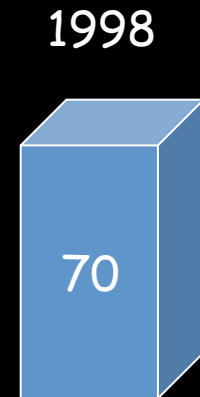
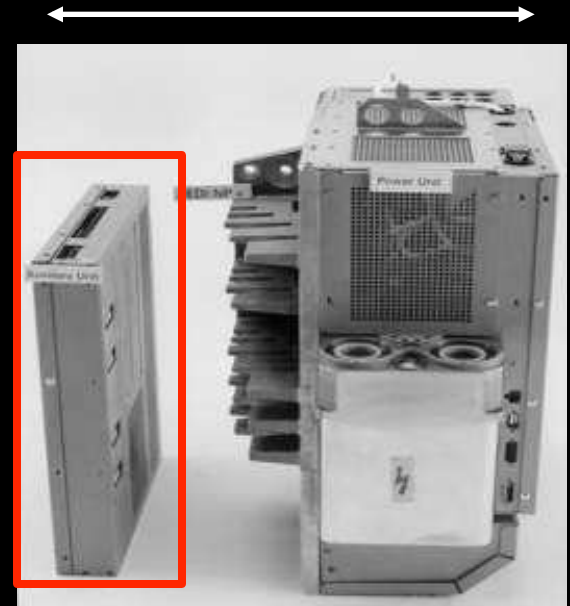
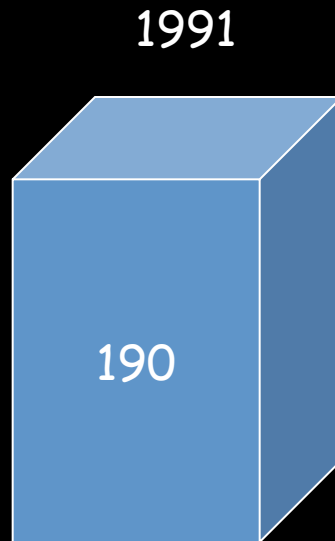
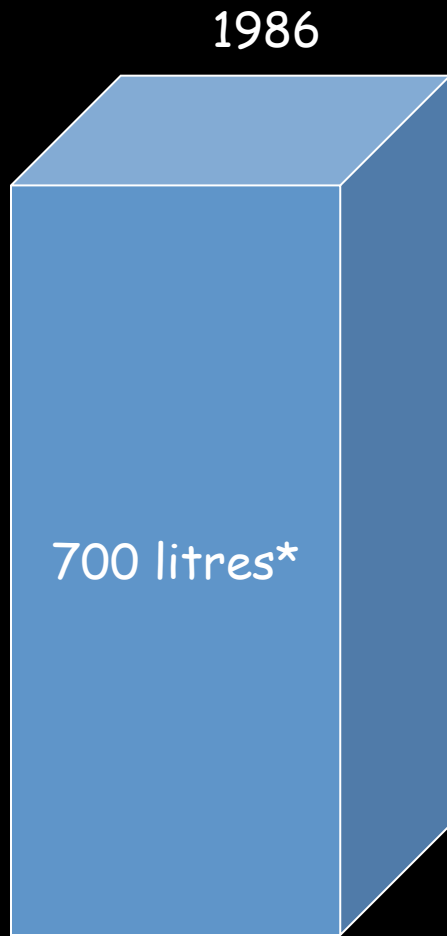


générateurs moyennes et hautes fréquences

- très faible ondulation de crête
- impulsions de durée très précise et de forme parfaitement rectangulaire
- encombrement réduit (CT +++)

évolution du volume des générateurs

générateurs à moyenne/
haute fréquence ou à
découpage de courant
50 cm

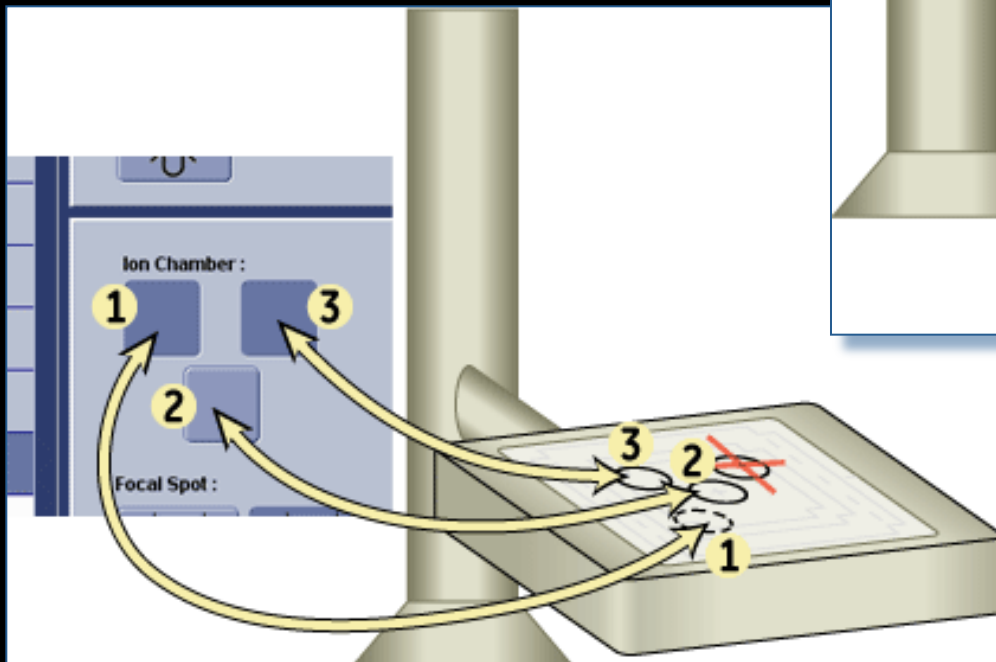
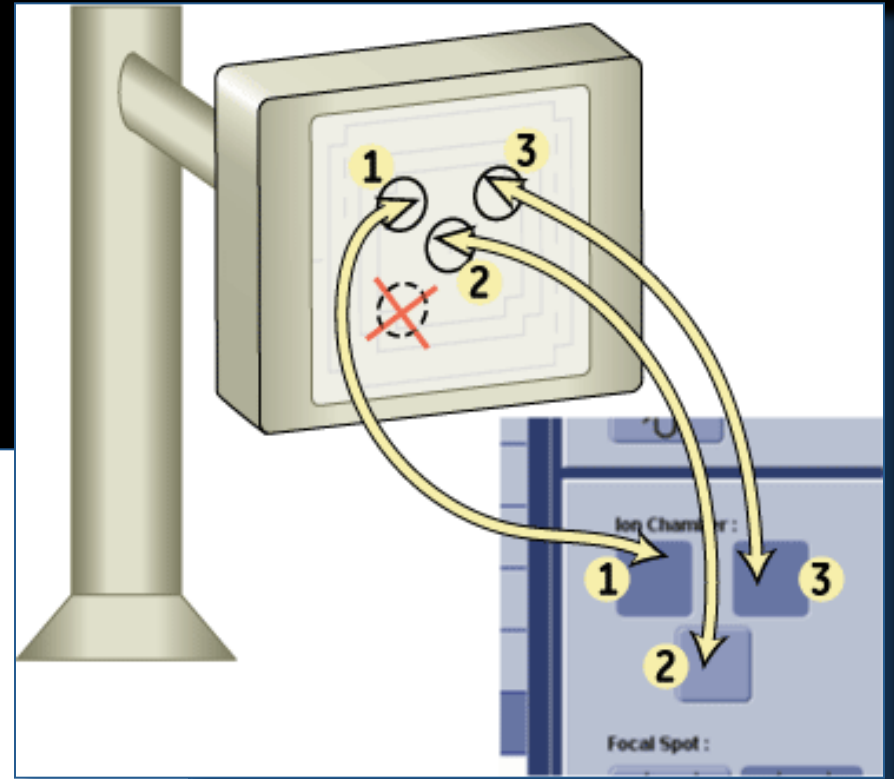
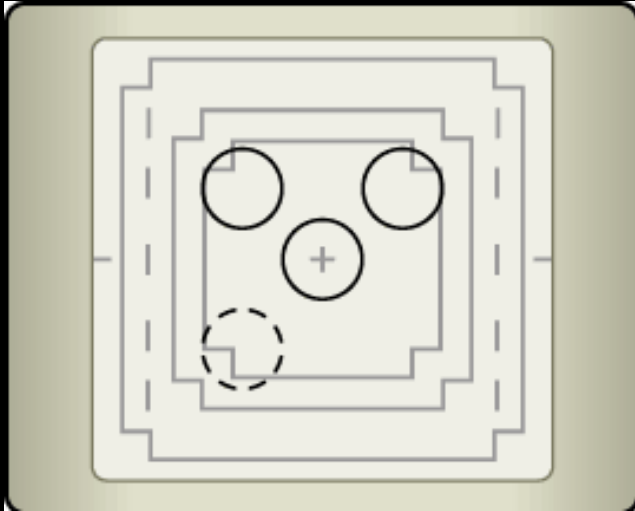


* source GE

automates d'exposition

("cellules"; exposeurs automatiques ...)

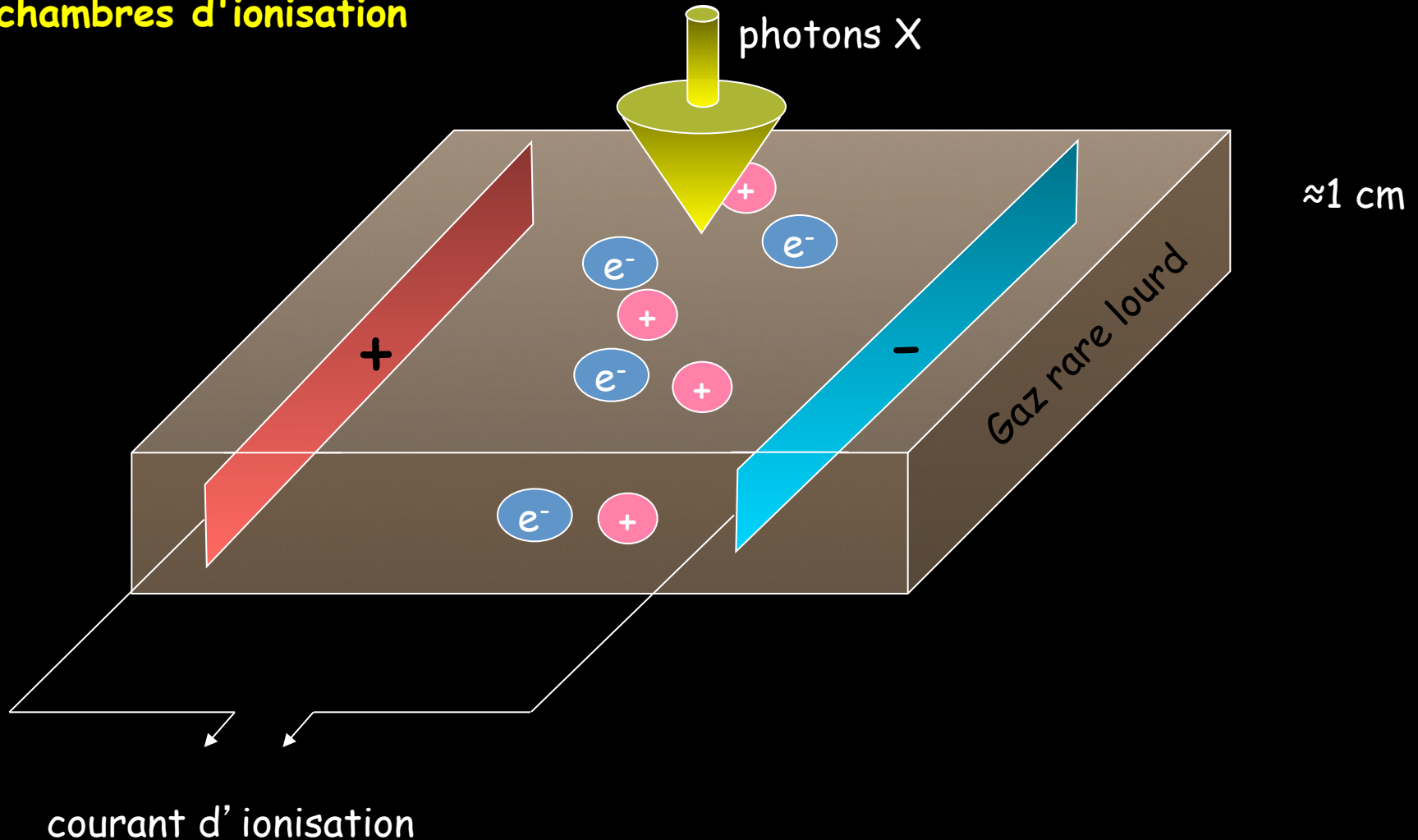
4 cellules sensibles : 3 sont activées, en fonction de la position du support

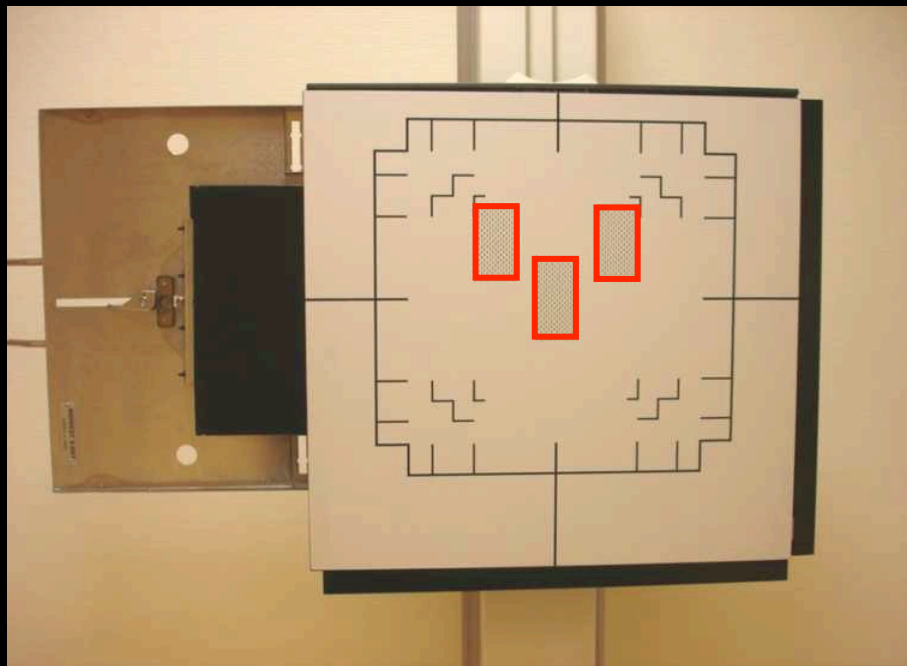


2 types de cellules sensibles :

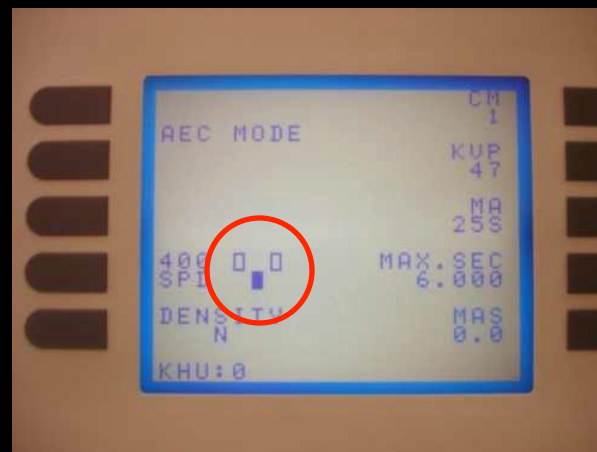
-écrans fluorescents et mesure de la lumière produite par l'absorption des photons X

-chambres d'ionisation

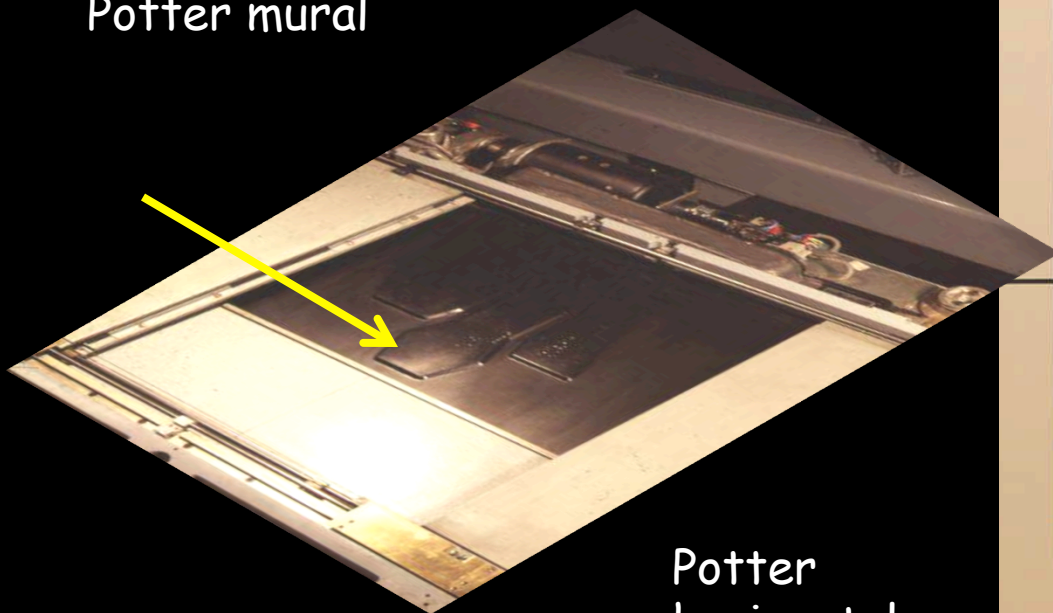




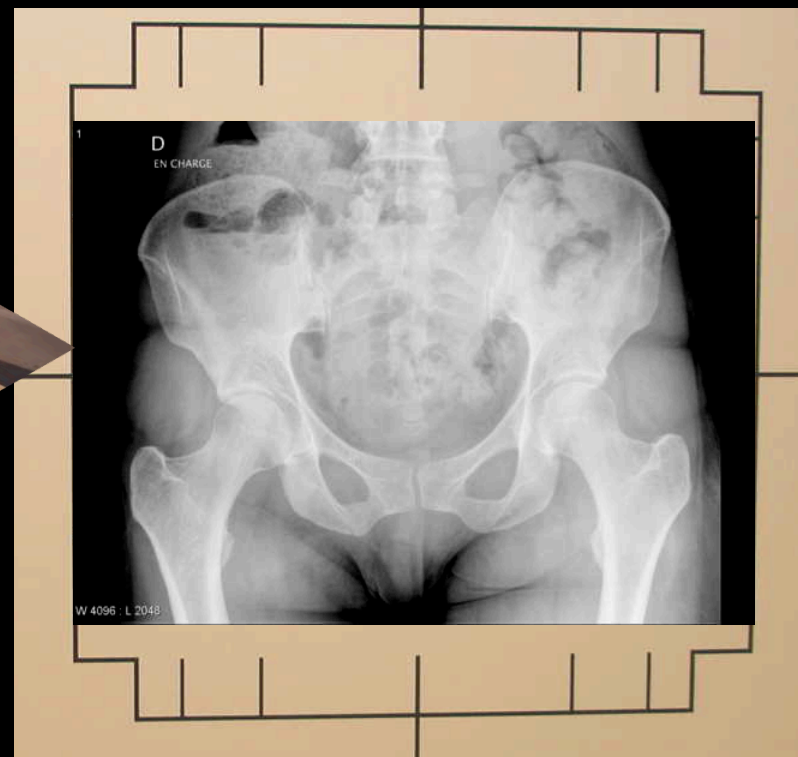
Potter mural

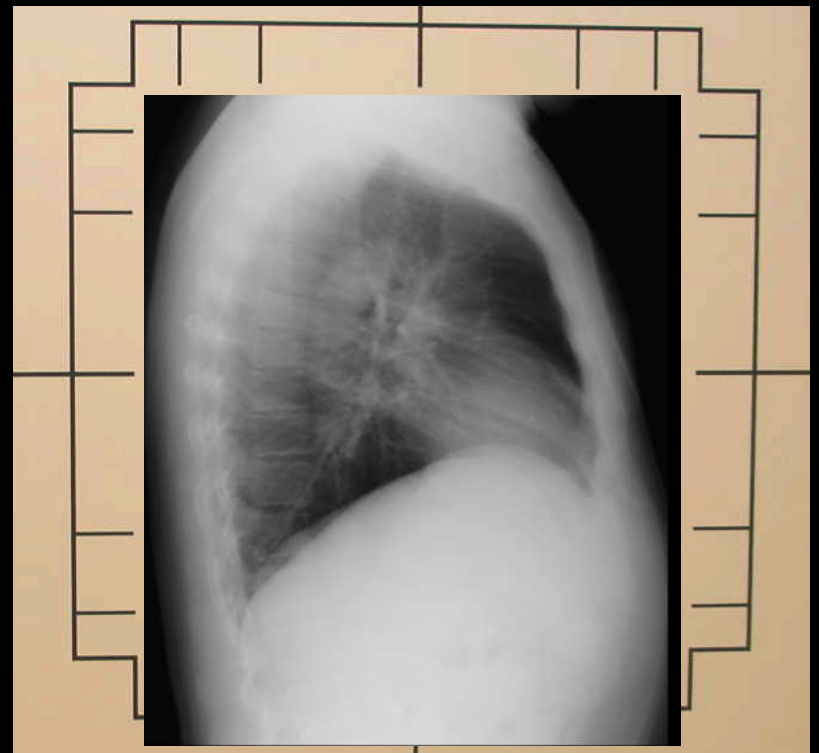
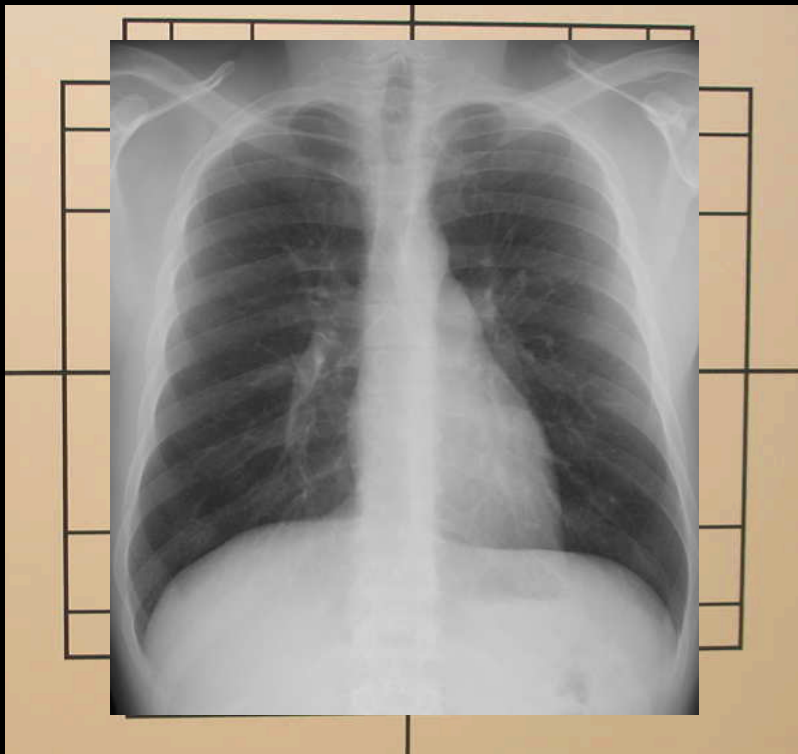


Pupitre générateur



Potter horizontal





→ faire correspondre la partie anatomique étudiée avec la(les) cellule(s) adéquate(s) de l'exposeur

.risque de sur-exposition: zone trop radio-opaque devant la cellule

.risque de sous-exposition: cellule non totalement couverte

→ simulation des emplacements des cellules par le centreur lumineux

→ dessin des cellules sur le potter et sur l'écran de scopie

→ choix du noircissement:

moyen (standard)

faible (minimise irradiation; pédiatrie....)

fort (patient obèse; compense le diffusé....)

à suivre ...