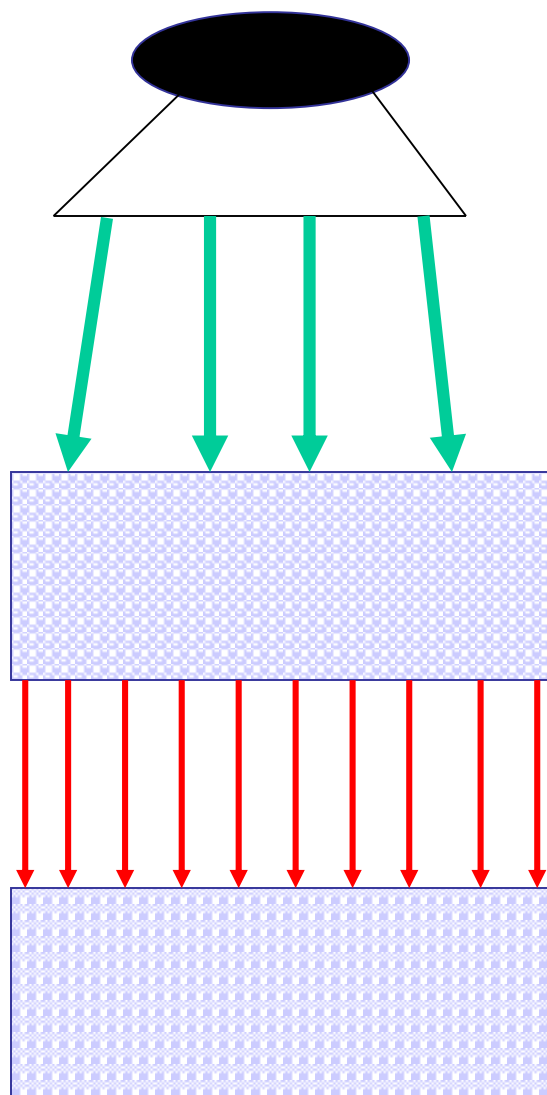


# Fonctionnement d'un système d'imagerie utilisant les rayons X

Pascal Rousset  
Hospices Civils de Lyon  
Université Claude Bernard Lyon 1

9 janvier 2017

# Introduction - Principe général



**TUBE A RAYONS X**

**RAYONS X EMIS**

**OBJET (patient)**

**RAYONS X NON ABSORBES  
-> IMAGE RADIANTE**

**DETECTEUR  
-> IMAGE LUMINEUSE**



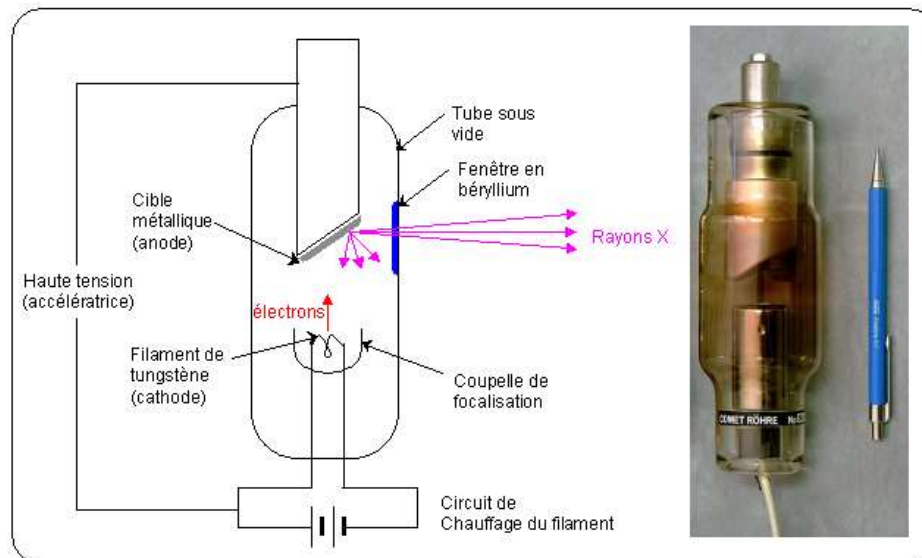
# Plan

- Tube à rayons X :
  - Cathode – Anode – Foyer - Gaine
  - Performances
  - Alimentation
- Formation de l'image :
  - Image radiante
  - Règles géométriques
  - Qualité de l'image et facteurs de flou
  - Grilles et filtres
  - Réglages de l'exposition : Manuel et cellules
  - Ecrans renforçateurs

# Tube à Rayons X

# Principe général

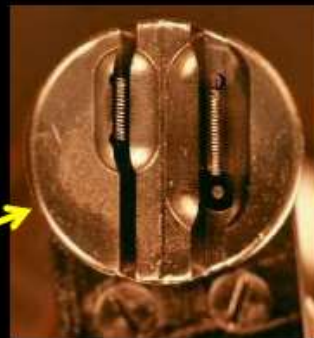
- Lorsque des électrons animés d'une grande vitesse viennent frapper une cible métallique, leur énergie cinétique se transforme d'une part en chaleur (99%), d'autre part en rayonnement X (1%)
- Un tube à RX comprend 3 éléments technologiques : une source d'électrons (cathode), une différence de potentiel, une cible métallique permettant la création de RX (anode)
- L'ensemble est contenu dans une enceinte sous vide et une gaine plombée comportant une fenêtre laissant passer le faisceau de RX



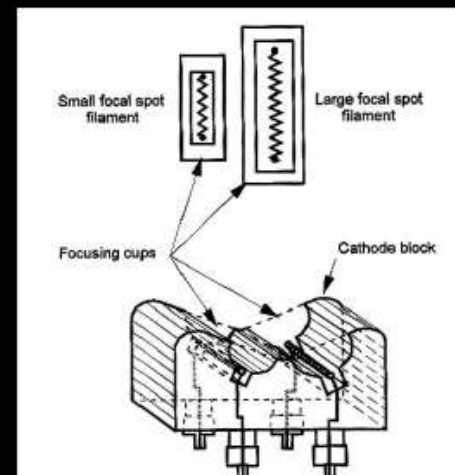
# La cathode

- La cathode est constituée :
  - D'un ou deux filaments permettant de créer une source d'électrons
  - D'une pièce de concentration (ou de focalisation) qui accueille et maintient en place le ou les filaments

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

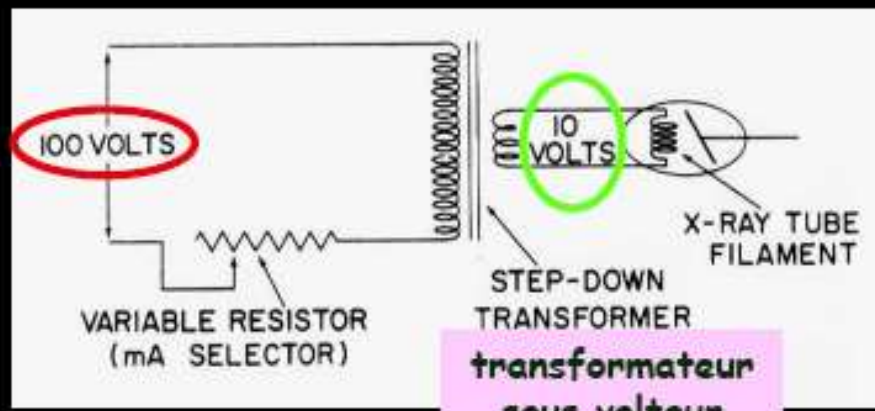


filaments (tungstène  
thorié) et pièce  
de focalisation



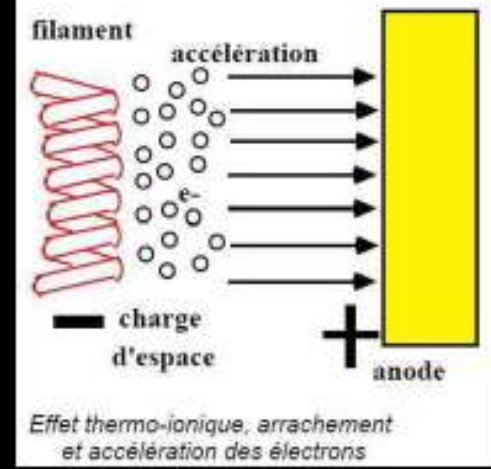
# La cathode

- La cathode est alimentée par un circuit basse tension



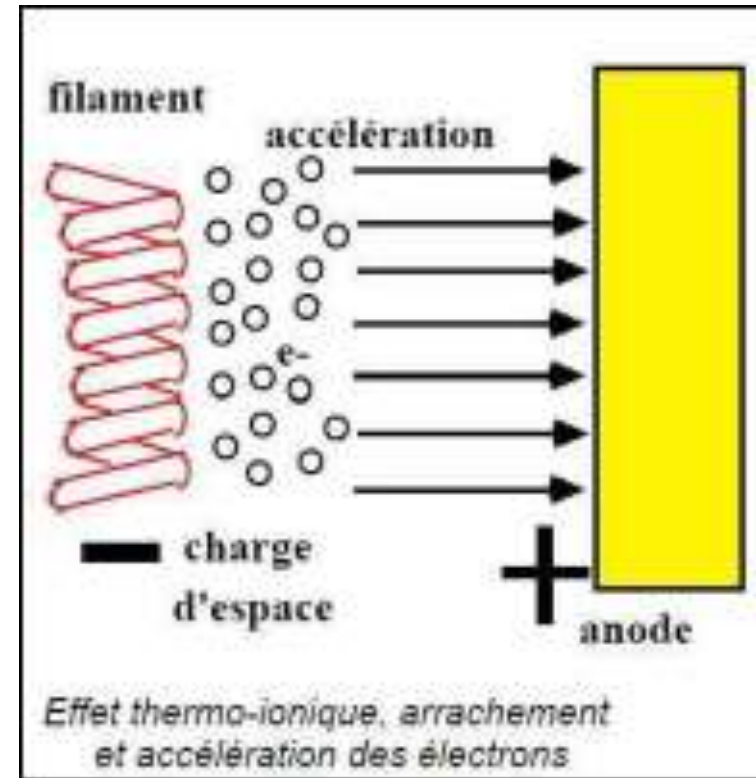
**transformateur  
sous voltEUR**

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



# La cathode – Source d'électrons

- Obtenue par effet thermo-ionique
- Le filament en tungstène est porté à incandescence et la chaleur est transmise aux électrons libres du métal sous forme d'énergie cinétique
- Grâce à ce gain d'énergie, les électrons sont arrachés du filament et forment un nuage électronique autour du filament : **charge d'espace**
- Les électrons situés autour du filament sont attirés vers la cible par une DDP élevée (40 à 150 kV)





# La cathode : Effet de charge

- Ce nuage négatif tend à empêcher d'autres électrons d'être émis par le filament tant qu'ils n'ont pas acquis une énergie thermique suffisante pour surpasser les forces d'attraction créées par la charge d'espace
- C'est cette tendance de la charge d'espace à limiter l'émission d'un plus grand nombre d'électrons par le filament qui est appelée « **effet de charge d'espace** »

# La cathode : Courant de saturation

- Si la DDP entre la cathode et l'anode est insuffisante pour que les électrons soient arrachés du filament au moment où ils sont émis, une charge d'espace résiduelle va persister autour du filament. Cette charge d'espace limite le nombre d'électrons disponibles et limite donc l'intensité du courant traversant le tube
- Jusqu'à environ 40 kV, l'augmentation du kilovoltage produit une augmentation significative de l'intensité du courant-tube. Au-dessus de 40 kV, une augmentation du kilovoltage produit peu de modifications dans l'intensité du courant-tube (la charge d'espace n'a plus d'influence sur l'intensité du courant)
- La DDP de 40 kV définit la position du point de saturation du tube à RX

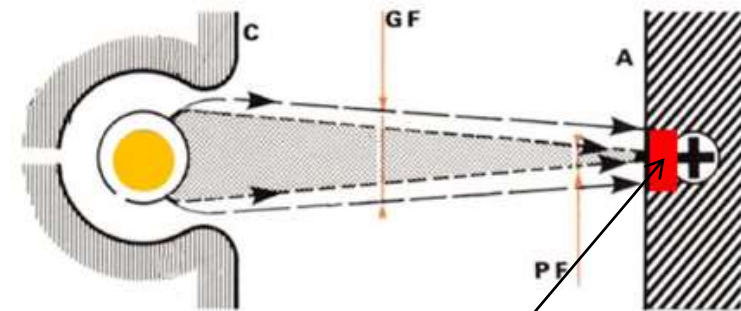
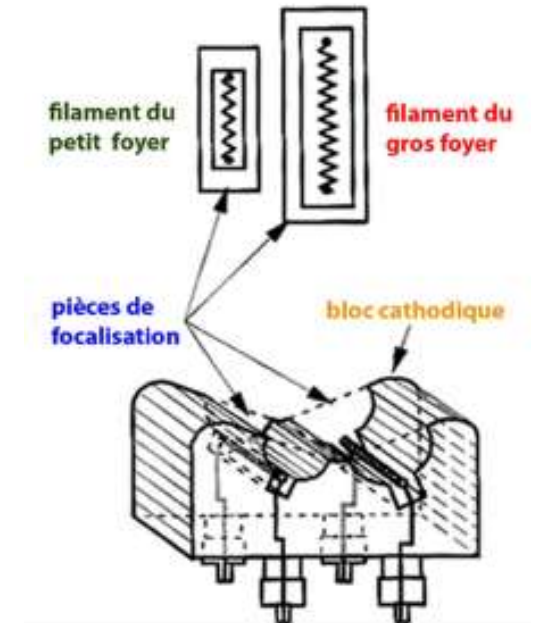
# La cathode : Filament

- Spirale métallique constituée de tungstène ( $Z = 74$ )
- Température de fusion élevée
- Bonne conduction thermique
- Le filament est chauffé à  $2350^{\circ}\text{C}$  par un courant électrique de chauffage basse tension (5-10 V) et d'intensité élevée (10 A)
- L'émission électronique est proportionnelle à sa surface et au carré de l'intensité de chauffage
- Le choix du filament dépend de la définition souhaitée de l'image (donc de la taille du foyer optique)



# La cathode : Pièce de concentration

- Bloc de molybdène creusé de deux gouttières contenant les filaments
- Empêche la déformation des filaments lors de l'échauffement
- Focalise les électrons vers la ou les pistes de l'anode
- Peut être portée à un potentiel plus négatif que celui du filament , et permet de diminuer la taille du foyer thermique (foyer variable)



Foyer Thermique

# Le vide dans le tube

- Si du gaz était présent à l'intérieur du tube:
  - les électrons accélérés vers l'anode entreraient en collision avec les molécules de ce gaz, ce qui leur ferait
    - perdre de l'énergie cinétique
    - provoquerait la formation d'électrons secondaires éjectés des molécules de gaz par ionisation.  
Ceci causerait de grandes variations dans l'intensité du courant-tube et dans l'énergie des RX produits
- L'objectif du vide est de permettre un contrôle précis et séparé du nombre et de la vitesse des électrons accélérés

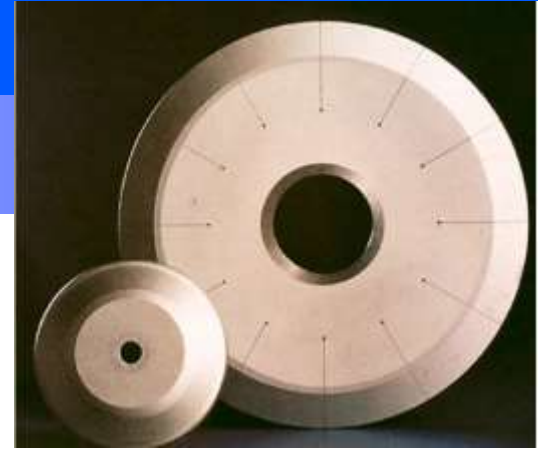
# L'anode

- Doit être suffisamment dense ( $Z$  élevé) pour favoriser la production de RX (effet de freinage)
- Température de fusion élevée pour résister aux températures secondaires aux interactions électroniques
- Bonne conductrice thermique pour évacuer rapidement la chaleur

# L'anode

- Anodes fixes :
  - En cuivre (bon conducteur de chaleur)
  - Contenant au centre une pastille de tungstène très dense (Z élevé) permettant de favoriser la production des RX
  - Equipent les tubes radiologiques de faible puissance (tubes dentaires)

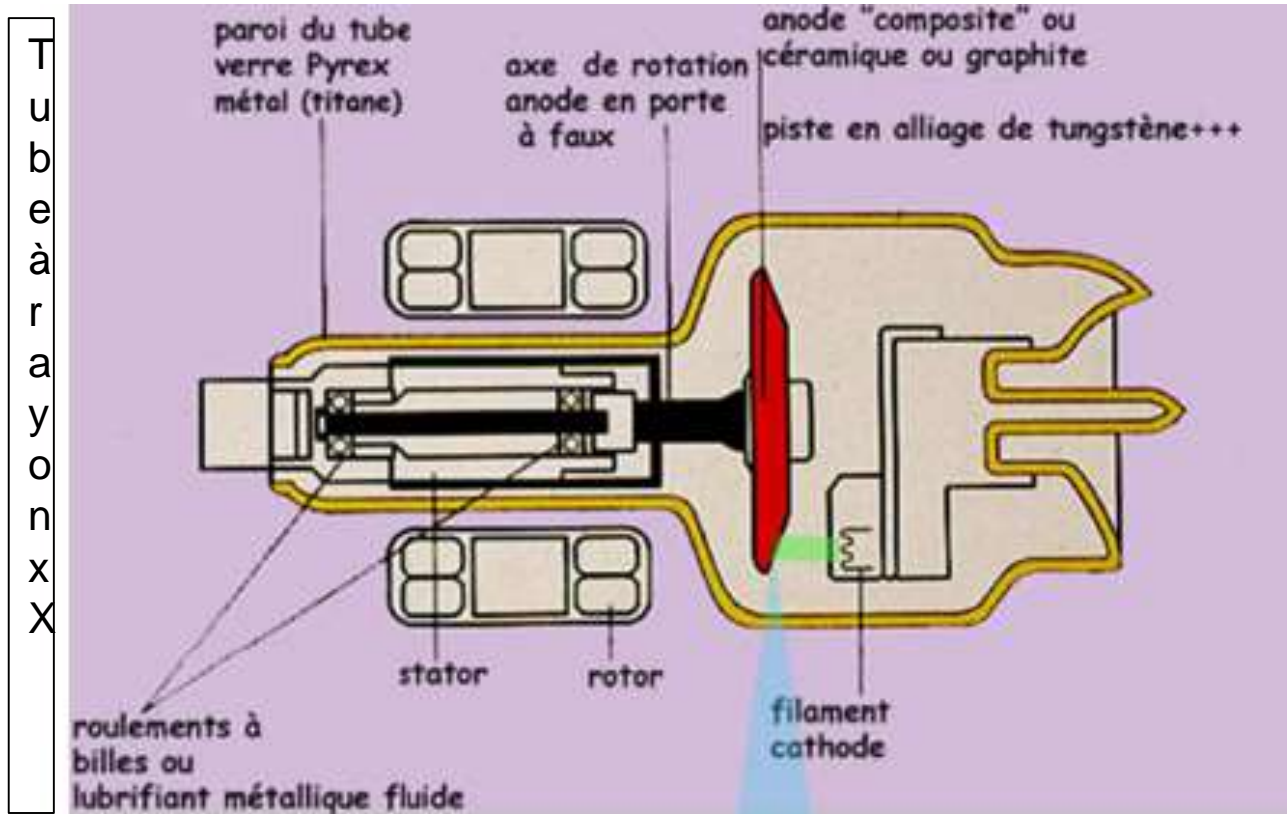
# L'anode



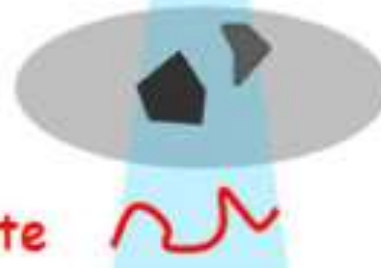
- Anodes tournantes :
  - Equipent les tubes de moyenne et de forte puissance
  - Trois parties : couple rotor-stator, axe de transmission et disque
  - Piste en tungstène-rhénium ( $L=3.14 \times D$ ) ( $D : 7 \text{ à } 20 \text{ cm}$ )
  - Répartition de la chaleur sur l'ensemble du disque, ce qui favorise le refroidissement pendant la rotation
  - Le changement du point d'impact des électrons est constant et donc l'usure moindre



# L'anode

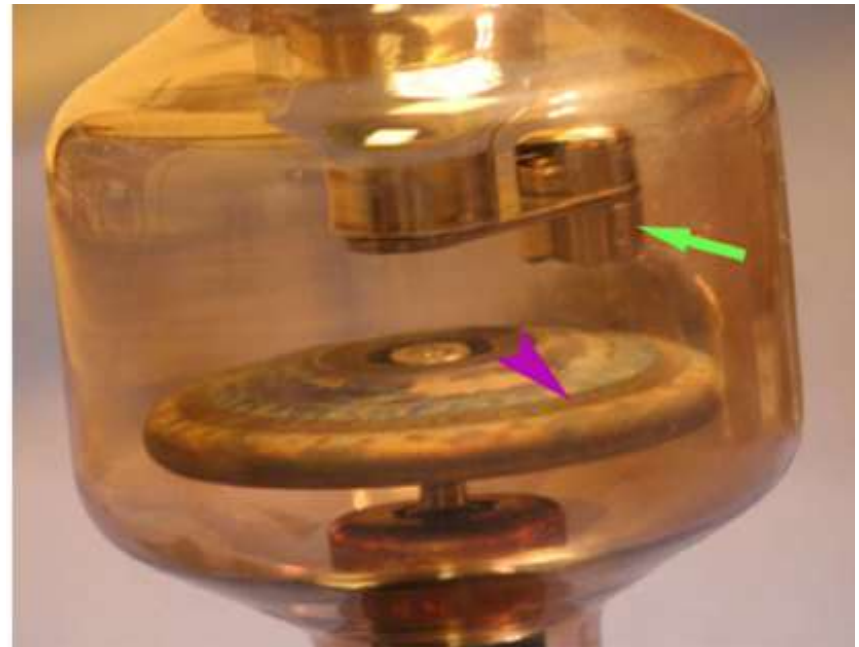


3000 à 12 000 tours/minute



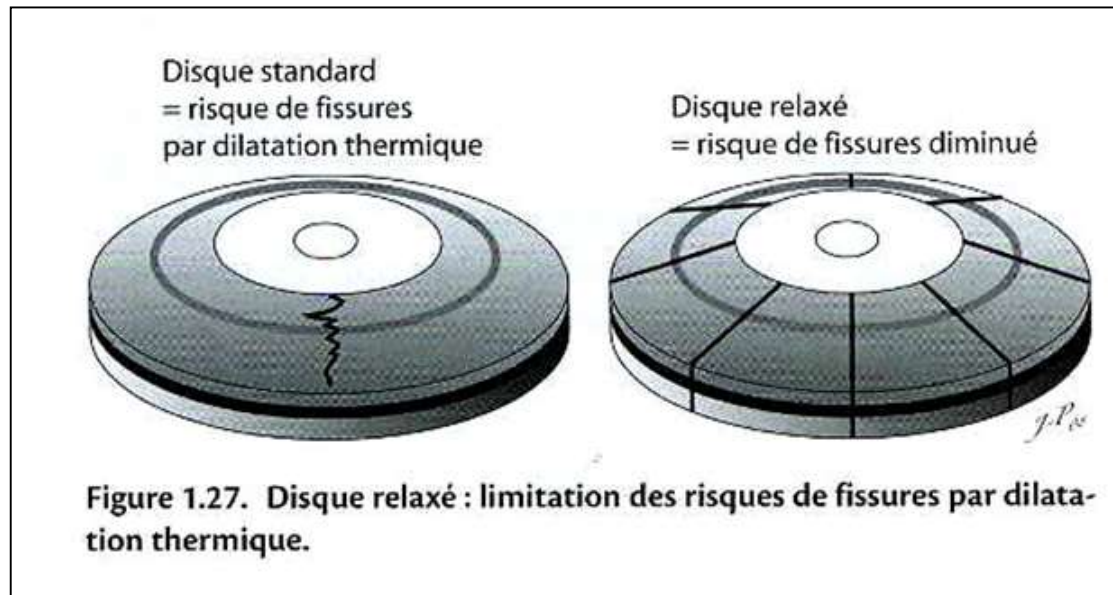
# Vieillesse du tube

- Détérioration du filament par diminution de son diamètre : diminution du rayonnement utile et augmentation des constantes
- Métallisation interne du ballon qui devient conducteur (court-circuit)
- Altération du disque : anode fissurée



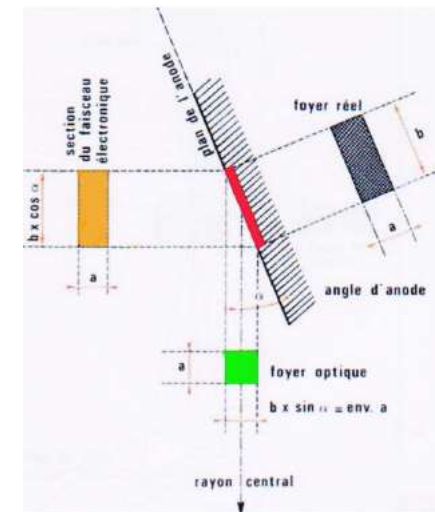
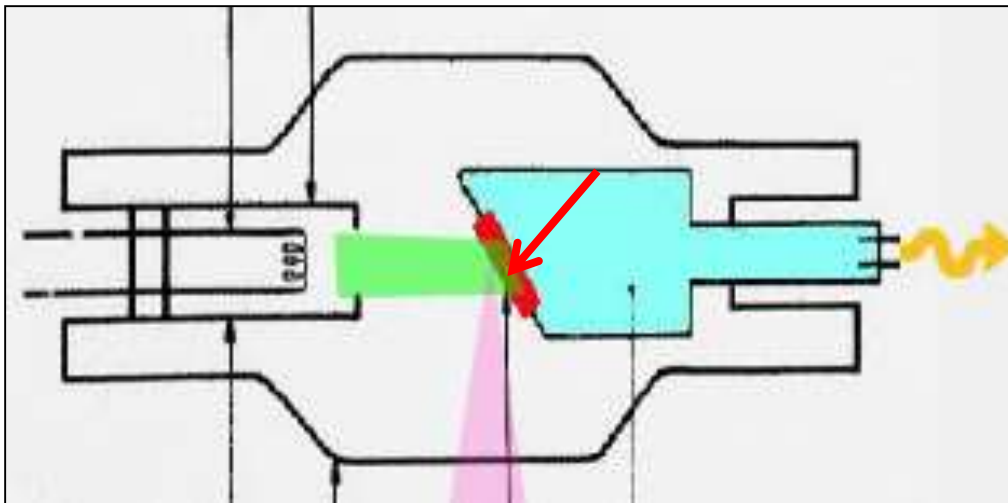
# Vieillesse du tube

- Détérioration du filament par diminution de son diamètre : diminution du rayonnement utile et augmentation des constantes
- Métallisation interne du ballon qui devient conducteur (court-circuit)
- Altération du disque : anode fissurée



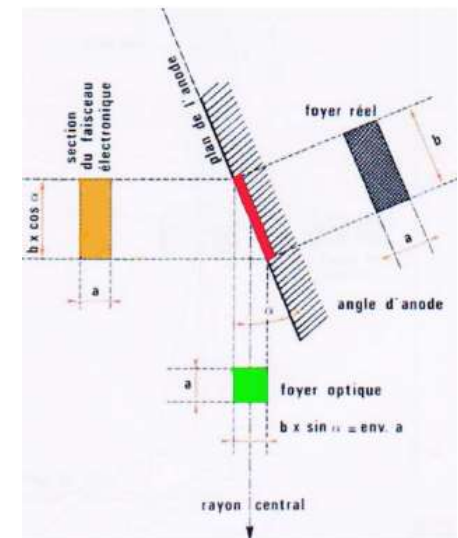
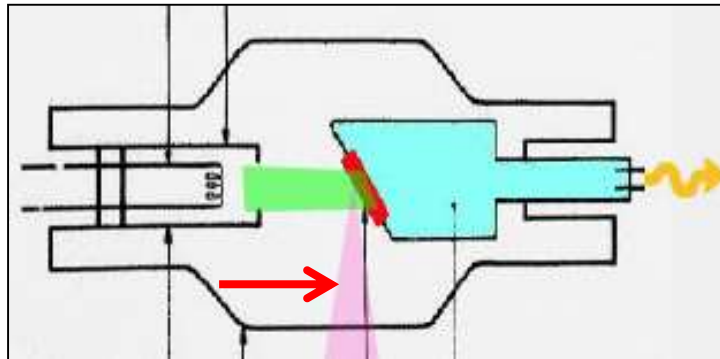
# Foyer thermique - Foyer optique

- Le foyer thermique ou foyer réel correspond au point d'impact des électrons sur le disque de l'anode = source du rayonnement X :
- Ses dimensions sont déterminées par la taille du filament et l'inclinaison de la piste du disque (angle d'anode)



# Foyer thermique - Foyer optique

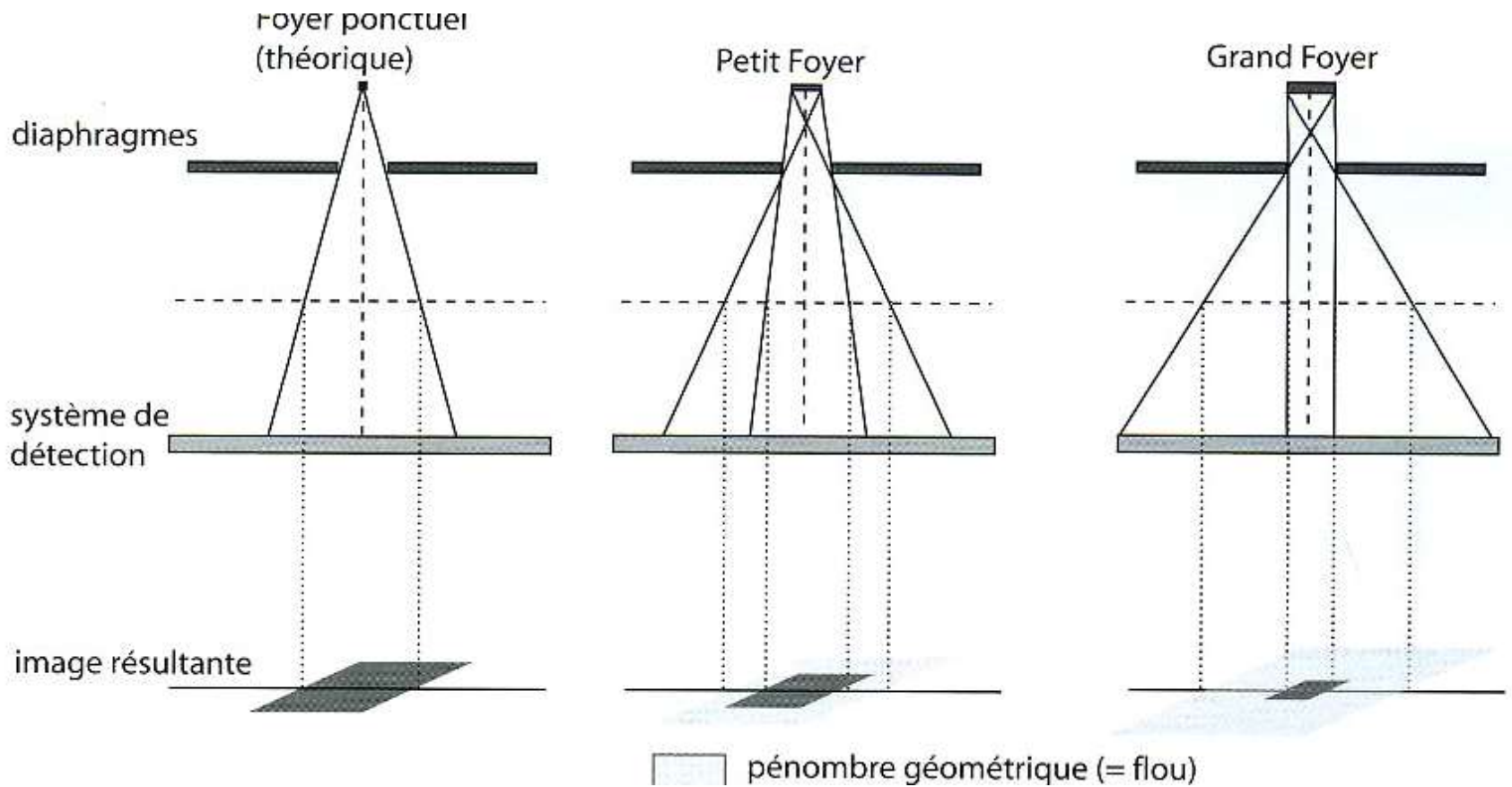
- Le foyer optique ou foyer virtuel correspond à la projection géométrique du foyer thermique :
  - Il est de forme carrée
  - Sa taille détermine la définition de l'image (résolution spatiale)
    - Petit foyer (0,6 x 0,6 mm à 1x1 mm)
    - Grand foyer (1,2x1,2 mm à 2x2 mm)



# Petit et grand foyer

- Grand foyer = charge thermique importante
  - Permettant l'obtention de temps de pose très courts
  - Utilité pour limiter le flou cinétique
  - Mais la taille de ces foyers génère un flou géométrique néfaste à la définition de l'image
  - Temps de pose court, diminution du flou cinétique.  
Radiologie digestive, urinaire, pédiatrique
- Petit foyer = charge thermique moindre
  - Temps de pose rallongés = flou cinétique
  - Mais diminution de la pénombre géométrique et augmentation de la définition de l'image
  - Imagerie ostéoarticulaire

# Petit et grand foyer



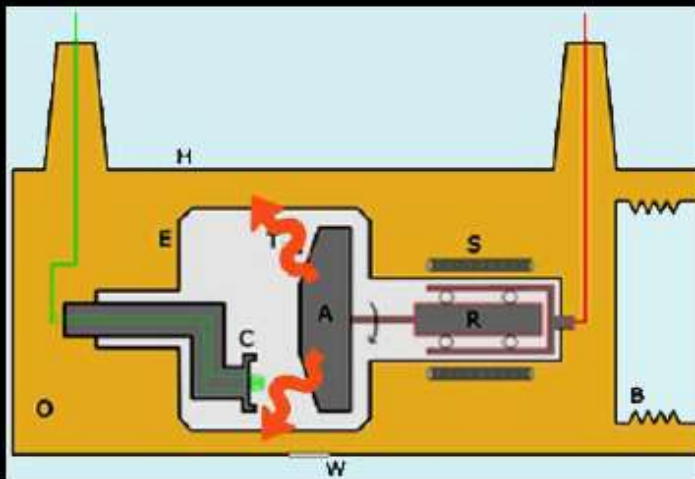
# Gaine plombée du tube



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



# Performances d'un tube : Paramètres techniques

- Les tensions crêtes
- La puissance nominale
- La puissance maximale
- La capacité thermique maximale
- La dissipation thermique

# Performances d'un tube

- Tensions crêtes : valeurs maximales de différence de potentiel pour un tube donné :
  - De 20 à 40 kilovolts pour un tube de mammographie
  - De 40 à 150 kilovolts pour un tube de radiodiagnostic
- Puissance nominale :
  - Puissance maximale applicable pendant 0,1 seconde sur l'anode froide d'un tube alimenté en tension constante
  - Elle s'exprime en kilowatts
  - Elle est d'environ 100 kW pour les gros foyers

# Performances d'un tube

- Puissance maximale :
  - Puissance maximale que l'on peut appliquer au tube pendant un tour d'anode (kW)
  - Elle est fonction :
    - Du métal de la piste d'anode (alliage tungstène-rhénium > tungstène)
    - De la taille du foyer optique (0,6 mm<sup>2</sup> : 50 kW ; 2 mm<sup>2</sup> : 150 kW)
    - De la vitesse et du diamètre du disque de l'anode (plus le diamètre est élevé, plus la puissance augmente)

# Performances d'un tube

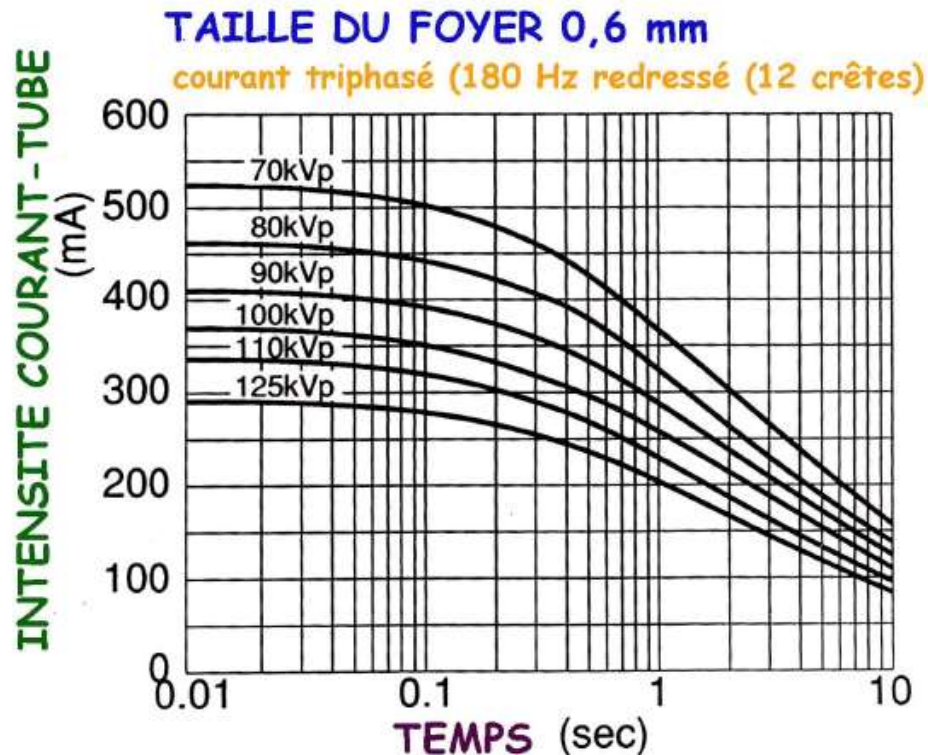
- Capacité thermique maximale :
  - Représente la quantité maximale de chaleur que peut supporter l'anode.
  - Se mesure en élevant au maximum le temps de pose pour une tension et une intensité de chauffage maximales et s'exprime en unité de chaleur (1 UC = 0,7 Joule)
  - Capacité thermique max (UC) = tension max (kV) x intensité de chauffage max (mA) x temps de pose max (s)
  - Capacité thermique d'un tube standard = 3 à 7 MUC

# Performances d'un tube

- Dissipation thermique :
  - Correspond à la quantité maximale de chaleur que l'anode peut éliminer par minute
  - S'exprime en UC par minute
  - Les tubes radiologiques standard possèdent des dissipations thermiques de l'ordre de 0,1 MUC/minute

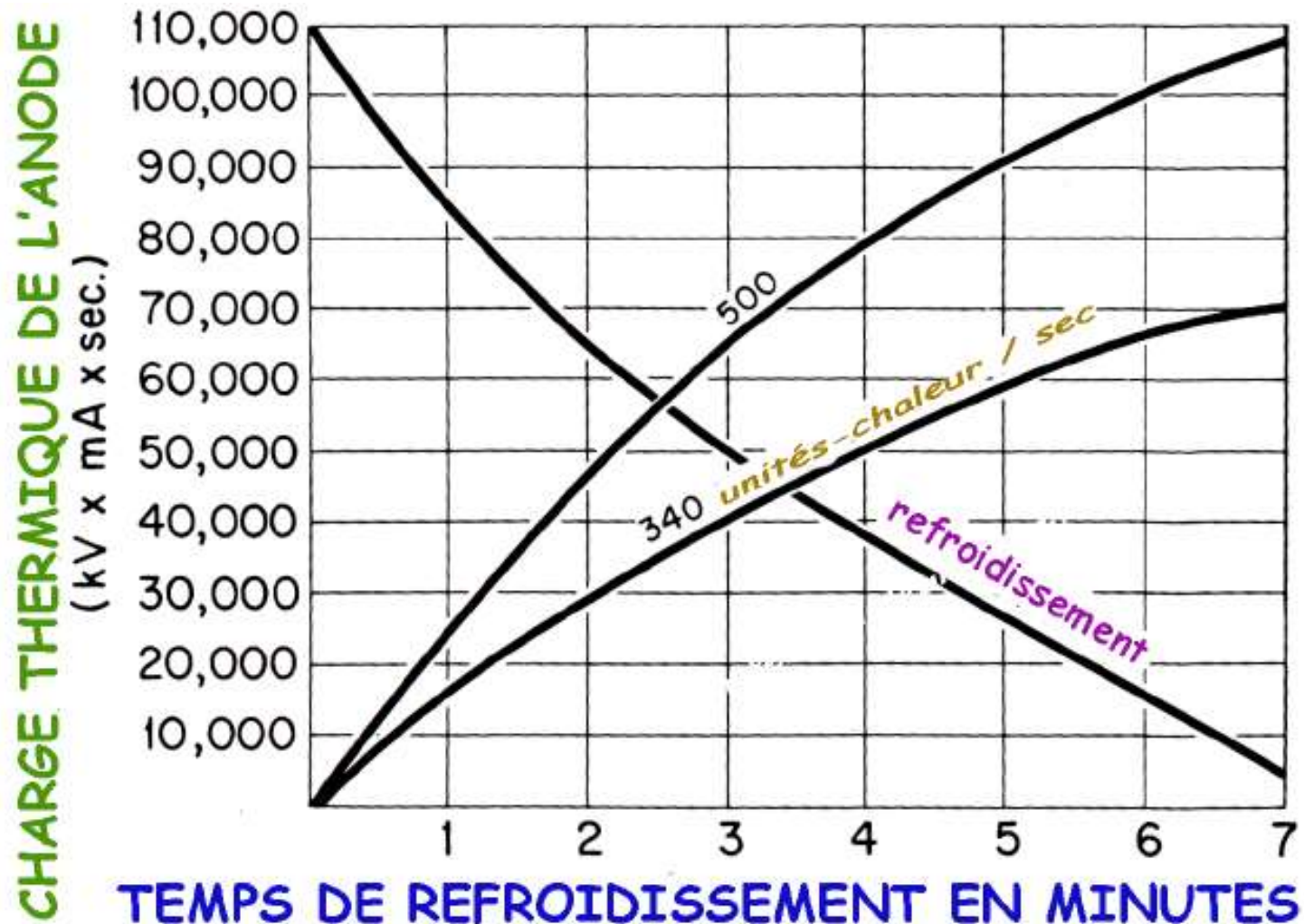
# Limites de sécurité du tube

- Déterminée à partir de l'**abaque de charge du tube** : Par exemple, si une exposition nécessite 50 mAs (500 mA à 0,1 sec), le kilovoltage maximal sera de 70 kV



# Limites de sécurité du tube

Capacité maximale de stockage de chaleur de l'anode : 110 000 Joules



# Alimentation du tube



# Le générateur

- Le tube à RX est alimenté par un générateur qui adapte le courant électrique du secteur aux besoins du tube :
  - Transforme le courant alternatif basse tension du secteur en un courant continu, stable et de Haute Tension (HT)
  - Règle l'intensité de chauffage du filament afin de contrôler la quantité de RX à produire
  - Détermine la durée d'application de la HT c'est-à-dire la durée d'exposition
  - Assure la sécurité du tube en vérifiant que les constantes programmées sont supportées par le tube
  - Assure des fonctions auxiliaires telles que l'alimentation du couple rotor-stator et de l'exposimètre (cellules)

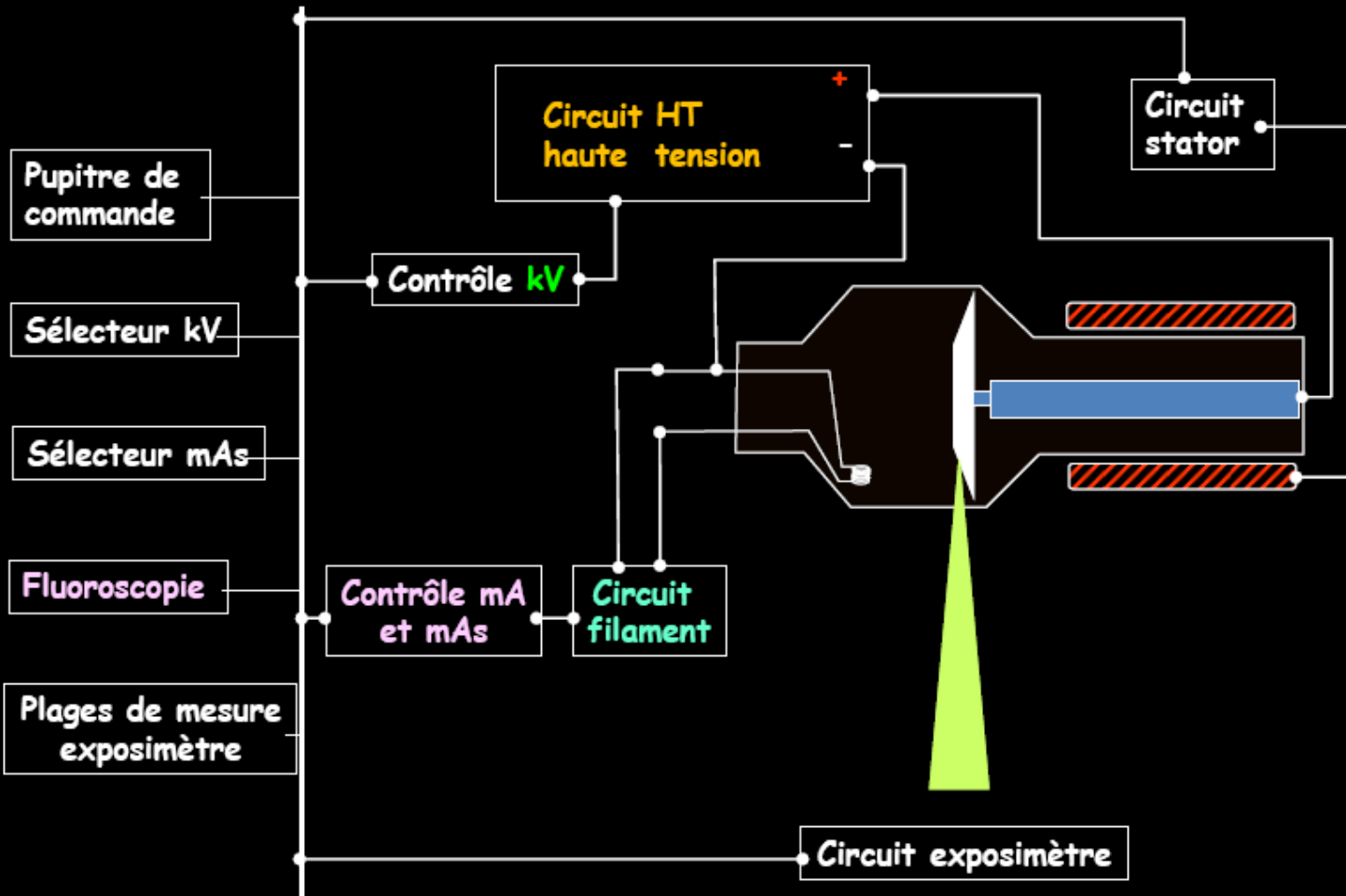
# Le générateur

- Comporte 2 circuits principaux :
  - Le circuit basse tension pour l'alimentation du filament
  - Le circuit haute tension permettant l'obtention d'une DDP élevée et unidirectionnelle
- Il est contenu dans une armoire électronique reliée au tube par des câbles électriques
- Il est contrôlé par le pupitre de commande

# Le générateur

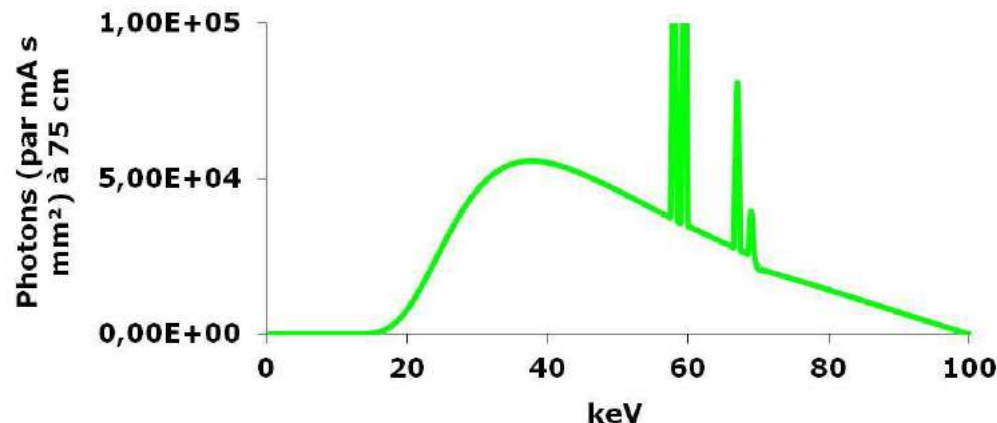
## FONCTIONS DU GENERATEUR

## Schéma de principe d'un générateur



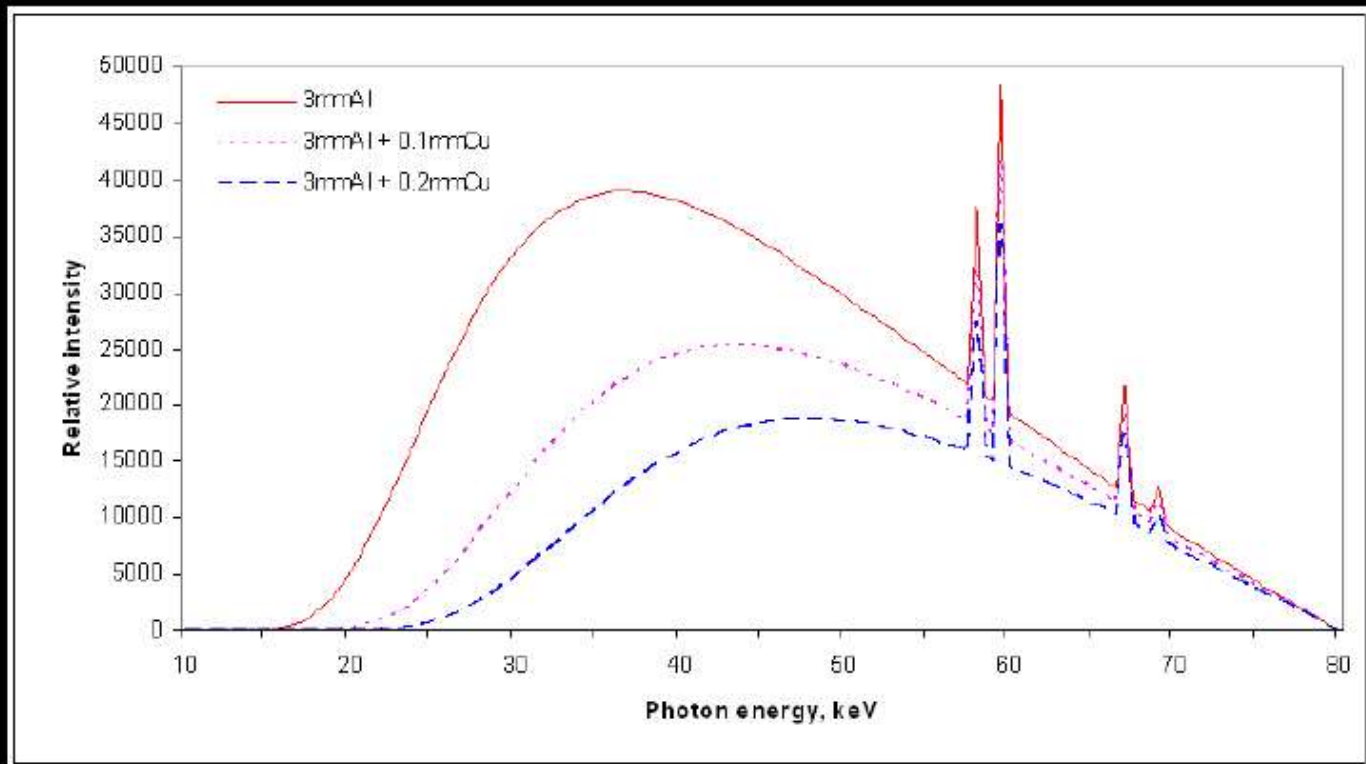
# Rayonnement émis

- Rayonnement poly-énergétique imparfait (polychromatique) dont l'énergie maximale du spectre à RX correspond à la tension appliquée aux bornes du tube
- Filtration (2,5 mm d'Al à 70 kV) des basses énergies :
  - Réduit la dose à la peau
  - Rend le rayonnement plus énergétique et plus homogène pour la formation de l'image



# Rayonnement émis

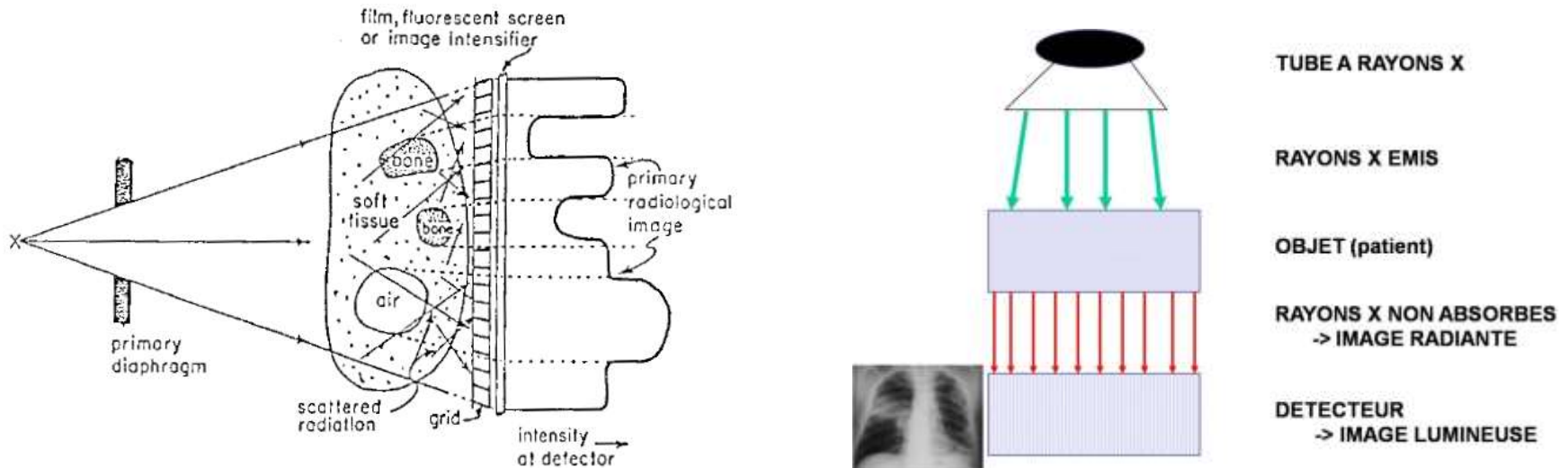
Filtration	Relative ESD
3mm Al	1
+ 0.1mm Cu	0.7
+ 0.2mm Cu	0.5



# Formation de l'image

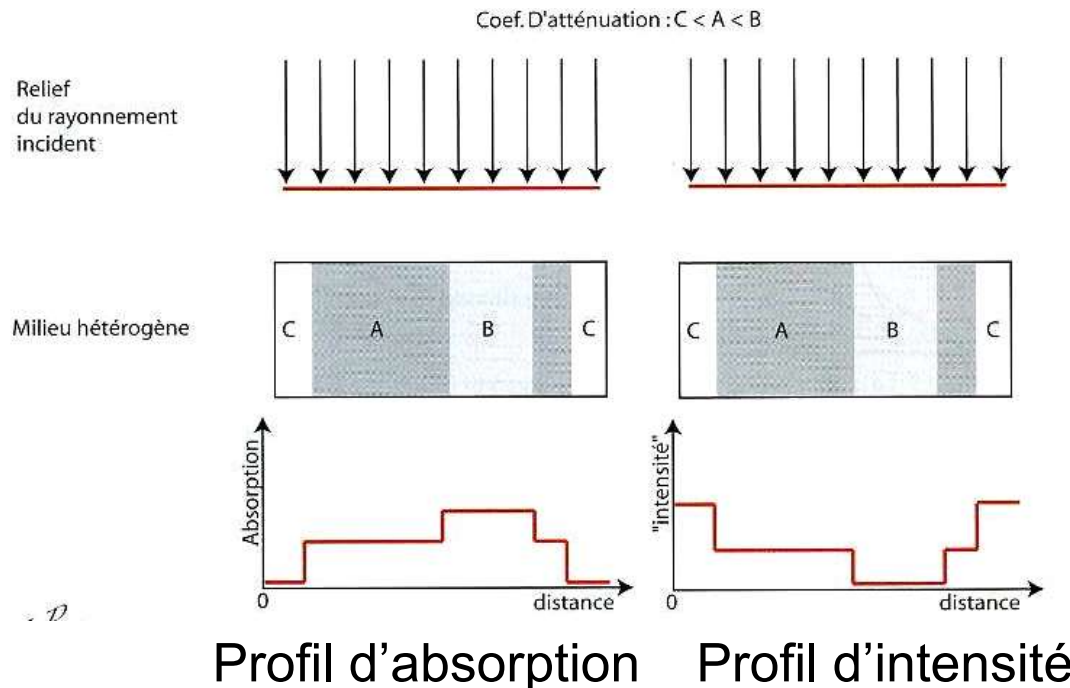
# Image radiante

- Après la traversée d'un milieu, le faisceau X est atténué et modifié en fonction des structures rencontrées et forme l'« image radiante » qui dépend :
  - Des formes et des épaisseurs des structures traversées
  - Des différentes densités rencontrées
  - De l'importance du rayonnement diffusé



# Image radiante

- Le relief du faisceau émergent (image radiante) peut être illustré par 2 diagrammes :
  - Le profil d'absorption représente les variations spatiales d'absorption du faisceau émergent
  - Le profil d'intensité représente les variations d'intensité (fluence photonique) du faisceau émergent



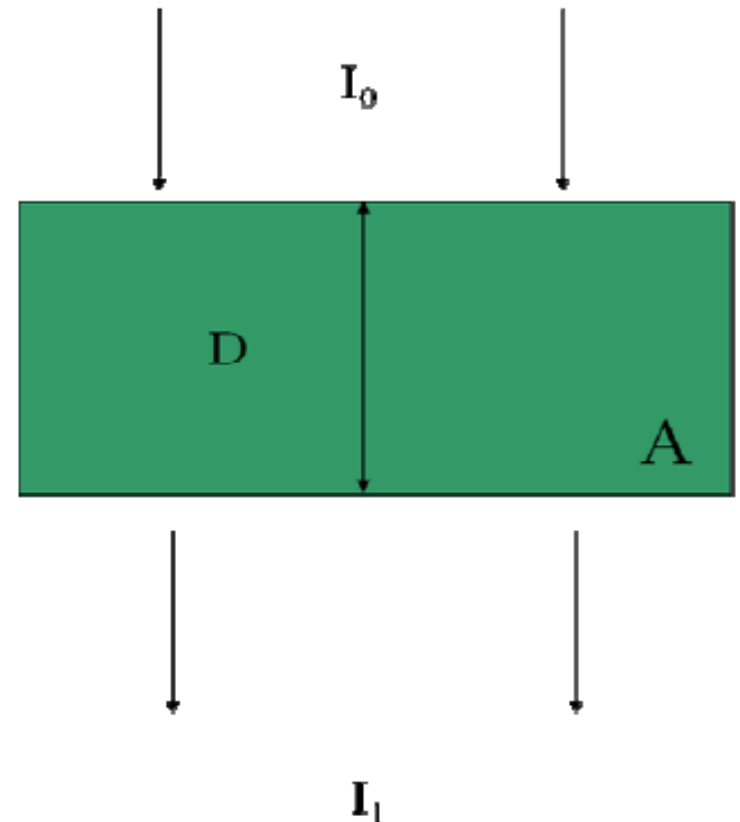


# Image radiante

- L'atténuation de l'intensité du rayonnement augmente :
  - Quand l'épaisseur augmente
  - Quand la densité radiologique est plus grande (Z et concentration en élément)
  - Quand l'énergie du rayonnement diminue

# Densité et épaisseur

- L'atténuation d'un rayonnement monochromatique d'intensité  $I_0$  traversant un objet homogène  $A$  d'épaisseur  $D$  suit la loi de Beer Lambert
- L'intensité  $I_1$  après atténuation est  $I_1 = I_0 e^{-\mu A \times D}$
- $\mu A$  est le coefficient linéique d'atténuation en  $\text{cm}^{-1}$
- $D$  est l'épaisseur en  $\text{cm}$



# Coefficient d'atténuation massique

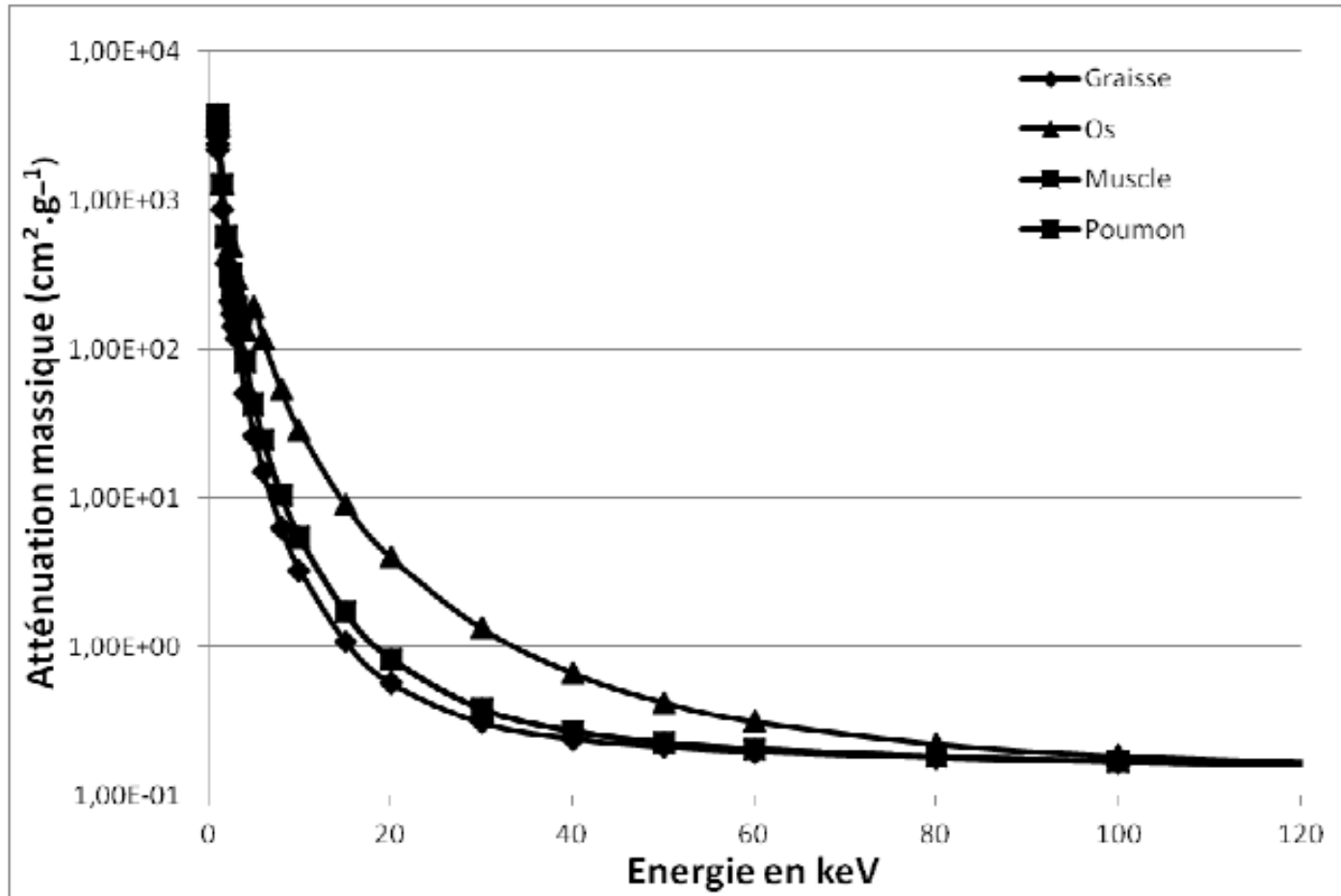
- Coefficient d'atténuation massique : Coefficient linéique d'atténuation rapporté à la masse volumique du matériau traversé : indépendant de l'état physique de l'objet

$$I_1 = I_0 e^{-\frac{\mu_A}{\rho_A} D}$$

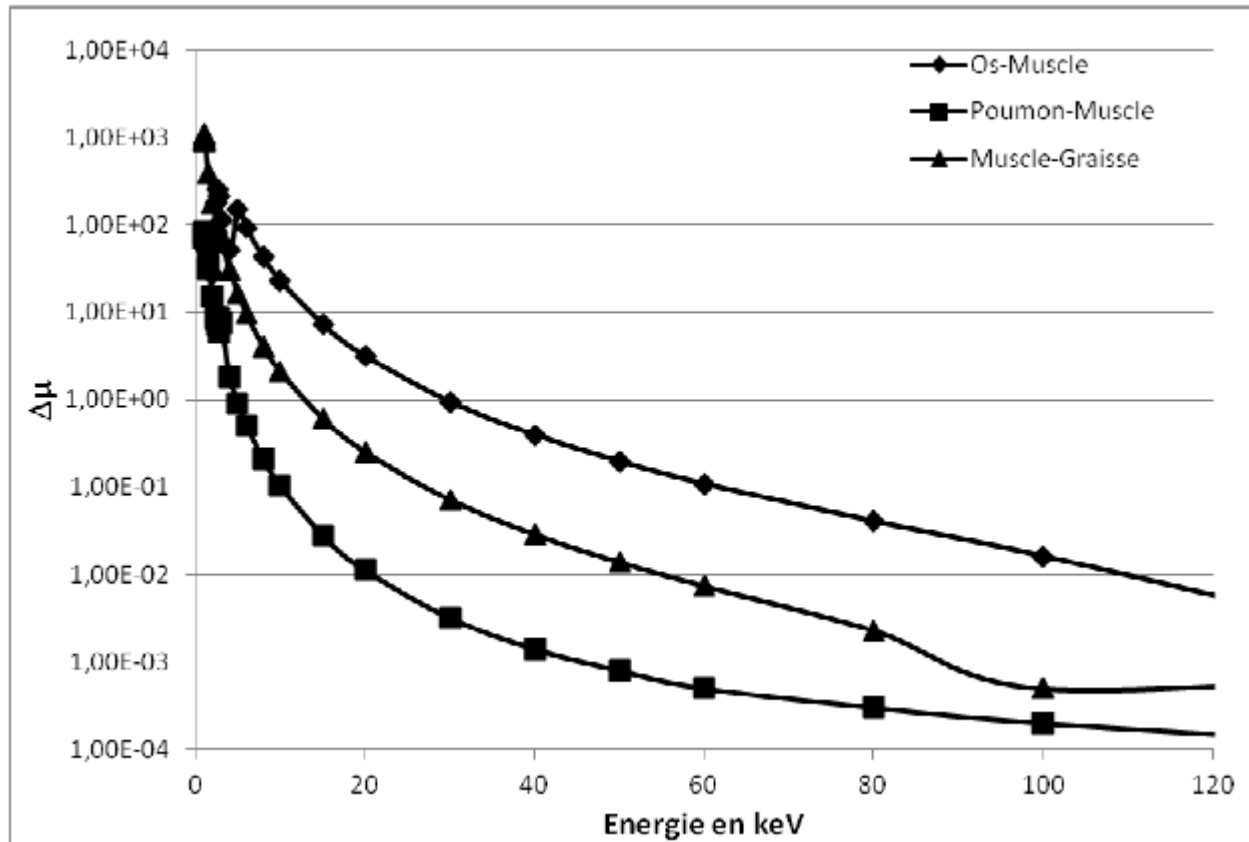
- Pour les structures complexes on obtient :

$$I_1 = I_0 e^{-\left(\frac{\mu_A}{\rho_A} D_A + \frac{\mu_B}{\rho_B} D_B + \frac{\mu_C}{\rho_C} D_C\right)}$$

# Coefficient d'atténuation massique



# Coefficient d'atténuation massique



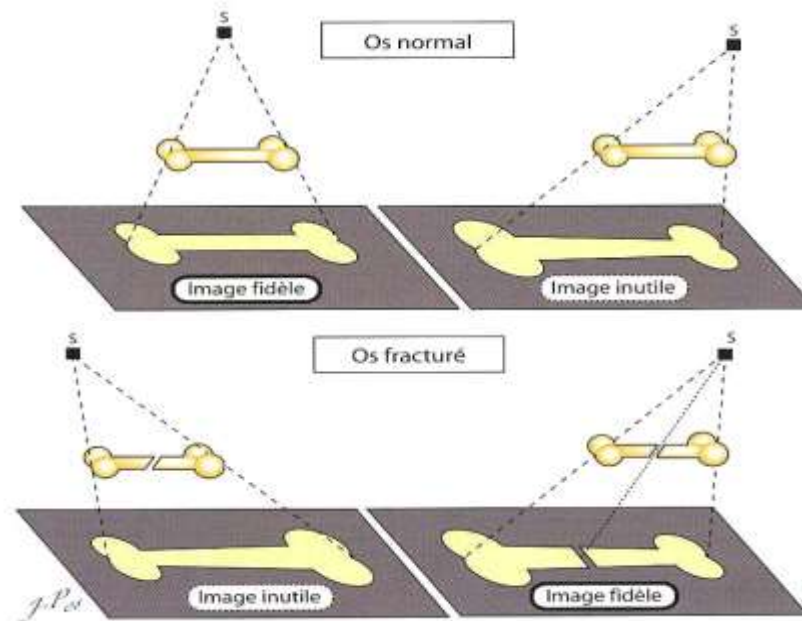
Variation de différences entre les coefficients d'atténuation massique, traduisant le contraste objet, en fonction de l'énergie du faisceau de rayonnements X pour plusieurs tissus du corps humain.

# Qualité de l'image

- Fidélité
- Contraste
- Résolution spatiale
- Définition (netteté de l'image) : Flou de l'image :
  - Flou géométrique
  - Flou cinétique
  - Flou de diffusé
  - Flou de détection

# Fidélité

- Pour avoir une image fidèle d'un objet il faut tenir compte des règles d'optique radiologique
- Exemple : Incidences radiologiques (inclinaison du tube et positionnement du patient) : Face, Profil, 3/4



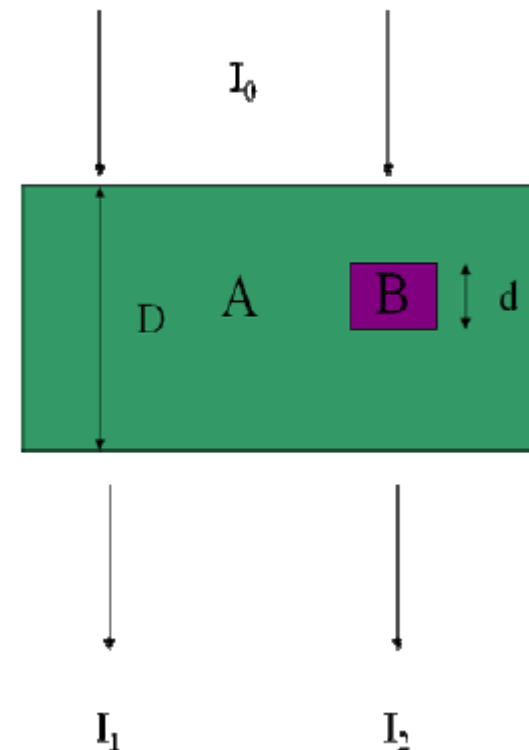
# Contraste

- Différence d'opacité entre deux points voisins sur l'image
- Contraste :
  - De forme (d'épaisseur) : un même objet présentant des variations d'épaisseur aura une opacité variable
  - Naturel : 2 objets de même épaisseur se distinguent par de coefficient d'atténuation différents



# Contraste d'un objet par rapport à l'arrière-plan

- $C = I_b - I / I_b$ 
  - $I$  : intensité de l'image dans la région de l'objet
  - $I_b$  : intensité de l'image dans l'arrière-plan
- Le contraste  $C$  dépend de :
  - L'atténuation du matériau constituant l'arrière-plan  $A$
  - L'atténuation de l'objet  $B$  situé dans l'arrière-plan
  - L'épaisseur de l'objet  $B$
- $C = 1 - e^{-(\mu_B - \mu_A) d}$



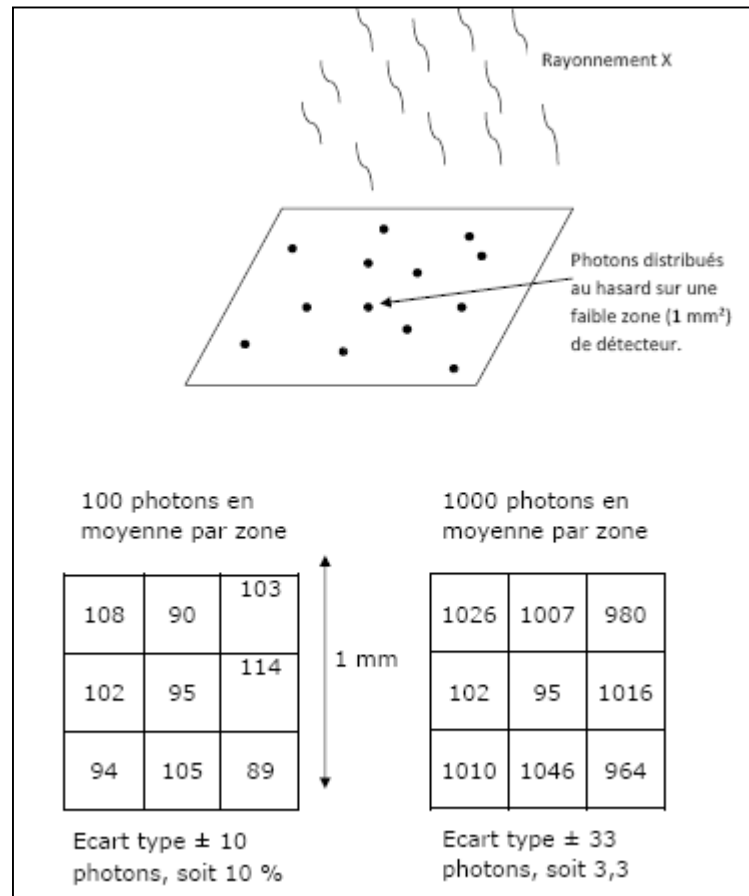
# Contraste

- Le contraste est amélioré par l'utilisation des basses tensions mais aux dépens des temps de pose (peu de kV implique beaucoup de mAs) et de la dose reçue par le patient
- L'œil humain ne peut pas distinguer les faibles contrastes, surtout pour les objets de faibles dimensions
- La radiographie classique distingue les contrastes suivants : os, tissus, graisse, air et gaz libres
- Les contrastes sont atténués par le bruit quantique

# Contraste - Bruit quantique

- Deux points voisins de même opacité reçoivent dans le même temps un nombre différent de photons : c'est le bruit quantique qui affecte toutes les régions de l'image
- Un faisceau peu intense formé d'un faible nombre de photons manifeste des variations importantes du nombre de particules pénétrantes qui ont pourtant suivi le même chemin
- Le bruit quantique dans une image varie comme l'écart type de la distribution du nombre de photons incidents

# Contraste - Bruit quantique



- Moins il y a de photons incidents atteignant un même élément de surface du détecteur plus le bruit quantique sera élevé

# Contraste - Bruit quantique

- Une image intense présente moins de bruit quantique qu'une image faible : les zones radio-opaques ont plus de bruit que les zones claires
- Sur une image fixe, le bruit quantique se manifeste par des irrégularités donnant un aspect granité à l'image
- Sur une image dynamique, ces fluctuations donne un scintillement
- Le bruit quantique augmente avec la sensibilité du détecteur

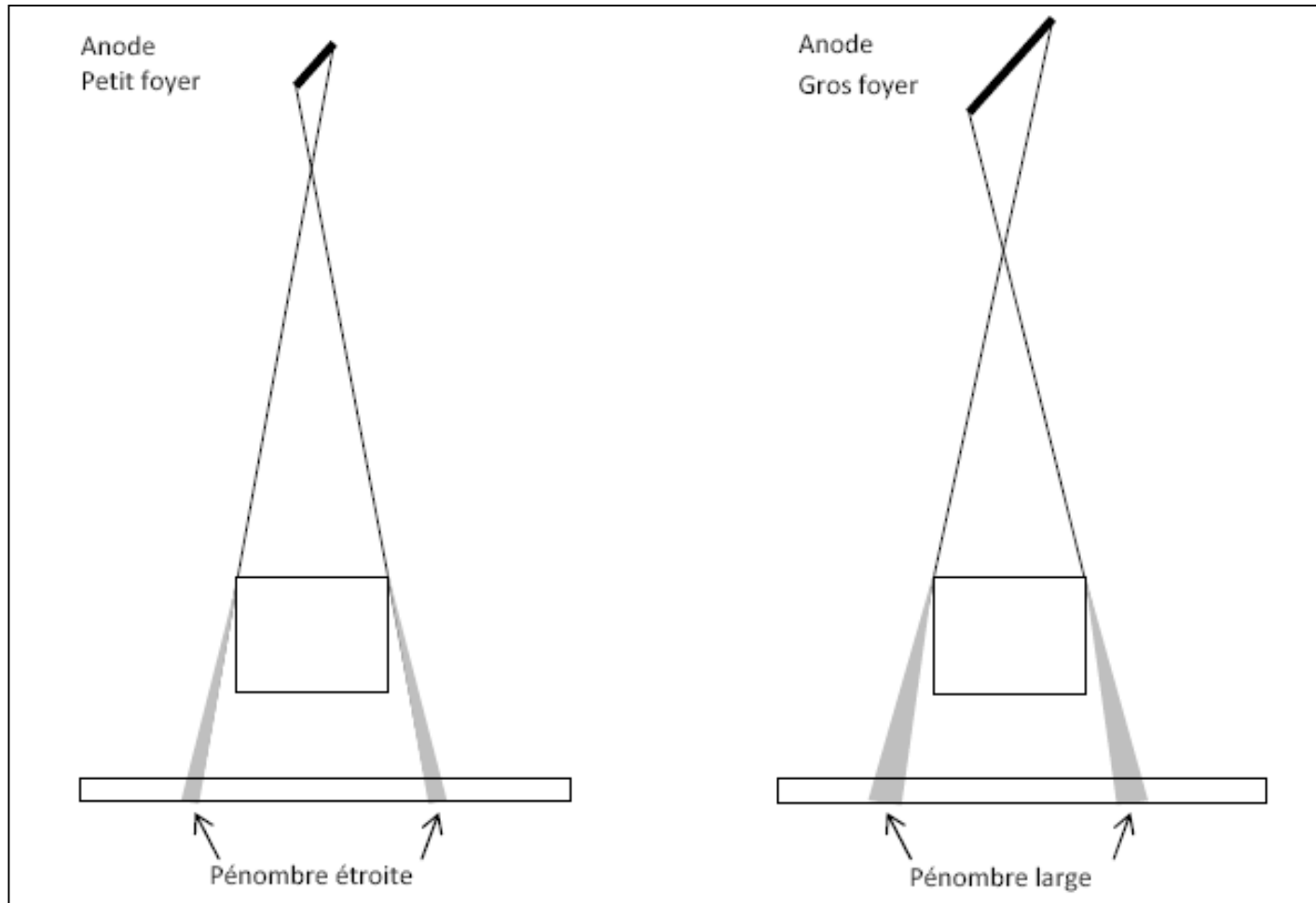
# Flou de l'image

- La définition (netteté) de l'image dépend des flous. Une image est nette quand les flous sont faibles et équilibrés
- Quatre types de flou :
  - Flou géométrique
  - Flou cinétique
  - Flou de diffusé
  - Flou de détection

# Flou géométrique

- Le foyer d'émission des RX n'est pas ponctuel et l'objet n'est pas directement au contact du récepteur
- Il en résulte une pénombre de noircissement dégradé sur le contour de l'image
- La largeur de cette pénombre :
  - Dépend directement de :
    - La dimensions du foyer
    - La distance foyer-détecteur
  - Varie avec l'agrandissement géométrique

# Flou géométrique





# Flou géométrique

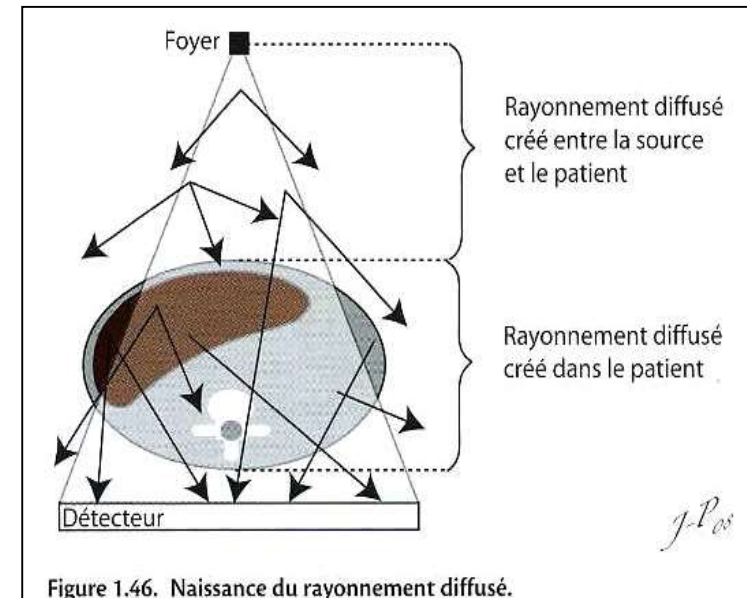
- Le flou géométrique est :
  - Proportionnel à la dimension  $F$  du foyer
  - Proportionnel à la distance objet-détecteur
  - Inversement proportionnel à la distance foyer-objet
- Pour le limiter :
  - Utiliser les foyers les plus fins possibles
  - Utiliser la plus grande distance foyer-objet
  - Utiliser la plus petite distance objet-récepteur

# Flou cinétique

- Créé par le déplacement de l'objet pendant le temps de prise de vue :
  - Mouvements incontrôlés du patient
  - Mouvements propres aux organes : péristaltisme, battements cardiaques
- Le flou cinétique est proportionnel à la vitesse du déplacement et au temps de pose
- Réduction du flou cinétique :
  - Contention
  - Réduction du temps de pose : nécessite un débit et une tension suffisants aux bornes du tube : utilisation de la puissance maximale sur le gros foyer du tube

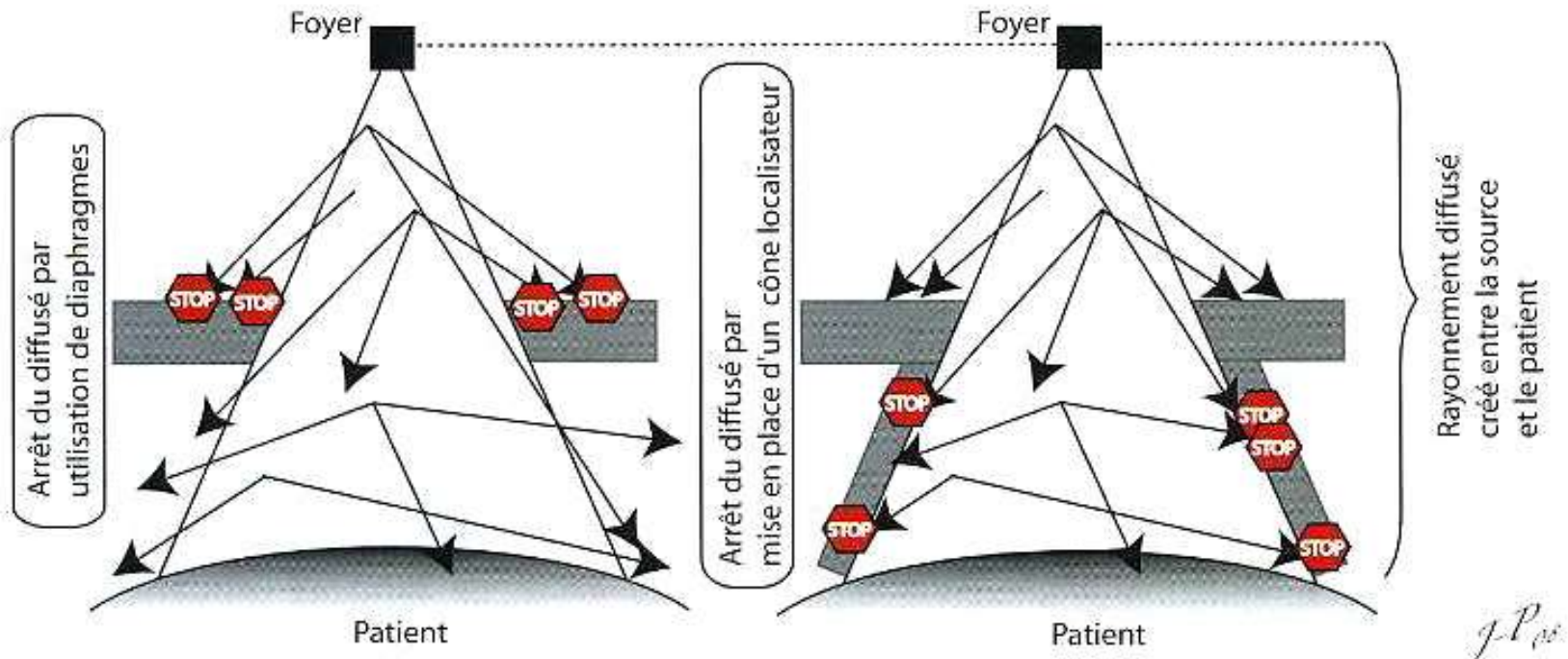
# Flou de diffusé

- Le rayonnement diffusé se manifeste par une ombre à la périphérie de chaque organe, altérant le contraste et la définition de l'image
- On limite ce flou par :
  - Les diaphragmes
  - Les cônes localisateurs
  - La technique de l'air-gap
  - La grille anti-diffusante
  - Les systèmes de compression

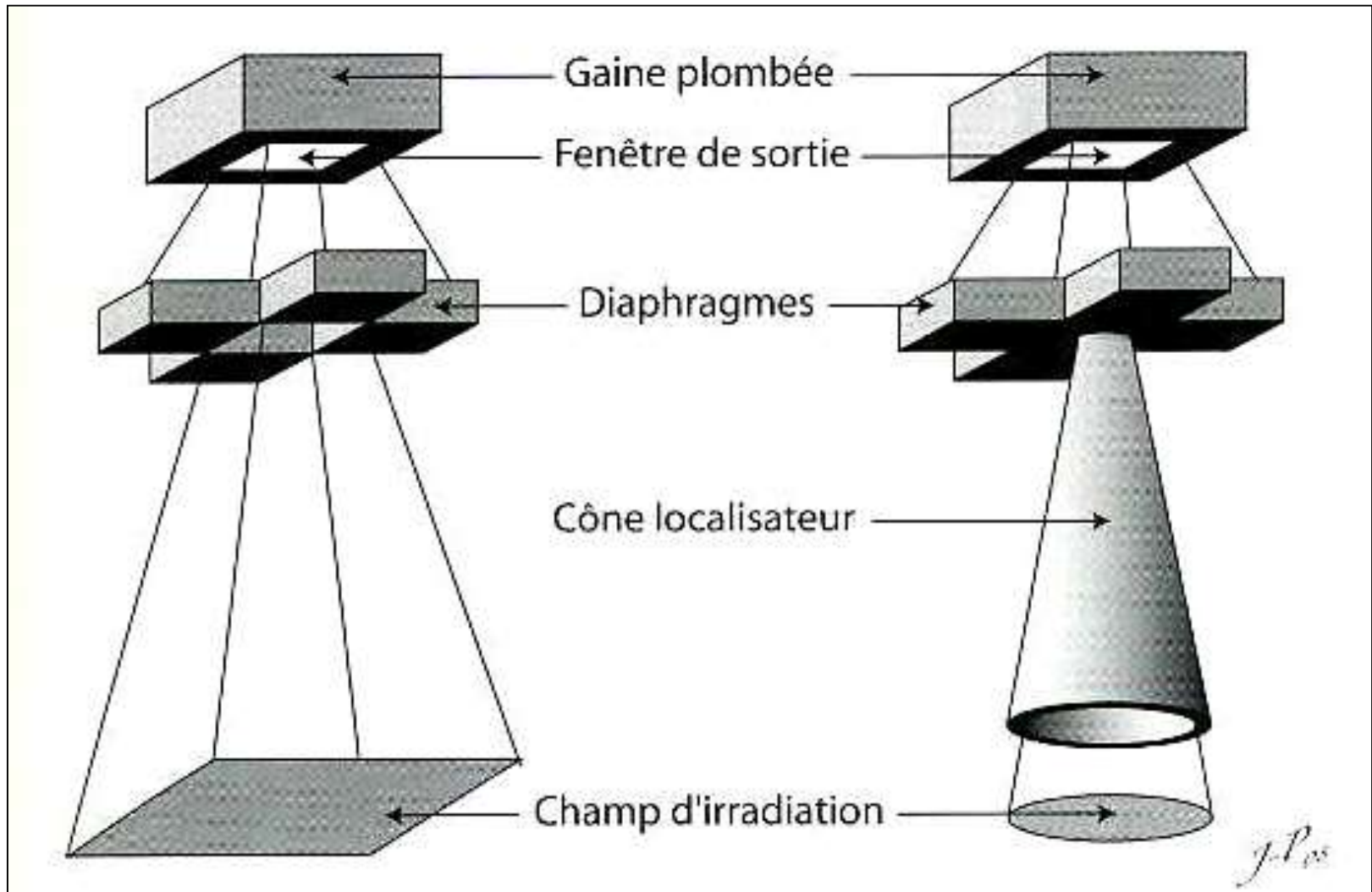


# Flou de diffusé : Diaphragmes et cônes localisateurs

- Diaphragmes et cônes localisateurs :
  - Réduisent le diffusé créé entre la source et le patient
  - Protègent le patient et le personnel

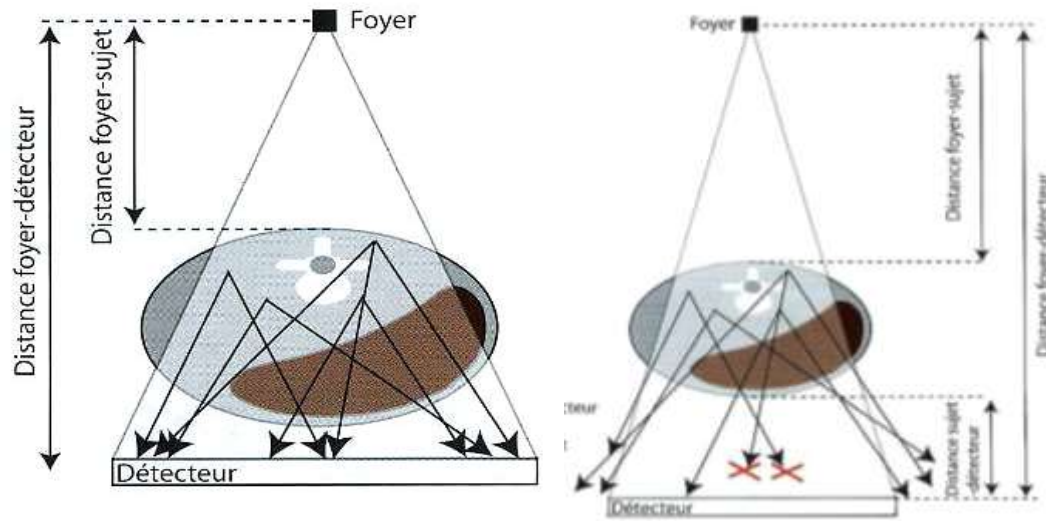


# Flou de diffusé : Diaphragmes et cônes localisateurs



# Flou de diffusé : Air-gap

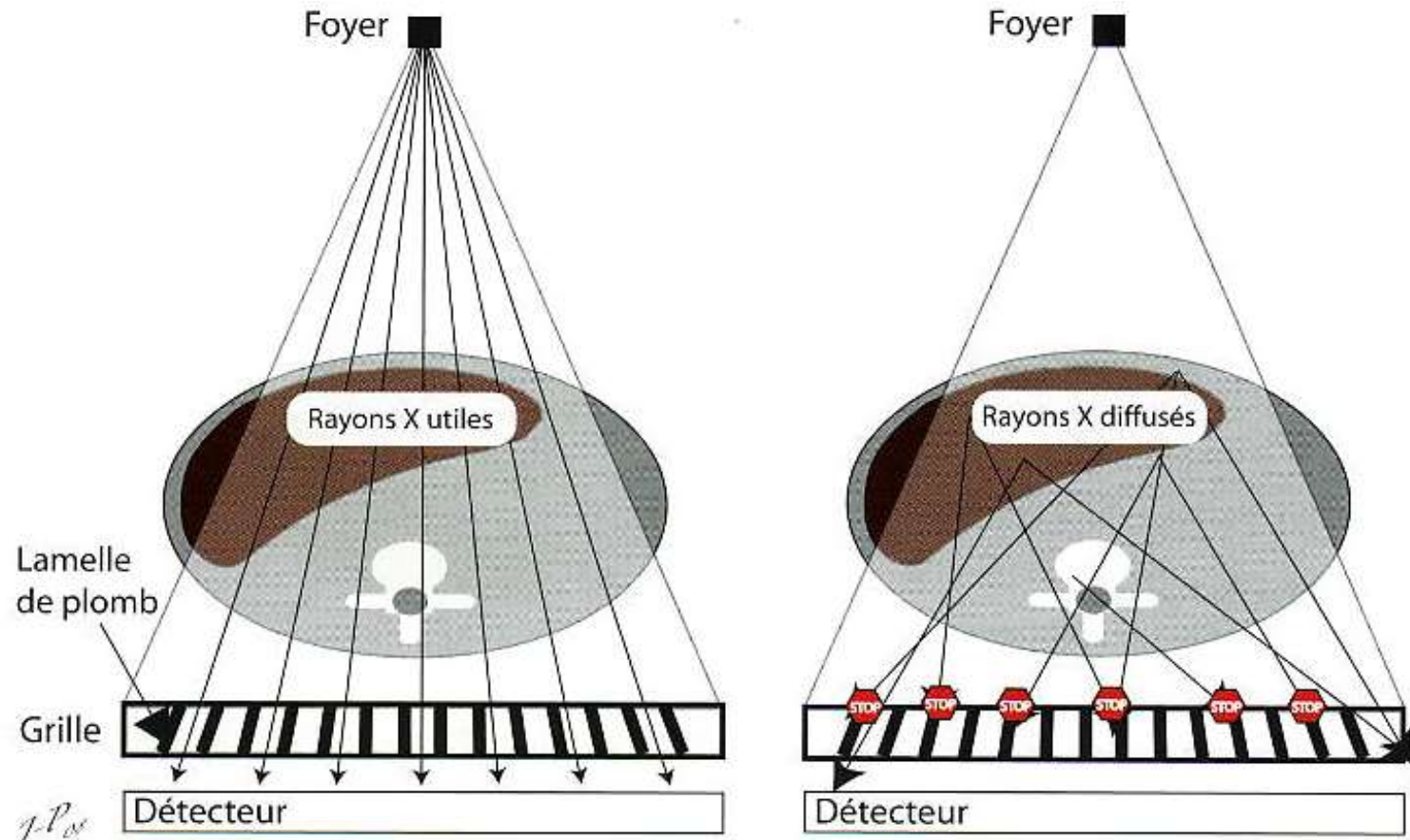
- But : réduire l'effet du diffusé crée dans le corps du patient
- Principe : augmenter la distance sujet-détecteur :
  - Les rayons diffusés les plus obliques par rapport à l'axe du rayon directeur ne se dirigent pas vers le détecteur et ne composeront pas l'image finale
  - Les rayons diffusés de faible énergie sont stoppés dans l'air et ne parviennent pas jusqu'au détecteur
- Inconvénient : l'agrandissement doit être compensé par une augmentation de la distance foyer-sujet et donc par une augmentation de la fluence photonique



# Flou de diffusé : Grille anti-diffusante

- La grille anti-diffusante permet de :
  - De différencier RX utiles (trajectoire rectiligne) et rayons diffusés (trajectoire quelconque non focalisée) en fonction de leur orientation
  - Réduire le diffusé créé dans le corps du patient
- Elle est constituée de lamelles de plomb fines et plates disposées verticalement
- Ces lamelles sont focalisées vers un point précis : la focale de grille qui doit coïncider avec la source de RX

# Flou de diffusé : Grille anti-diffusante

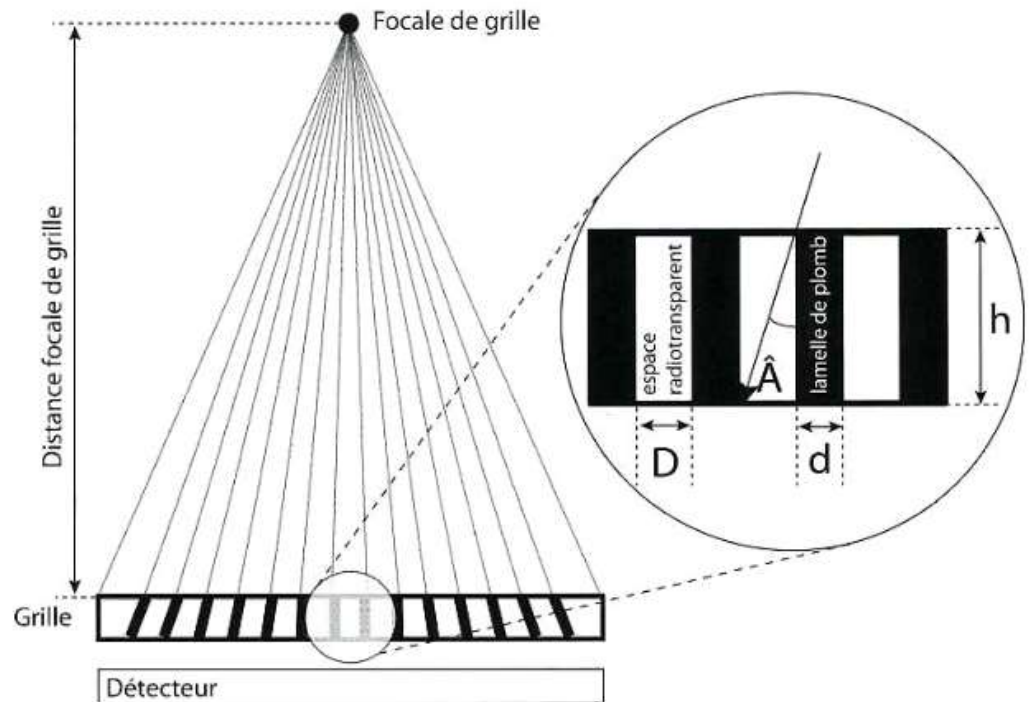


- La grille laisse passer majoritairement des RX utiles (70 %)
- Son efficacité n'est pas totale car quelques photons diffusés peuvent traverser la grille (angle limite)



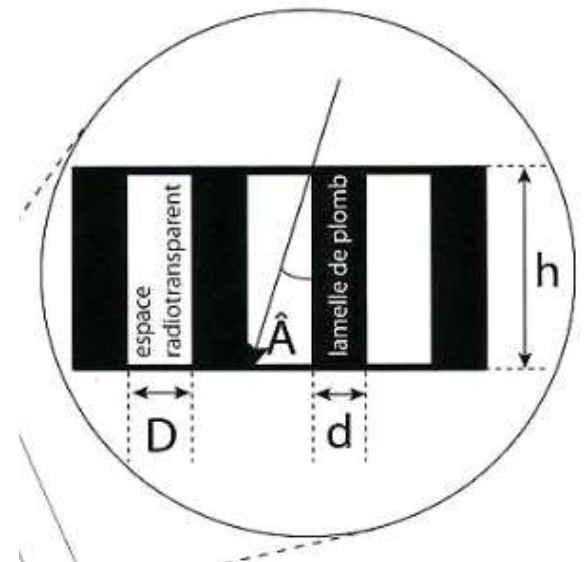
# Flou de diffusé : Grille anti-diffusante

- Distance focale
- Pas de grille
- Rapport de grille
- Angle limite
- Facteur Bucky
- Transparence de grille
- Sélectivité et contraste



# Caractéristiques d'une grille anti-diffusante

- Distance focale :
  - Varie de 80 à 180 cm
  - Grilles à lames parallèles : distance focale infinie.
- Pas de grille : nombre de lames par unité de distance. Plus il est élevé, plus la grille est efficace.  $N = 1/(D+d)$
- Rapport de grille : rapport entre la hauteur d'une lamelle et la distance séparant 2 lamelles.  $R=h/D$

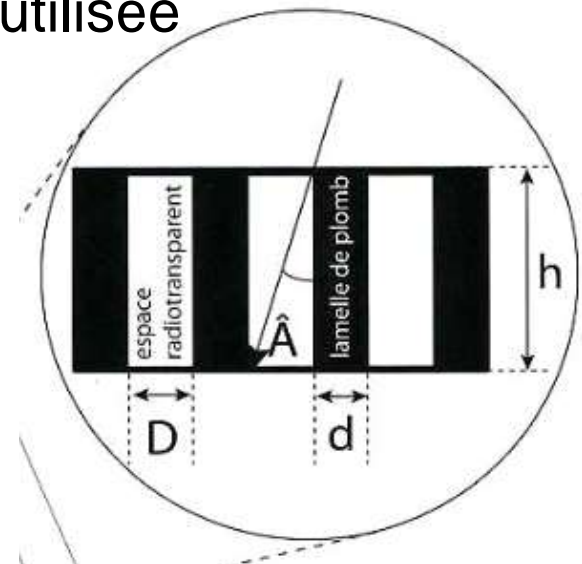


# Caractéristiques d'une grille anti-diffusante

- Angle limite : inclinaison des lames par rapport au RD, au-dessus duquel les RX sont arrêtés par la grille

$$\tan \hat{A} = 1/R = D/h$$

- Facteur Bucky : facteur par lequel il faut multiplier la charge (mAs) pour compenser l'atténuation des RX par la grille :
  - $B = \text{mAs avec grille} / \text{mAs sans grille}$
  - Lié au rapport de grille et à la tension utilisée



# Caractéristiques d'une grille anti-diffusante

Tableau 1.1. Rapport de grille et facteur Bucky.

Rapport de Grille	70 kV	120 kV
$R = 7$	$B = 2$	$B = 3$
$R = 9 \text{ à } 10$	$B = 3$	$B = 4$
$R = 12 \text{ à } 14$	$B = 3,5$	$B = 5$
$R = 15 \text{ à } 16$	$B = 4$	$B = 6$

# Flou de diffusé : Grille anti-diffusante

- Transparence de grille :
  - Grille de Potter-Bucky situé dans la table d'examen : mouvement de translation alternatif de la grille dans le sens perpendiculaire à l'axe du faisceau
  - Grille sans Potter, avec des lamelles très fines, pour les clichés au lit du patient (hanches, colonne, ASP...)

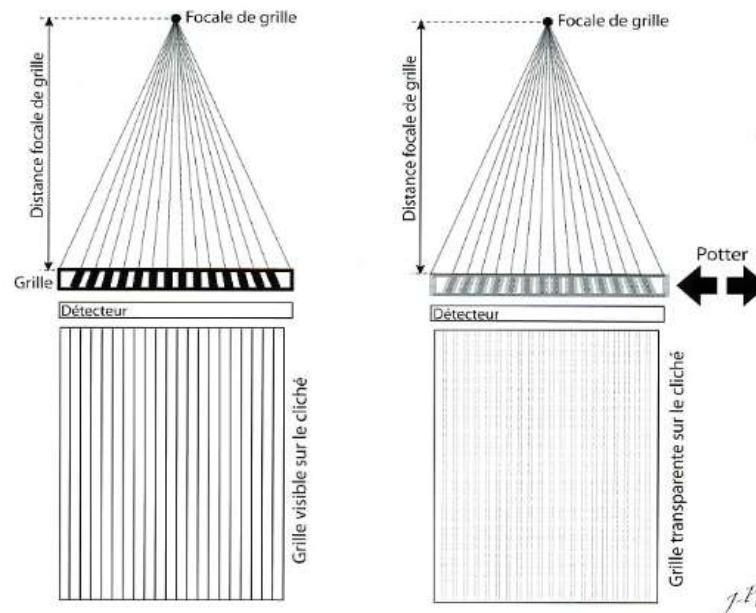


Figure 1.51. Utilisation du Potter pour rendre la grille transparente sur le cliché final.

# Règles d'utilisation d'une grille anti-diffusante

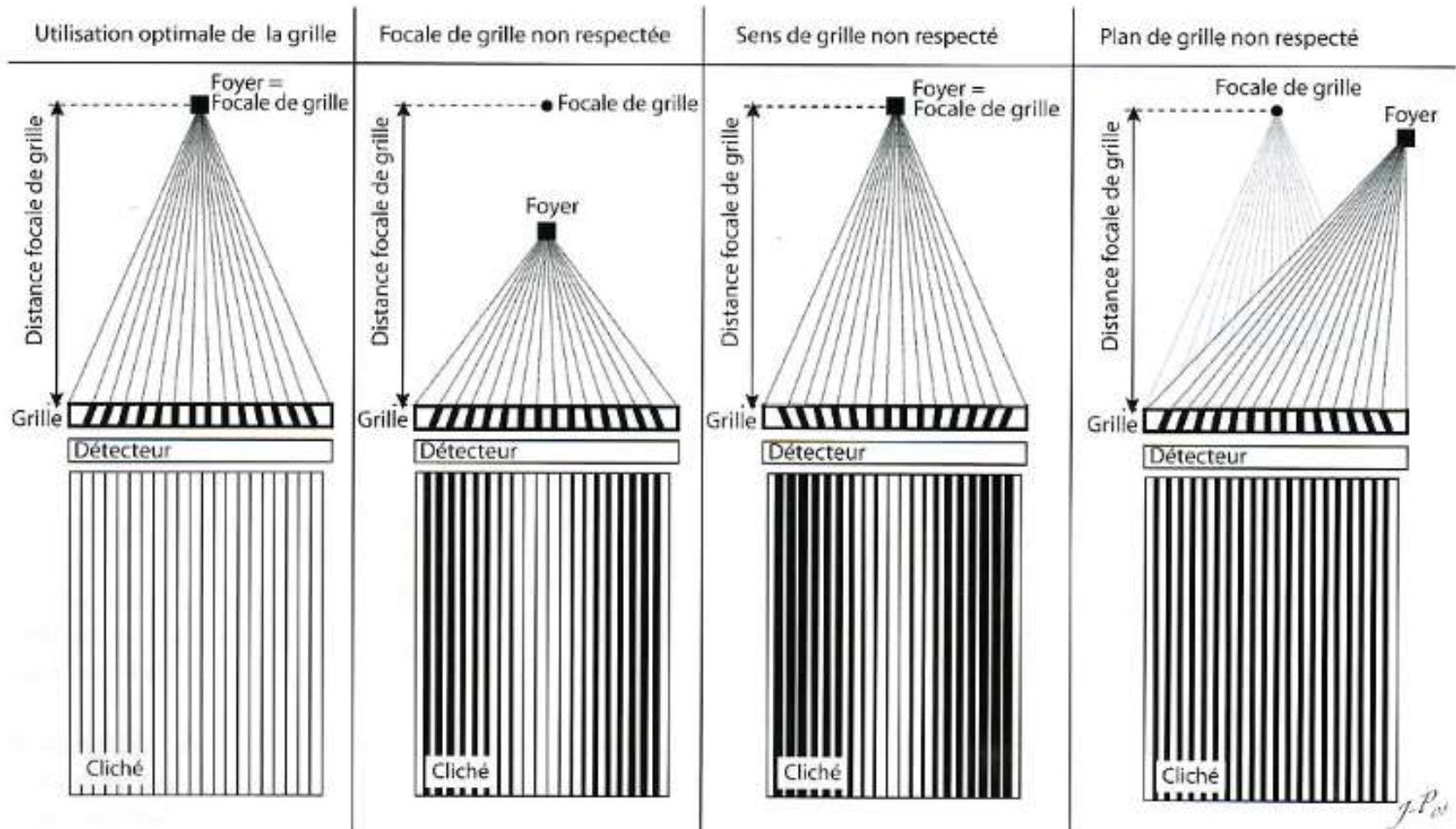


Figure 1.52. Règles d'utilisation d'une grille antidiffusante.

# Flou de diffusé : Systèmes de compression

- Compression = diminution de l'épaisseur à traverser et de la probabilité d'effet Compton
- Moyens :
  - Sangle +/- ballon
  - Compression par l'abdomen du patient lui-même en postéro-antérieure
  - Système de compression en mammographie

# Flou du détecteur

- Il est dû au parcours des rayons X dans le détecteur et à la réabsorption des photons de fluorescence K
- Détecteurs numériques à conversion indirecte utilisant des cristaux scintillants : flou dû aux caractéristiques du scintillateur utilisé (épaisseur, structure). Plus les éléments unitaires de détection sont fins et canalisent la lumière produite, plus le flou de détection est faible
- Détecteurs à conversion directe (photoconducteurs) : flou dû à l'épaisseur du photoconducteur et au champ électrique appliqué pour recueillir les porteurs de charge



Réglage de l'exposition :  
Manuel ou avec cellule

# Exposition : DDP, Intensité, Temps de pose

- DDP : gère le contraste :
  - Si U augmente, le contraste diminue
  - Si U diminue, le contraste augmente
  - Irradiation
- Intensité (mAs ; quantité de photons produits par unité de temps) : gère la dose délivrée et donc le noircissement
- Temps de pose ou temps d'exposition. Pour une intensité donnée, la dose délivrée (noircissement) sera fonction du temps de pose

# Exposition : DDP, Intensité, Temps de pose

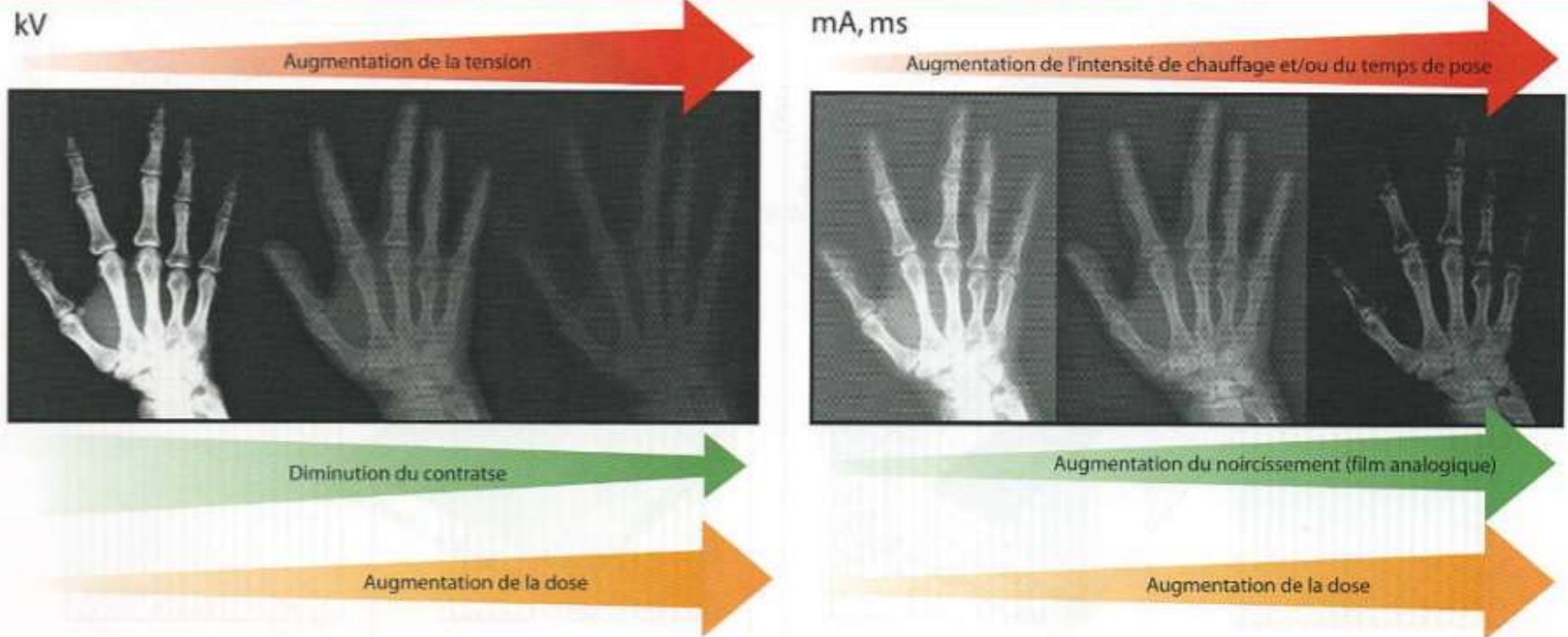


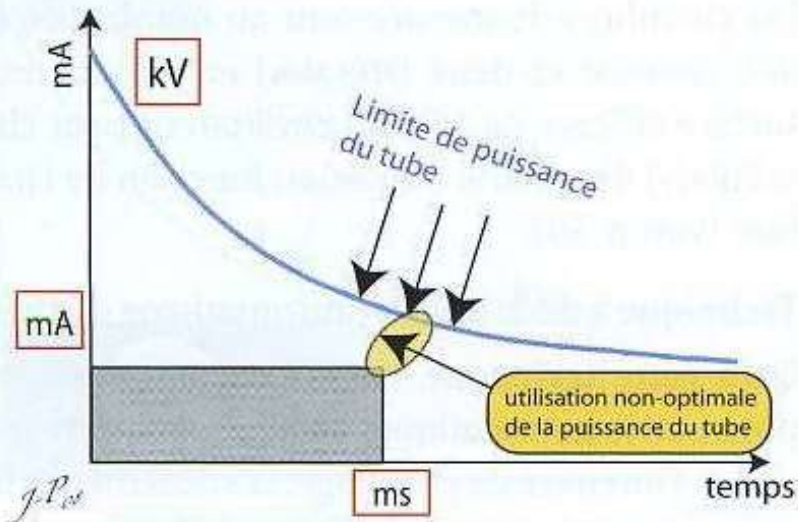
Figure 1.54. Influence de la tension et de la charge sur le contraste, sur la dose délivrée et sur le noircissement (d'un film analogique).

# Exposition : Réglage manuel

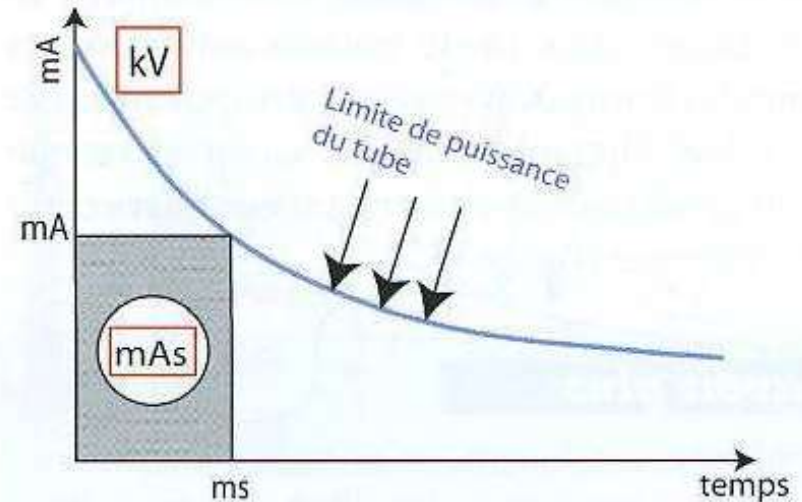
- Technique à trois points (réglage libre)
- Technique à deux points (automatisme du premier degré) :
  - Réglage de la charge (mAs) et de la tension
  - Intensité et temps de pose calculés par le générateur en fonction de la valeur de la charge et de la tension
  - Optimiser la puissance du tube et obtenir les temps de pose les plus courts possibles
  - Optimiser le rapport S/B et le dépôt de dose (numérique)

# Exposition : Réglage manuel

Réglage libre (kV, mA et ms)



Automatisme du 1er degré (kV et mAs)



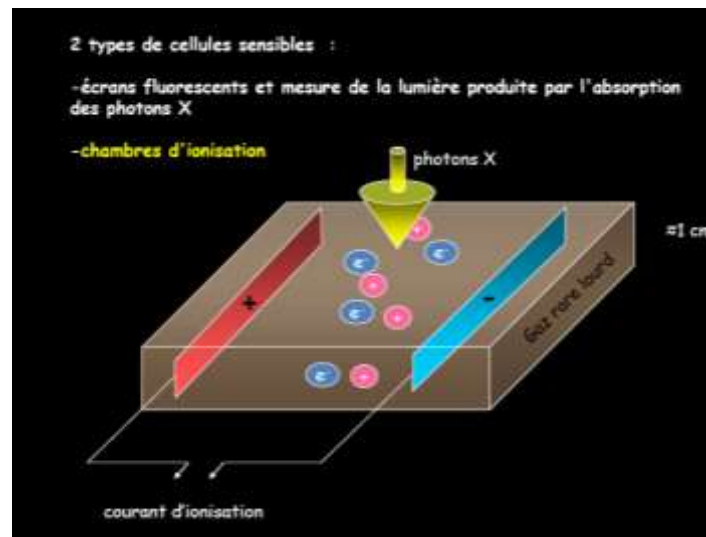
55. Comparaison entre une technique à réglage libre et un automatisme du premier degré.

# Exposition : Cellules

- Les posemètres ou cellules permettent de s'affranchir des difficultés du réglage manuel
- Éléments radiotransparents placés entre la grille et le détecteur
- Permet de stopper l'irradiation quand un nombre suffisant de photons a atteint le détecteur : optimise le noircissement et le dépôt de dose adapté à la qualité (sensibilité) du détecteur

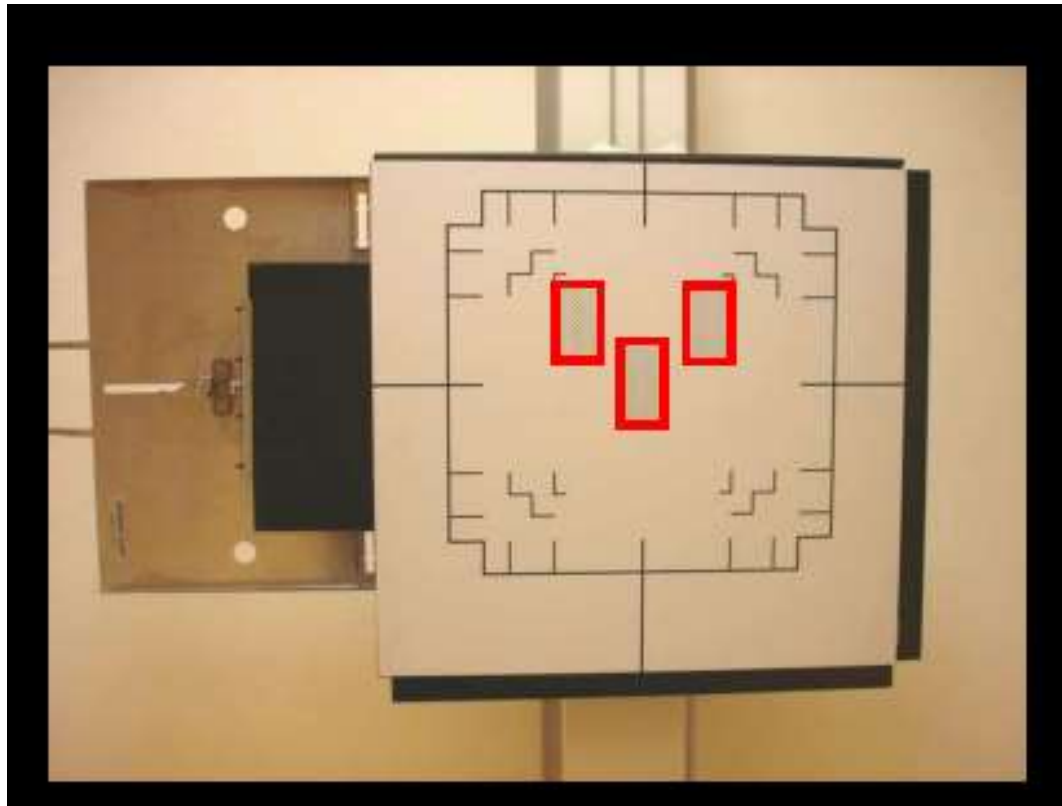
# Cellules : Principe

- Chambre à ionisation : cavité isolante contenant un gaz
- L'interaction des RX avec ce gaz provoque des ionisations et induit l'apparition d'un courant électrique allant charger un condensateur et dont la tension est comparée à une référence
- Valeur de référence (tension) établie au préalable en fonction de la sensibilité du système de détection, la qualité de transfert du signal, la qualité du système de développement



# Cellules : Principe

- Les cellules sont au nombre de 3 (une centrale et deux latérales). L'utilisateur peut choisir quelle cellule il souhaite utiliser en fonction de l'incidence.





# Cellules : Utilisation

Exemples d'utilisations correctes

Exemples d'utilisations incorrectes

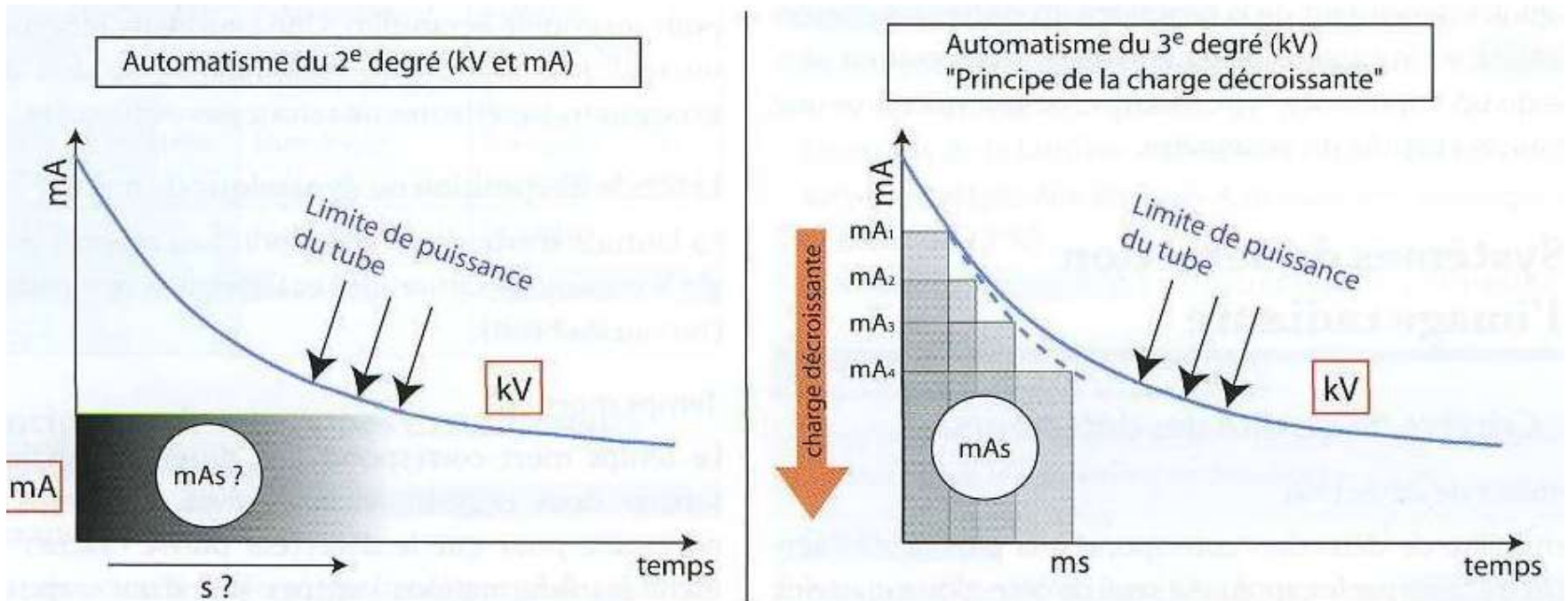
SOLUTION PROBLEME	Etude pulmonaire : Mauvais choix de cellule	Lombaire de face : Mauvais choix de cellules	Epaule de face : Utilisation difficile	Cervicale de profil : Mauvais centrage du patient
	Utilisation des cellules latérales	Utilisation de la cellule centrale	Choix manuel des constantes	Repositionnement du patient

Figure 1.60. Exemples d'utilisations (correctes et incorrectes) d'un poimètre.

# Cellules : Utilisation

- Technique à 2 points (automatisme du 2ème degré)
  - Les cellules déterminent automatiquement le temps de pose (l'opérateur a déterminé la tension et l'intensité)
  - Le choix de l'intensité peut être problématique
- Technique à un point (automatisme de 3ème degré)
  - L'opérateur ne règle que la tension (contraste)
  - Principe de la charge décroissante : l'exposition démarre avec une intensité élevée qui décroît au cours du temps de manière à suivre les valeurs limites de puissance du tube

# Cellules : Utilisation



Utilisation d'un posemètre et automatisme du troisième degré. Principe de la charge décroissante.

Ecran renforçateur

# Ecran renforçateur

- Permet de :
  - Renforcer la sensibilité du système
  - Réduire la dose délivrée et les temps d'exposition
- Le film n'est plus marqué directement par les RX mais par des photons de fluorescence produits par interaction du faisceau X avec l'écran
- Couche sensible contenant des sels fluorescents convertissant les photons X en photons lumineux.

# Ecran renforceur

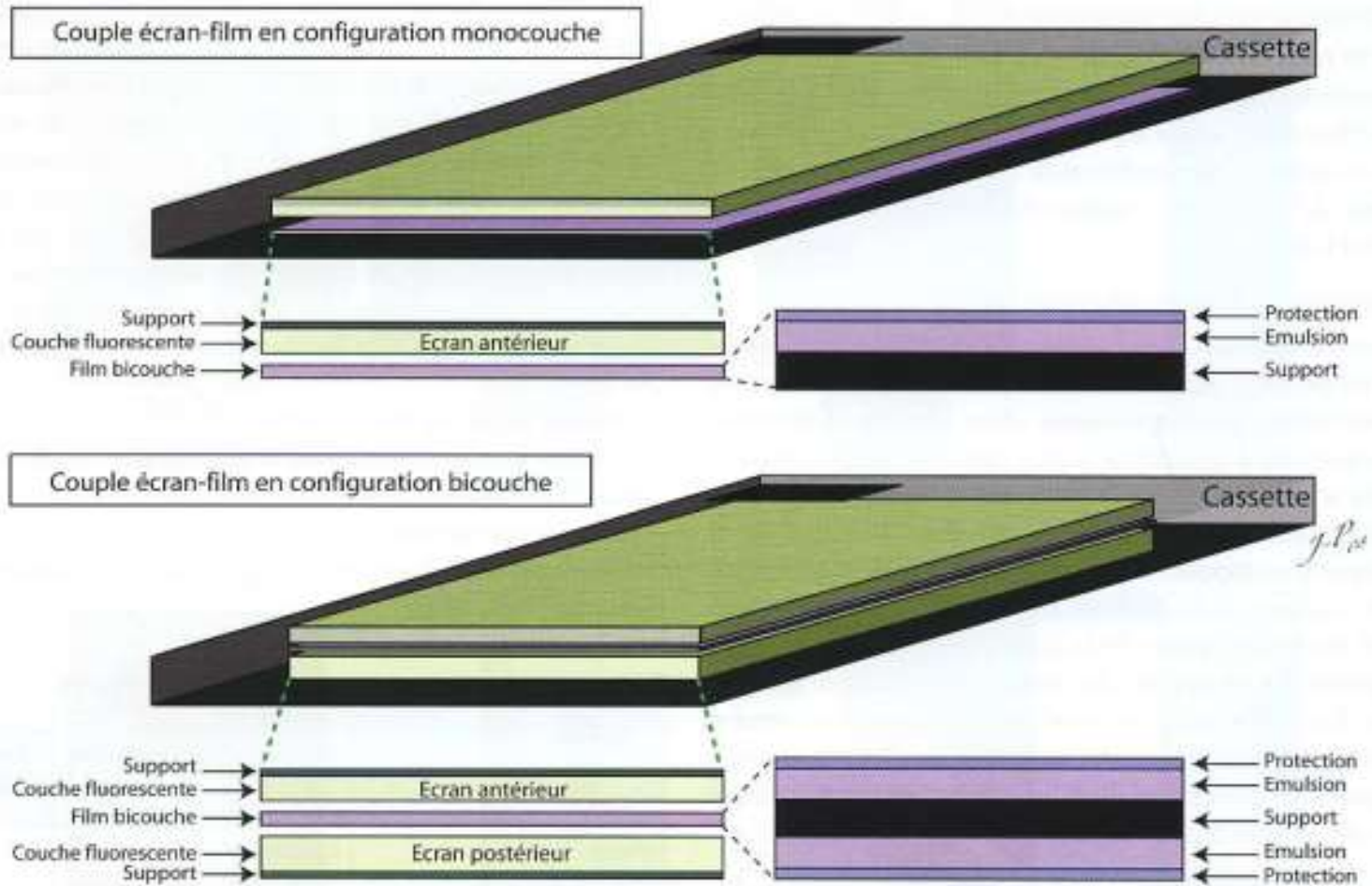


Figure 1.61. Configurations monocoche et bicouche d'un couple écran-film.

# Sources documentaires

- EMC:
  - D. REGENT : *Production des rayons X en imagerie par projection et en scanographie*
  - A. Lisbona : *Formation de l'image radiante*
- Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, JP DILLESEGER & E MOERSCHEL, Masson ed
- Guide des procédures des examens radiologiques
  - site SFR et site HAS
- Radiographics – rsna – 1995-2016 – revue pédagogique - résident