

Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie



Introduction

1. L'image médicale

2. La chaîne d'acquisition: exemple de l'image radiologique

1. Les rayons X et leur effets

2. Le tube à rayons X

3. La chaîne d'acquisition

4. Les détecteurs

3. Caractéristique d'une image médicale

4. Comparaison avec les autres modalités

Conclusion

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Introduction

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

OBJECTIFS :

Comprendre le concept d'image numérique

Identifier les éléments d'une chaîne d'acquisition d'image et en comprendre le fonctionnement avec l'exemple de l'image radiologique

Comprendre les différences des différentes modalités d'imagerie médicale

PRÉ-REQUIS : notions de mathématiques, physiques et théorie du signal

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Médecine moderne: l'imagerie a pris une place importante dans l'établissement de nombreux diagnostics.

Un diagnostic se base sur la sémiologie :

Définition

La sémiologie médicale est une branche de la médecine qui a pour but de recenser les signes ou les symptômes en vue de l'établissement d'un diagnostic. Les symptômes sont recueillis par un interrogatoire et l'examen clinique. L'imagerie médicale et la biologie donnent d'autres signes que le médecin ne peut voir lors de l'examen clinique. Toutes les informations que le médecin dispose sont regroupées sous forme d'un recueil de données et permettent de mettre un nom sur la maladie dont souffre le patient.

- ➔ première étape pour le traitement du patient
- ➔ qualité de l'image liée à la qualité des soins
- ➔ permet de sauver de nombreuses vies.

Mais peut représenter un danger pour le patient

→ il a un choix entre le bénéfice et le risque

→ Un examen d'imagerie répond toujours à une question clinique !

Le radiologue doit donc connaître le cadre de la demande et les hypothèses envisagées ne serait ce que pour savoir ce qu'il doit chercher.

Sans information il pourrait manquer un élément essentiel.

Attention l'imagerie médicale ne représente pas que des éléments anatomiques!

Chaque type d'images va avoir sa sémiologie en fonction:

- ➔ De la pathologie à observer (anatomique, physiologique, fonctionnelle)
- ➔ De la méthode et la technologie utilisé (IRM, Scanner, échographie, ...)
- ➔ Des traitements et post-traitements appliqués à l'image.

L'image médicale

Félan Pol-Manoël

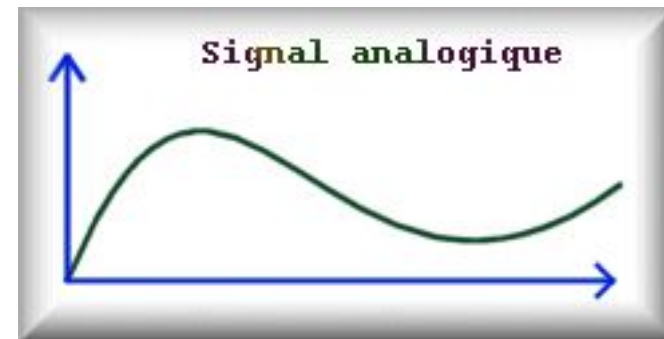
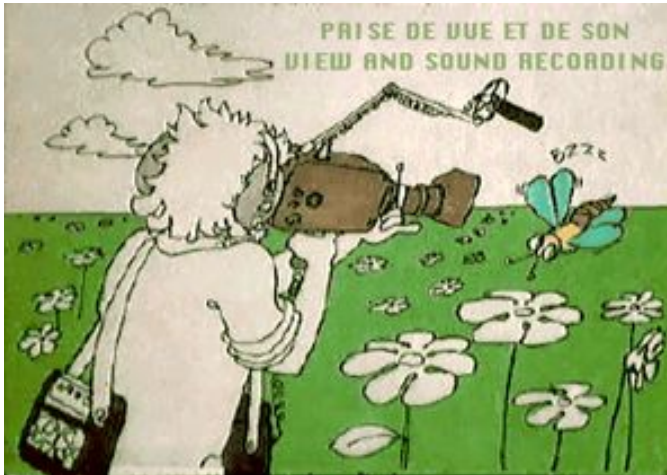
Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

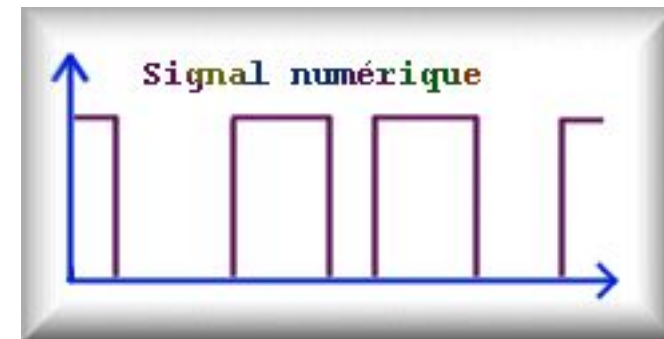
- RAPPELS SUR LE SIGNAL
 - Variation d'un phénomène physique au cours du temps (ou distance) **mesurable et continu noté $s(t)$**
 - Température,
 - Pression
 - Intensité lumineuse
 - Etc
 - Détection du signal: dépend du phénomène physique observé (capteur)
 - Capteur de température, de pression
 - Sonde ultra-sonore
 - Signal analogique
 - le phénomène continu est enregistré et analysé de façon continue
 - **Une grandeur est dite analogique si sa mesure donne un nombre réel variant de façon continue**
 - Enregistrement d'un signal audio sur une bande: le signal sonore (onde de pression) est traduit en signal électrique continu

- RAPPELS SUR LE SIGNAL
 - Ex le vol d'une abeille



- RAPPELS SUR LE SIGNAL

- Variation d'un phénomène physique au cours du temps (ou distance) **mesurable et continu**
- Signal numérique
 - Le phénomène continu est capté à intervalle de temps régulier (fréquence d'échantillonnage) et l'amplitude est codée en binaire
 - Les valeurs obtenues sont dites discrètes
 - Obtention d'une matrice de données

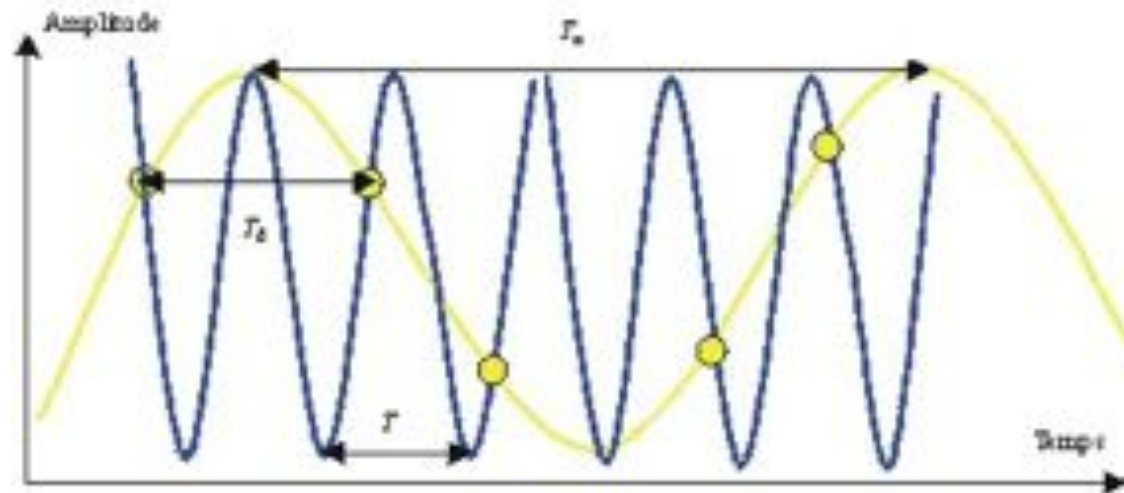


- ÉCHANTILLONNAGE

- Théorème de Shannon-Nyquist: condition minimale de fréquences d'échantillonnage en fonction des variations instantanées du signal:

$$F_{éch} \geq 2 F_{max}$$

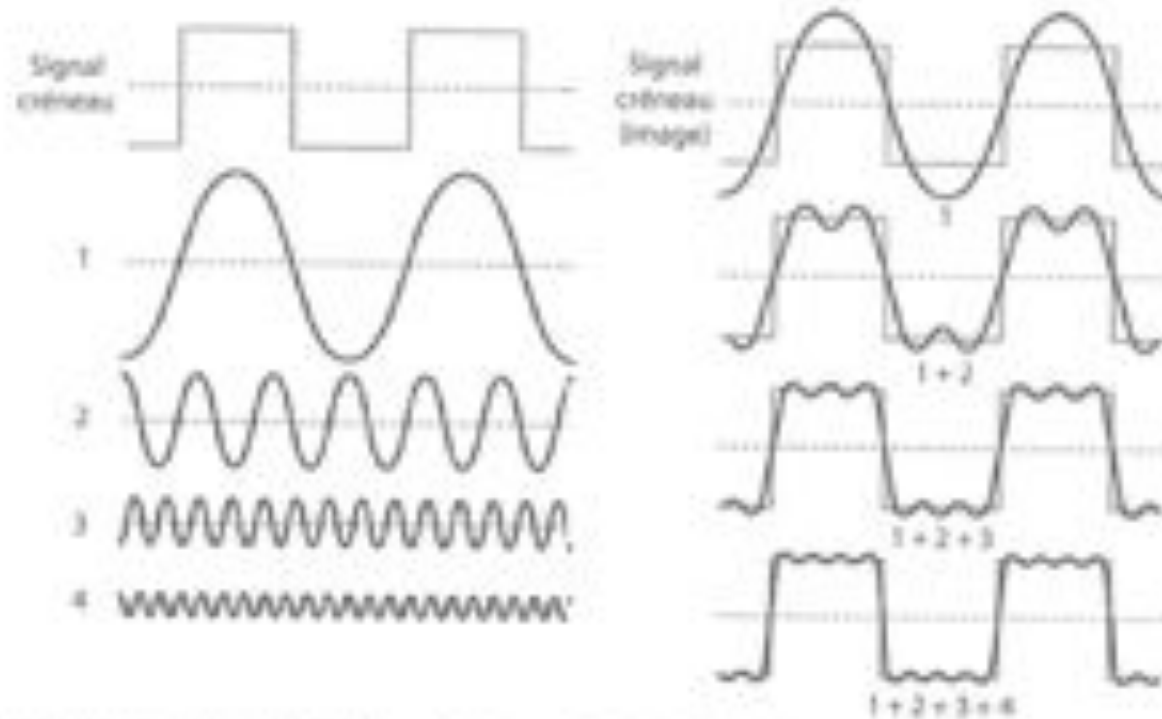
- Si non respect: artéfacts de repliement de spectre (aliasing)



- Période d'échantillonnage:

$$T_{éch} = \frac{1}{F_{éch}}$$

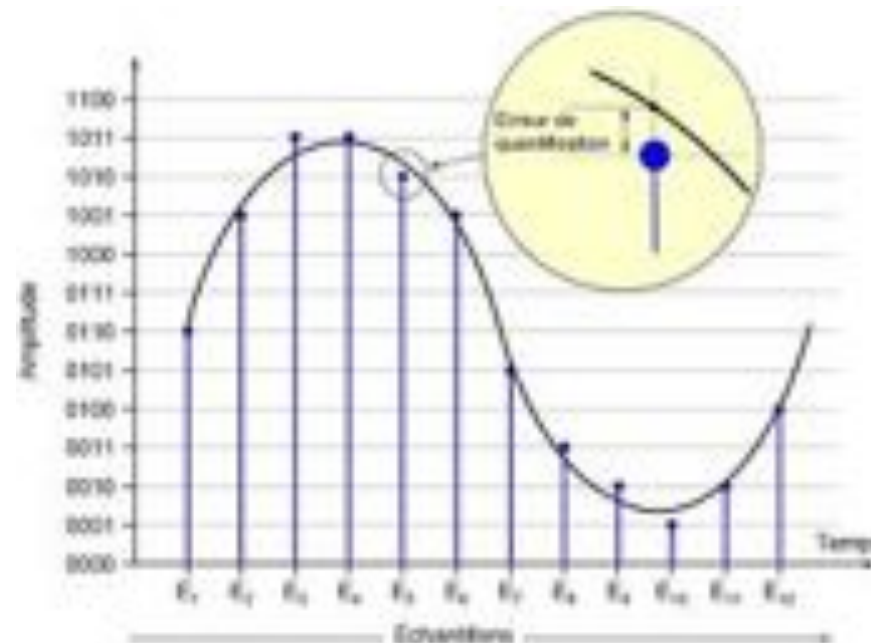
- CONTENU FRÉQUENTIEL D'UN SIGNAL

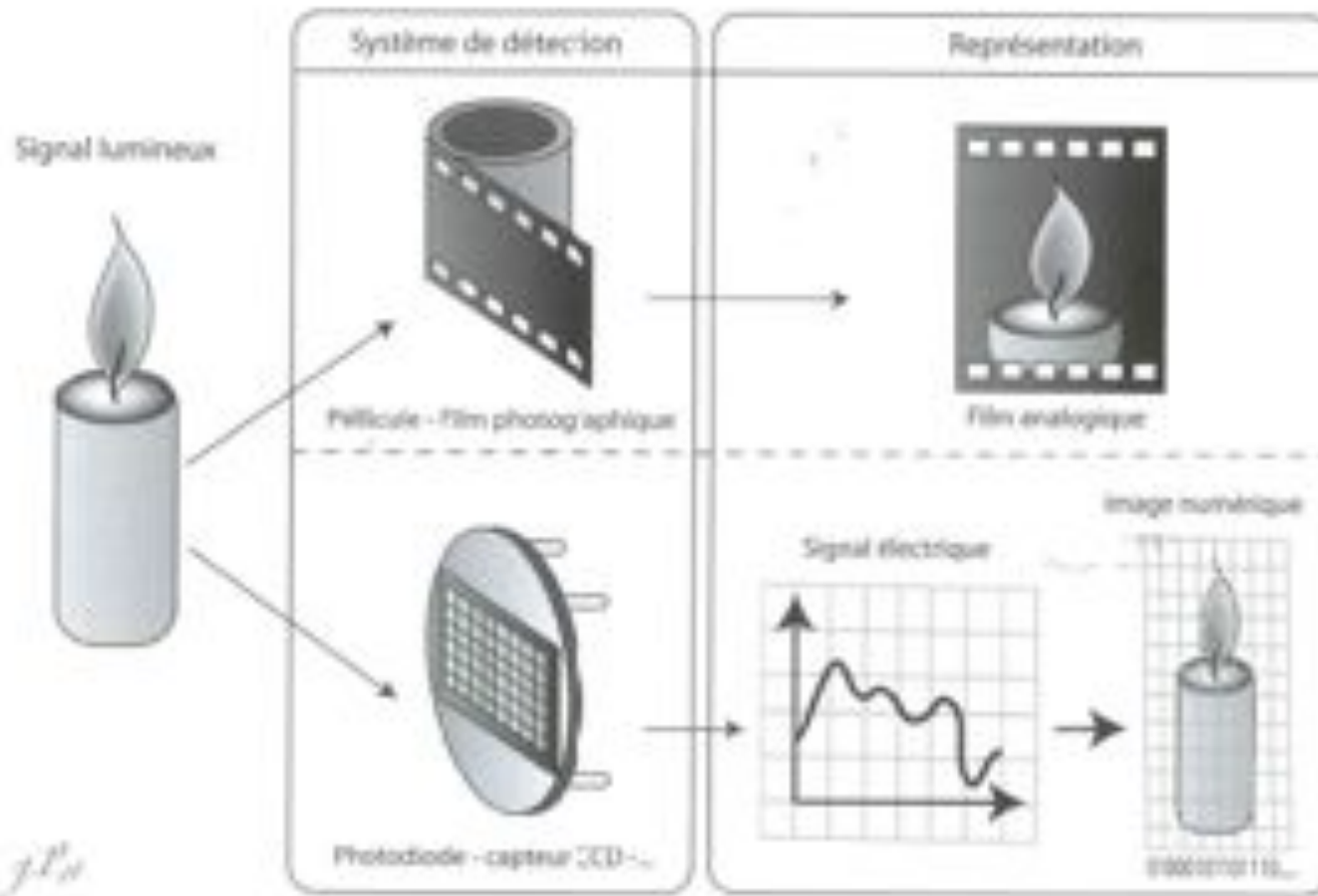


Informations transportées par les différences fréquences d'un signal (schéma D. Vetter).

• QUANTIFICATION

- Reliée à la représentation informatiques des nombres
 - Nombre de bits réservés pour représenter l'amplitude du signal
 - 8 bits = 1 octet: représentation de 0 à 255
 - 8 bits = $2^8=256$ pas de quantification
 - Valeur du pas de quantification (quantum): valeur maximale du signal / nombre de pas de quantification
- Erreur de quantification (pas de virgule !)

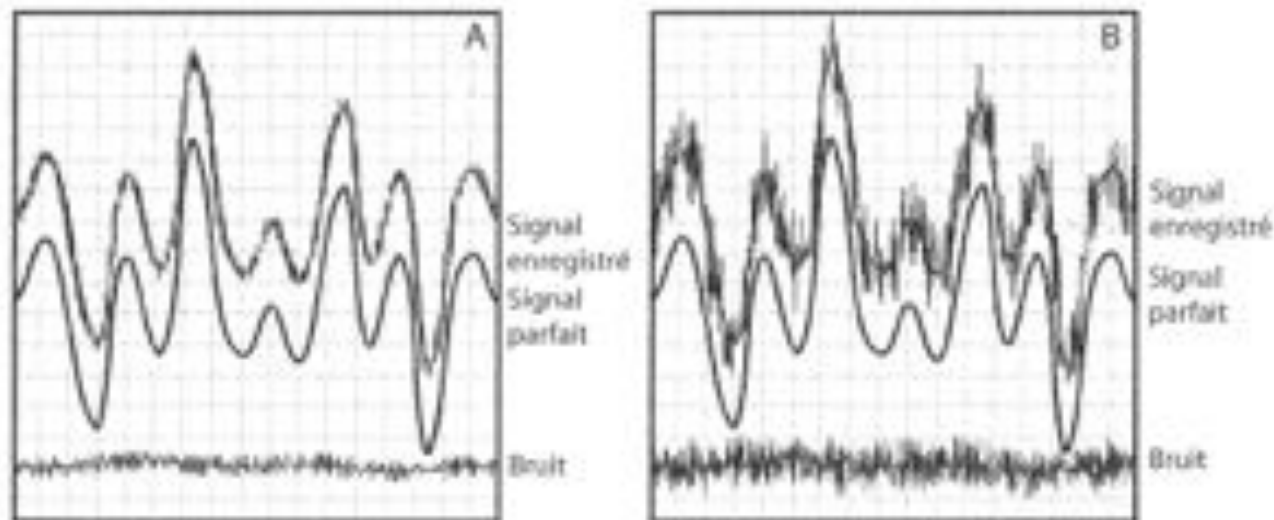




Félan Pol-Manoël
 Responsable
 certification ABIH
 Pol-manoel.felan@utc.fr

- LE BRUIT

- Perturbations indésirables du signal qui le dégradent
- Interférences externes (bruit de la circulation lors de l'enregistrement sonore d'une interview, ...)
- Interférences internes
 - Éléments de la chaîne d'acquisition (capteurs, bruit électronique des amplificateurs)
 - Phase de numérisation (bruit de quantification)
 - Transmission (surtout pour les signaux analogiques)



- LE BRUIT

- Le rapport signal sur bruit : S/B
 - Proportion de l'information utile d'un signal par rapport au bruit de fond
 - Plus il est élevé, meilleure sera la transmission du phénomène physique étudié
- On cherche à augmenter le rapport S/B
 - Soit en augmentant le signal (augmentation de l'intensité d'origine, amplification du signal)
 - Soit en cherchant à diminuer le bruit (améliorer les capteurs)
 - Soit par un post-traitement
- Connaissance des origines du bruit -> modélisation -> réduction
 - Ex: si on considère le bruit comme un signal aléatoire à moyenne nulle
 - Sommation pour annuler le bruit et augmenter le rapport S/B

Félan Pol-Manoël

Responsable

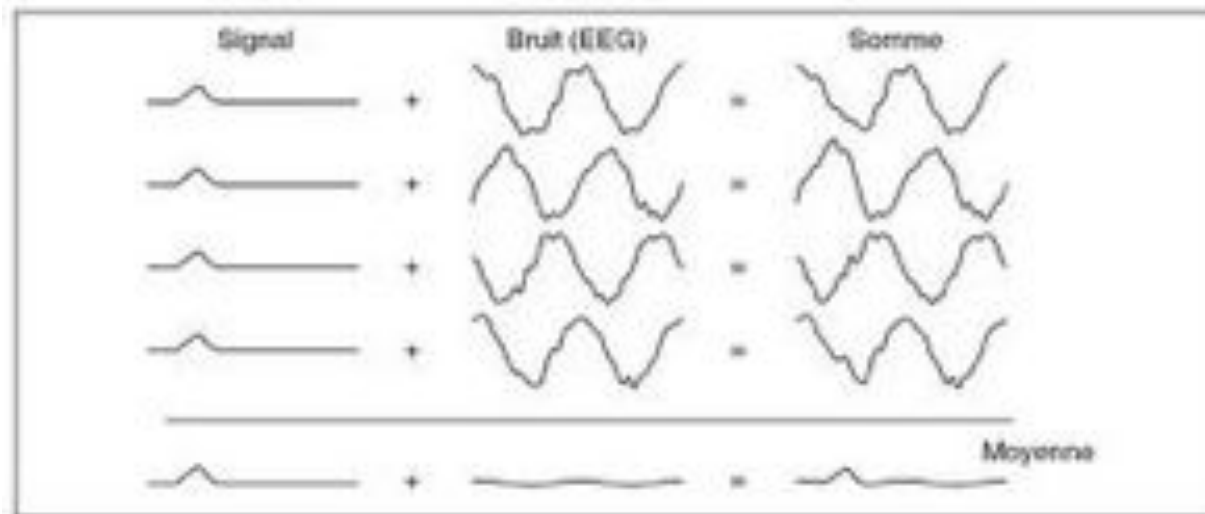
certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

- LE BRUIT

- Ex de modélisation

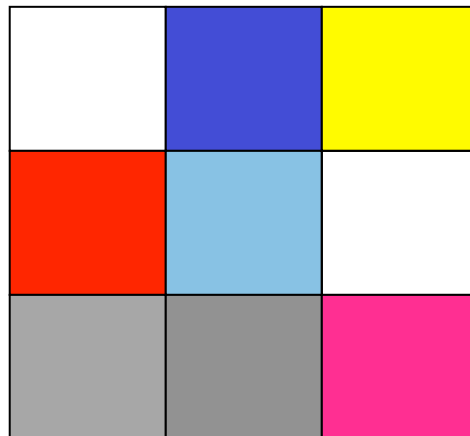
Réalisation d'une moyenne pour obtenir le signal que l'on veut étudier.



- Une fois les données obtenues on les stock dans des matrices adaptées.

a	b	c
d	e	f
g	h	i

Pour une image 2D en niveaux de gris, une matrice de taille adaptée va contenir les valeurs des pixels. Ici une matrice de 3x3 va contenir les valeurs des 9 pixels de l'image



Pour une image 2D en couleur, 3 matrices de taille adaptée vont contenir les valeurs des pixels. (r,g,b)
Ici

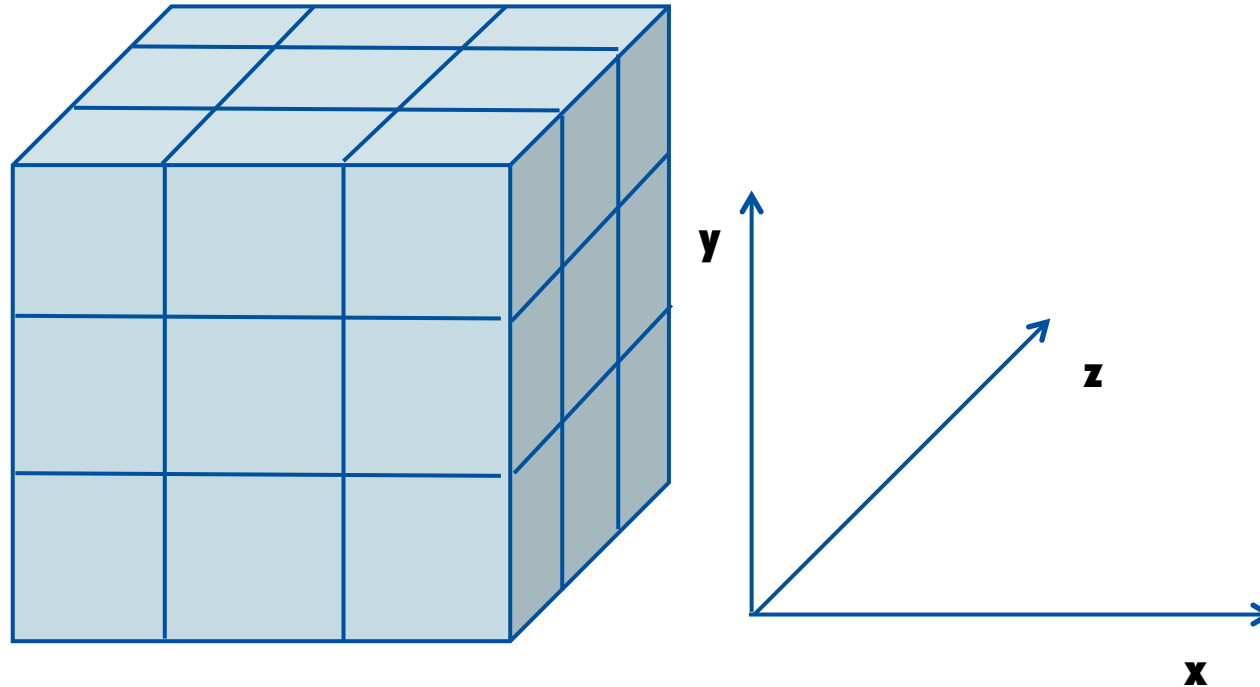
une matrice de 3x3 va contenir les valeurs des 9 pixels de l'image en **rouge**

une matrice de 3x3 va contenir les valeurs des 9 pixels de l'image en **vert**

une matrice de 3x3 va contenir les valeurs des 9 pixels de l'image en **bleu**

Ceux sont les 3 couleurs primaires de la synthèse additive

- Pour une image 3D on ajoute une épaisseur aux pixels et on sépare le volume en coupe (chaque coupe contenant le nombre de matrice nécessaire)
 - Le pixel devient un voxel



Pour une image 4D on ajoute la prise en compte du temps

En complément de(s) la matrice(s) contenant les intensités de chaque pixel/voxel une image contient des informations importantes:

- La dimension de sa matrice (nombre de ligne et de colonne de la matrice)
- Ses proportions (définisse sa taille réelle en unité mesurable)
- La nature de ses couleurs (noir et blanc, niveaux de gris, couleur, ... chacun pouvant répondre à différentes contraintes))
- Le nombre et la profondeur de ses couleurs
- Toutes informations complémentaires utiles comme son auteur.

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

L'image médicale quelles différences?

Une image numérique médicale varie peu de ce schéma. En effet on ajoute des informations particulières:

- Nom du patient (ou ID)
- Âge
- Examen réalisé
- Zone observée
- Paramètres d'acquisition
- ...

Et on contraint la forme .

En effet pour des règles d'interopérabilité une image médicale doit être au format DICOM :

Digital Imaging COmmunication in Medicine

- Informations avec des identificateurs uniques (UID)
- Organisation séquentielle de 3 champs (balise, taille, données)
- Données images (chaque pixel codé sur 16 bits) on peut donc calculer le poids d'une image:

poids informatique d'un examen de radiologie: $1760 \times 1760 \times 2 = 6,2\text{Mo}$

d'un examen de mammographie: $3600 \times 4800 \times 2 = 34,6 \text{ Mo}$

La chaîne d'acquisition exemple de l'image radiologique

1. Les rayons X et leurs effets

Félan Pol-Manoël

Responsable

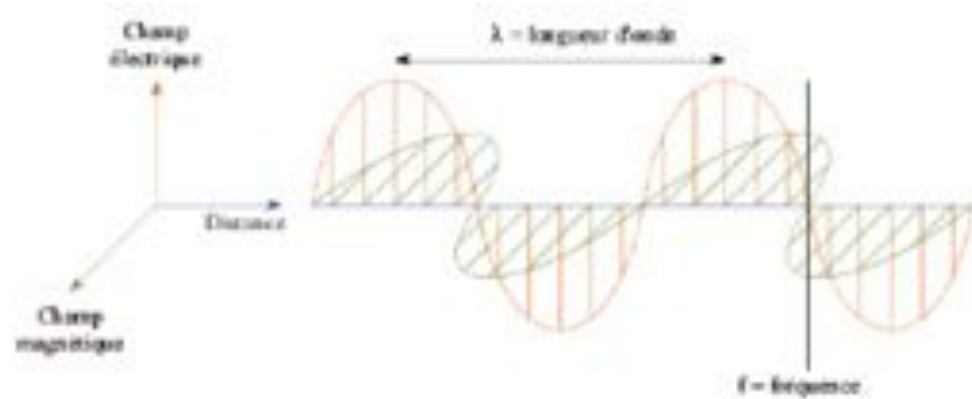
certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Les rayons X:

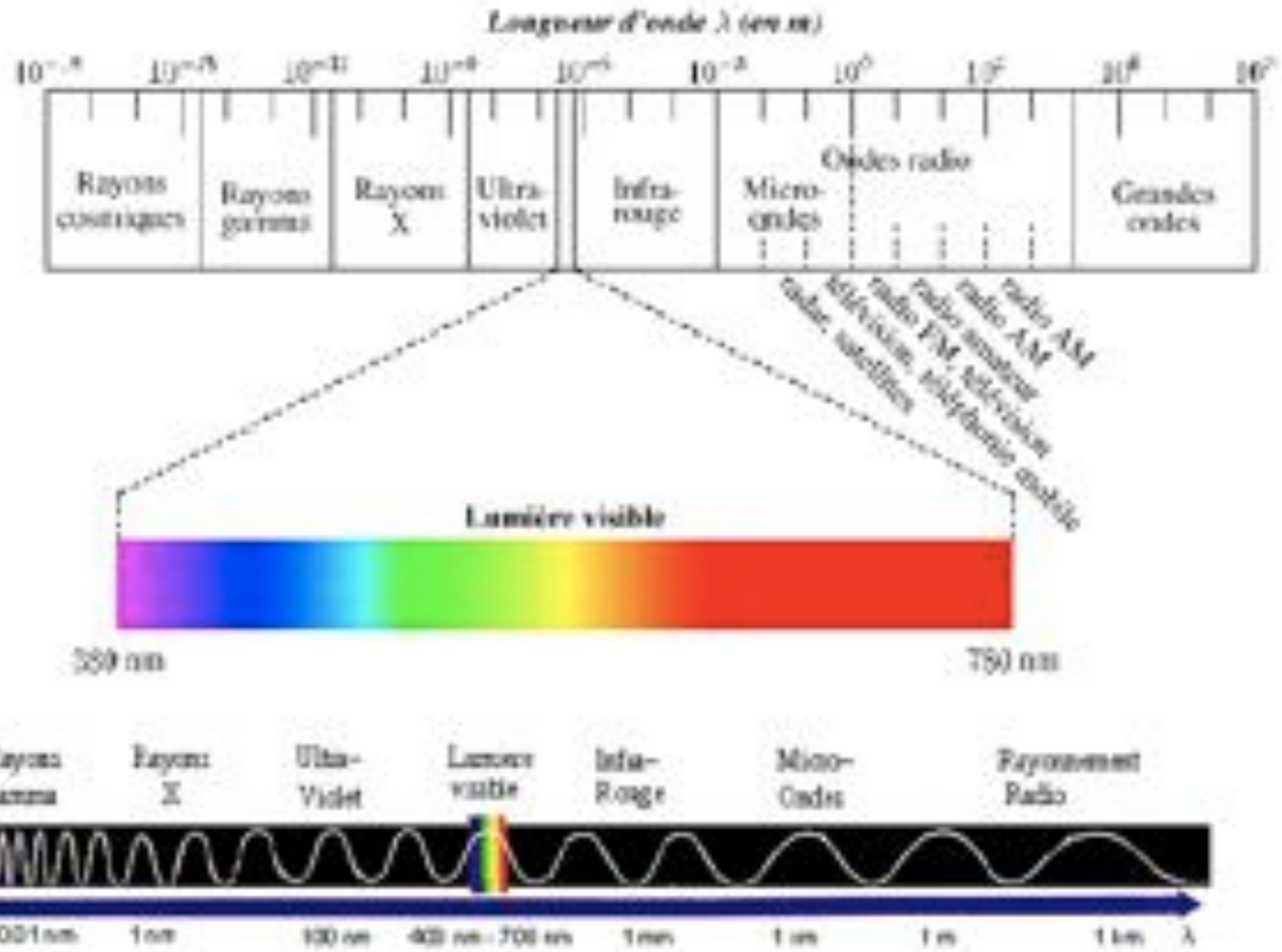
radiations électromagnétiques qui peuvent s'exprimer sous deux aspects:

Un aspect ondulatoire:
Longueur d'onde λ
Fréquence ν
Vitesse de propagation c



$$\lambda = c/\nu$$

Un aspect corpusculaire:
Flux de photon d'énergie $E = h\nu$
 $h =$ cste de Planck $6,6 \cdot 10^{-34}$ Js
 E s'exprime en Joule, mais en pratique on utilise le Kilo-Électronvolt $1\text{KeV} = 1,6 \cdot 10^{-16}$ J



Félan Pol-Manoël
 Responsable
 certification ABIH
 Pol-manoel.felan@utc.fr

Les rayons X:

	Longueur d'onde	Énergie	Fréquence
RX « Mous »	10nm à 0,1nm= 100 pm	124eV à 12,4 KeV	$3 \cdot 10^{16}$ Hz à $3 \cdot 10^{18}$ Hz
RX Diagnostic	100 pm à 10 pm	12,4 KeV à 124 KeV	$3 \cdot 10^{18}$ Hz à $3 \cdot 10^{19}$ Hz
RX Radiothérapie	10 pm à 1pm	124KeV à 1,24 MeV	$3 \cdot 10^{19}$ Hz à $3 \cdot 10^{20}$ Hz

Ils se déplacent en ligne droite

Ils ne sont pas réfléchis par les miroirs

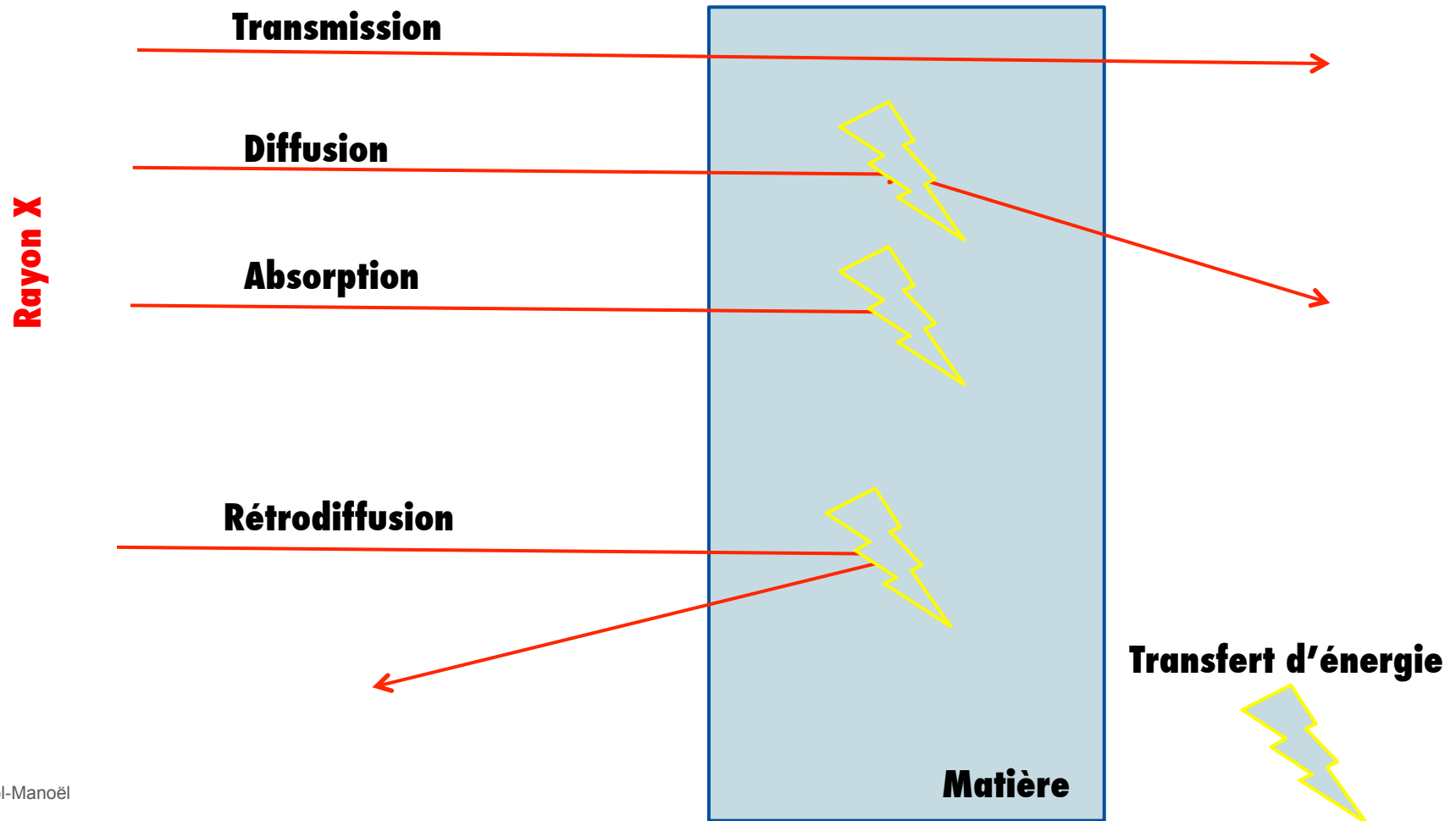
Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

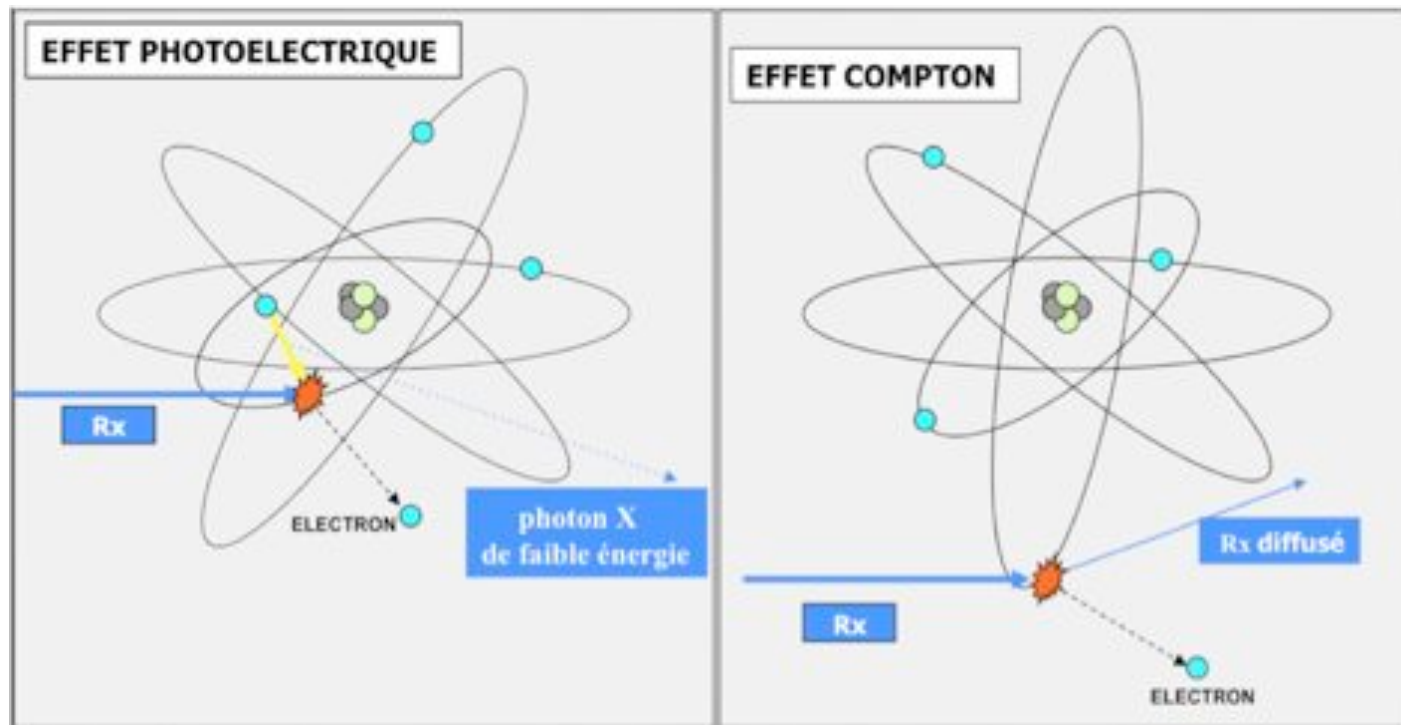
Les rayons X: interactions avec la matière



Les rayons X ne font donc pas que traverser la matière

Les électrons des atomes vont provoquer soit un effet photoélectrique, soit un effet Compton. Dans les 2 cas, ils émettent un électron « haute-vitesse », ce qui crée une paire d'ions (e^- et le reste de l'atome $^+$).

Les rayons X peuvent être soit absorbés par effet photo-électrique soit diffusés par effet Compton



Rayonnement rétrodiffusé et énergie de rayonnement

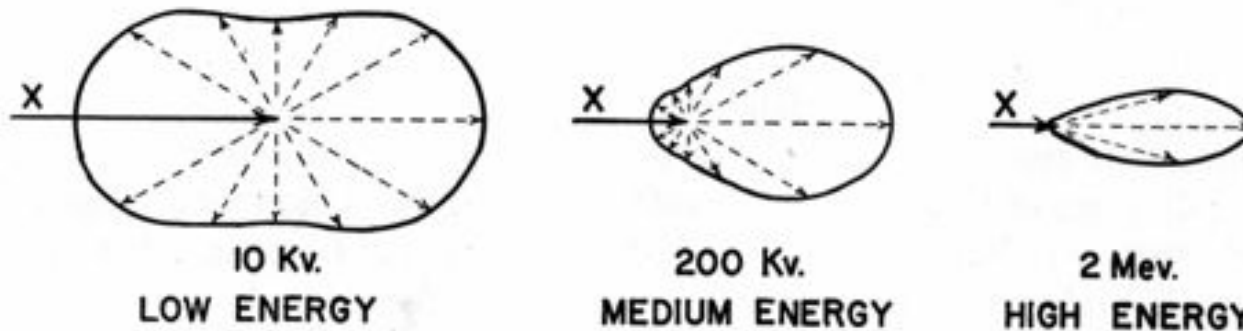


FIGURE X-6. Polar diagrams giving the angular distribution of the scattered radiation for 3 different energies as calculated by the Klein-Nishina formula.

- Les schémas d'interaction des X avec la matière laissent souvent penser que les rayons diffusés le sont dans la même direction que le rayon X incident. C'est loin d'être toujours le cas, surtout pour les rayons de basse énergie tel que ceux utilisés en radiodiagnostic.
- Le rayonnement rétro-diffusé est donc assez important; Il peut atteindre jusqu'à 15 % du faisceau primaire, suivant l'énergie et les dimensions du champ X.



Pourquoi le **rayonnement « médical »** est-il **dangereux** alors que nous sommes tous soumis à un **rayonnement naturel**, parfois non négligeable, sans que cela ne pose problème ?

En radiologie, avant sa quantité, c' est le rythme avec lequel ce rayonnement traverse le corps (sa dose) qui crée son danger.

C' est simple : le mécanisme de réparation cellulaire des tissus humains corrige normalement tous les effets des rayonnements à bas débit (celui du rayonnement naturel). Mais il peut être **débordé** lors d' une exposition médicale et ne pas réparer correctement.. avec toutes les conséquences que l' on connaît.

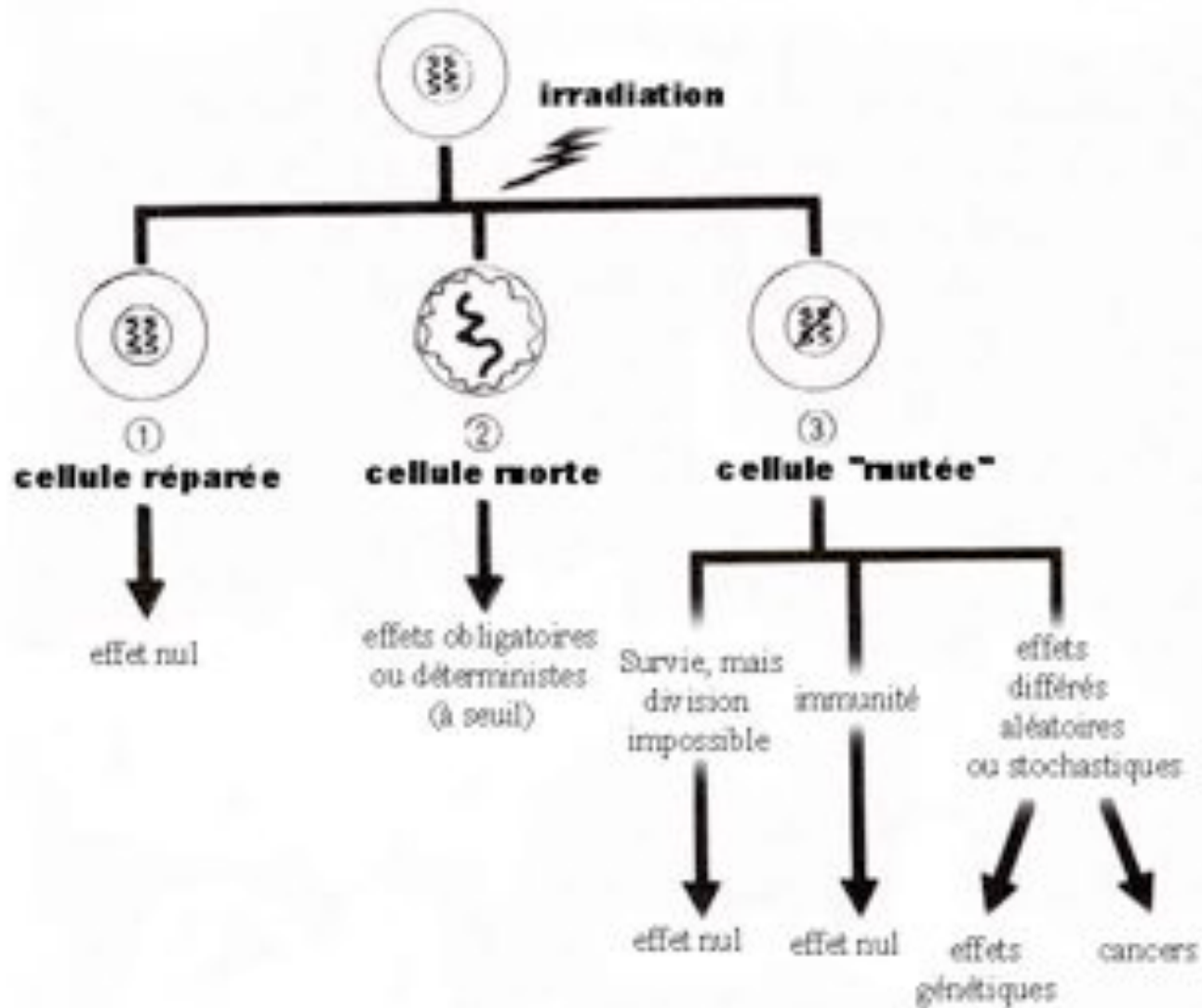
Il est donc important de comprendre ce qui se passe...

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr



Conséquences cellulaires de l'irradiation.

La chaîne d'acquisition exemple de l'image radiologique

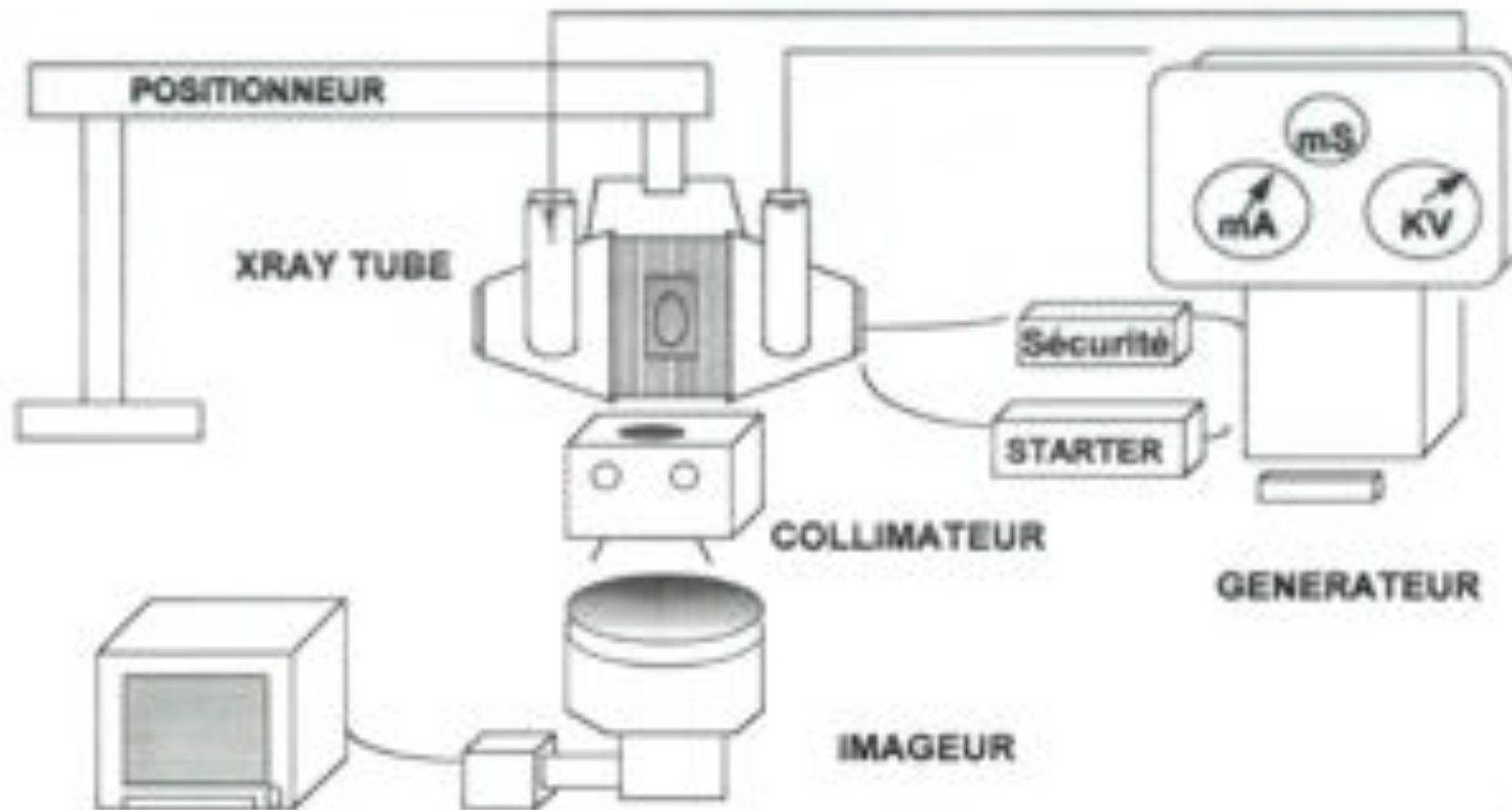
2. Le tube à rayon X

Félan Pol-Manoël

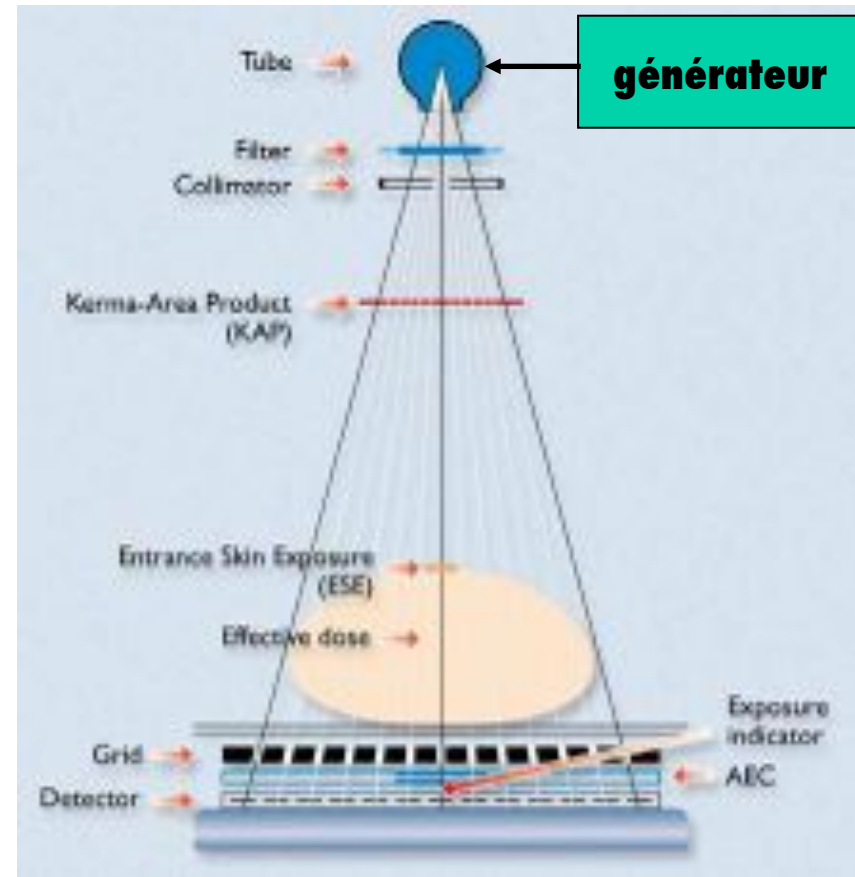
Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr



- Toutes les acquisitions utilisant les rayons X utilisent un dispositif de ce genre qui comprend :
- Avant le patient :
 - un générateur
 - un tube Rx
 - une filtration ajoutée
 - un collimateur
 - un dispositif de mesure du produit dose-surface exposée du patient
- Après le patient :
 - une grille
 - une cellule, dispositif d'exposition automatique
 - le détecteur : film dans une cassette; plaque phosphore, détecteurs de scanner; amplificateur de brillance, etc...



Le tube à rayon X:

De façon générale, le dispositif le plus simple pour produire et accélérer et décélérer des particules chargées pour produire des rayons X est le tube RX à vide, où:

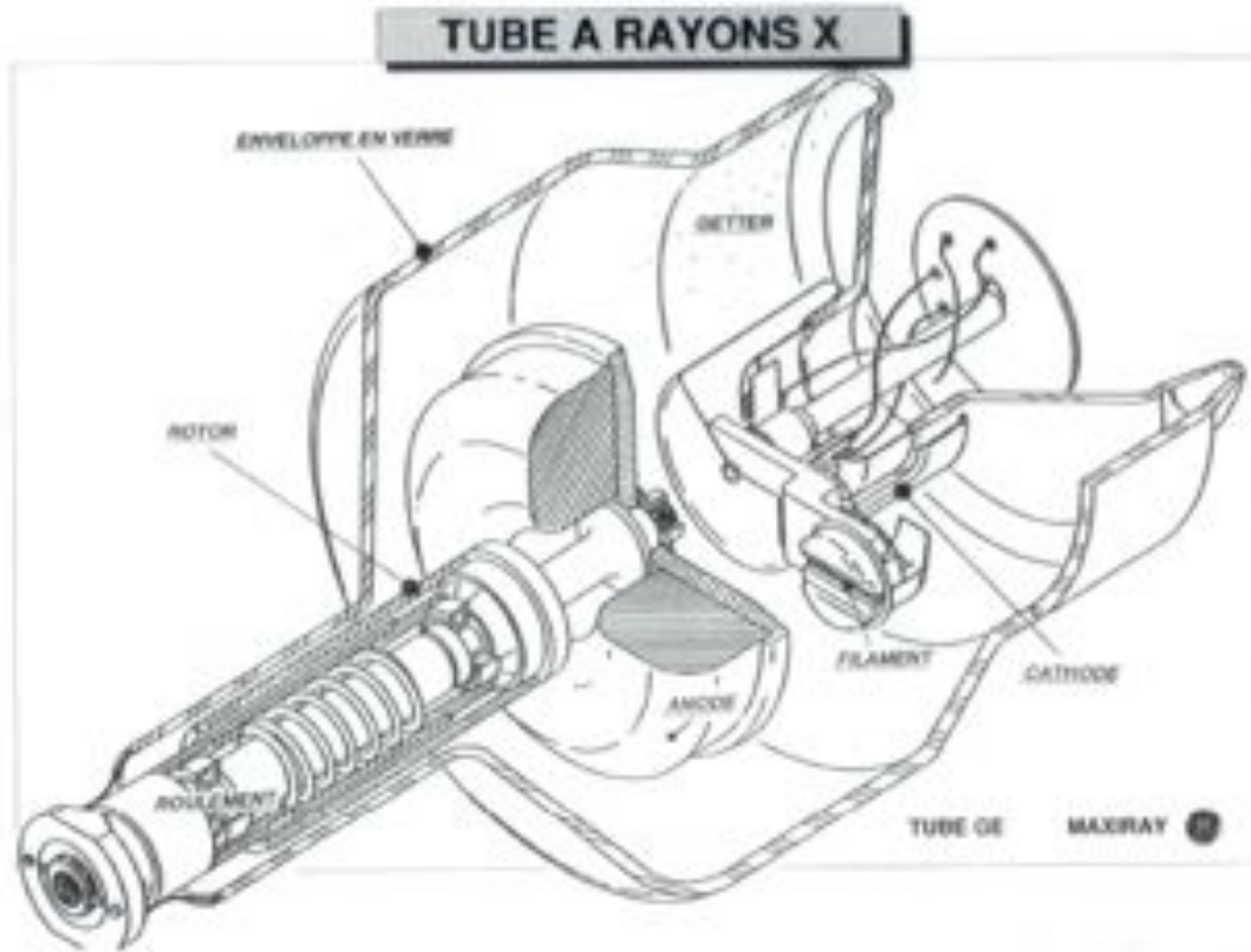
- a) Des électrons sont émis depuis un filament chauffé à blanc
- b) Puis accélérés à une haute valeur d'énergie par une différence de potentiel entre le filament et une cible "solide"
- c) et sont en conséquence Décélérés par des collisions dans la cible, créant les rayons X

Le tube à rayon X:

Le rayonnement X est obtenu par la **collision** avec une cible d'un faisceau d'électrons fortement accélérés par une différence de potentiel entre filament et cible. La quantité de rayonnement Q est liée à la ddp V, à l'intensité I, au temps t, et au numéro atomique Z du corps constituant la cible par la formule

$$Q = K \cdot Z \cdot I \cdot t \cdot V^2$$

(K étant une valeur de correction dépendant des unités employées).



Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

Ampoule de verre

L' ampoule maintient un **vide poussé** où le déplacement des électrons ne rencontre **aucun obstacle**. Le verre doit résister à des températures très élevées provenant du filament et surtout du plateau anodique.

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Le filament

Les électrons sont libérés par le filament porté à une température élevée.

L'effet EDISON ou thermo-ionique correspond à la constitution d'un **nuage d'électrons** autour d'une structure chaude. **Le nombre d'électrons croît avec la température et la surface émissive.** Compte tenu de la différence de potentiel entre le filament (cathode) et le plateau anodique, la totalité des électrons libérés par le filament traverse l'espace filament-cible et **constitue le courant du tube mesuré et affiché en mA.**

Le réglage de l'intensité dans le tube est donc assuré par la température du filament, laquelle est fonction de l'intensité aux bornes du filament.

Gros et petit foyer permettant une puissance différente, ils sont alimentés par des filaments de surface émissive différente.

- Les tubes sont ordinairement équipés de 2 foyers, donc de deux filaments de dimensions différentes.
- Au filament est également connecté le pôle négatif de la Haute Tension.

La pièce de concentration

Le faisceau d'électrons qui frappe la cible sur l'anode (foyer électronique) doit être concentré sur une surface réduite (0,6mm x 2 mm de côté pour le petit foyer) et non pas se disperser sur toute la surface du plateau anodique.

Cette concentration est obtenue en disposant le filament au fond d'une pièce métallique portée au potentiel négatif convenable repoussant vers le centre du faisceau les électrons négatifs.

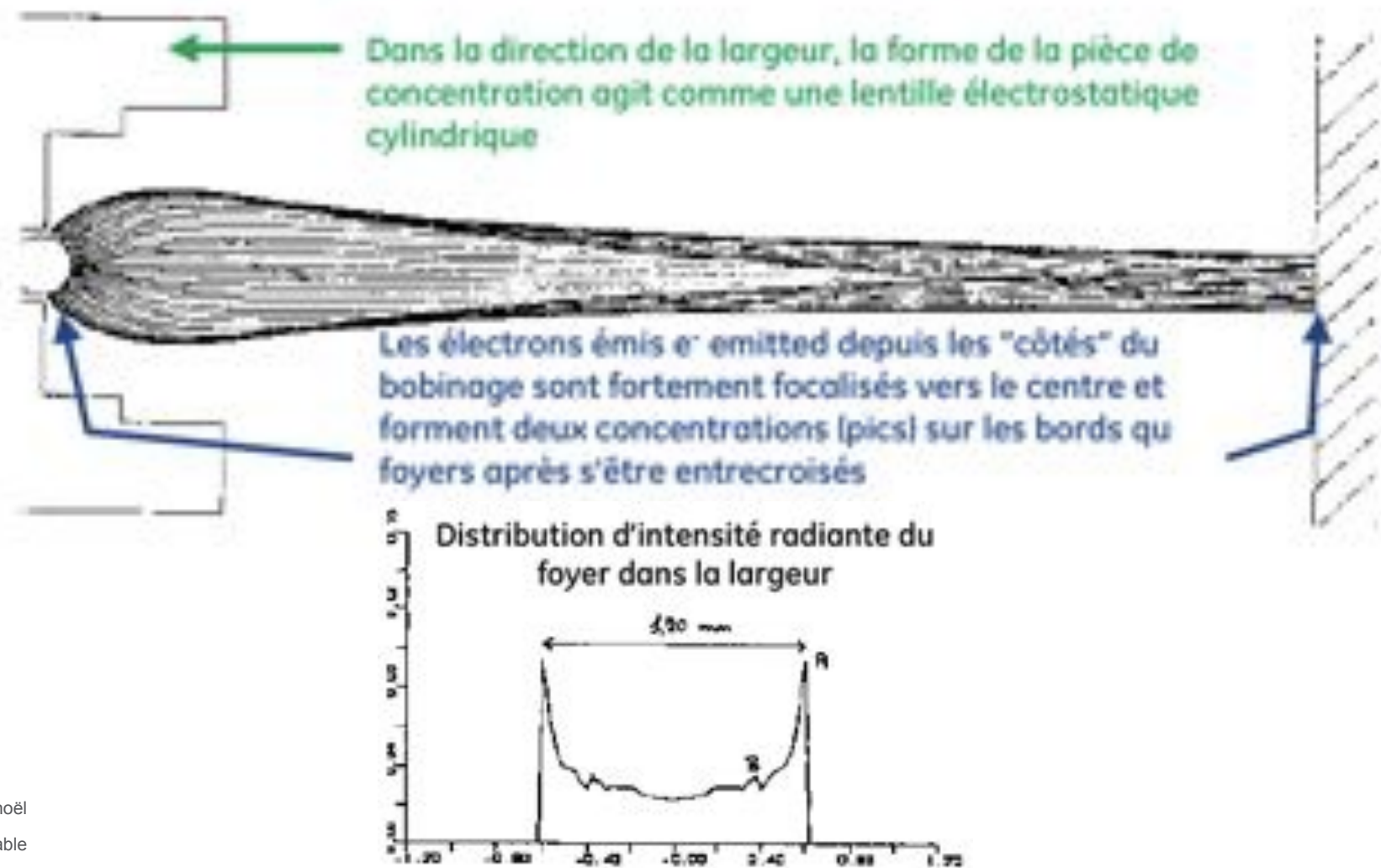
Félan Pol-Manoël

Responsable

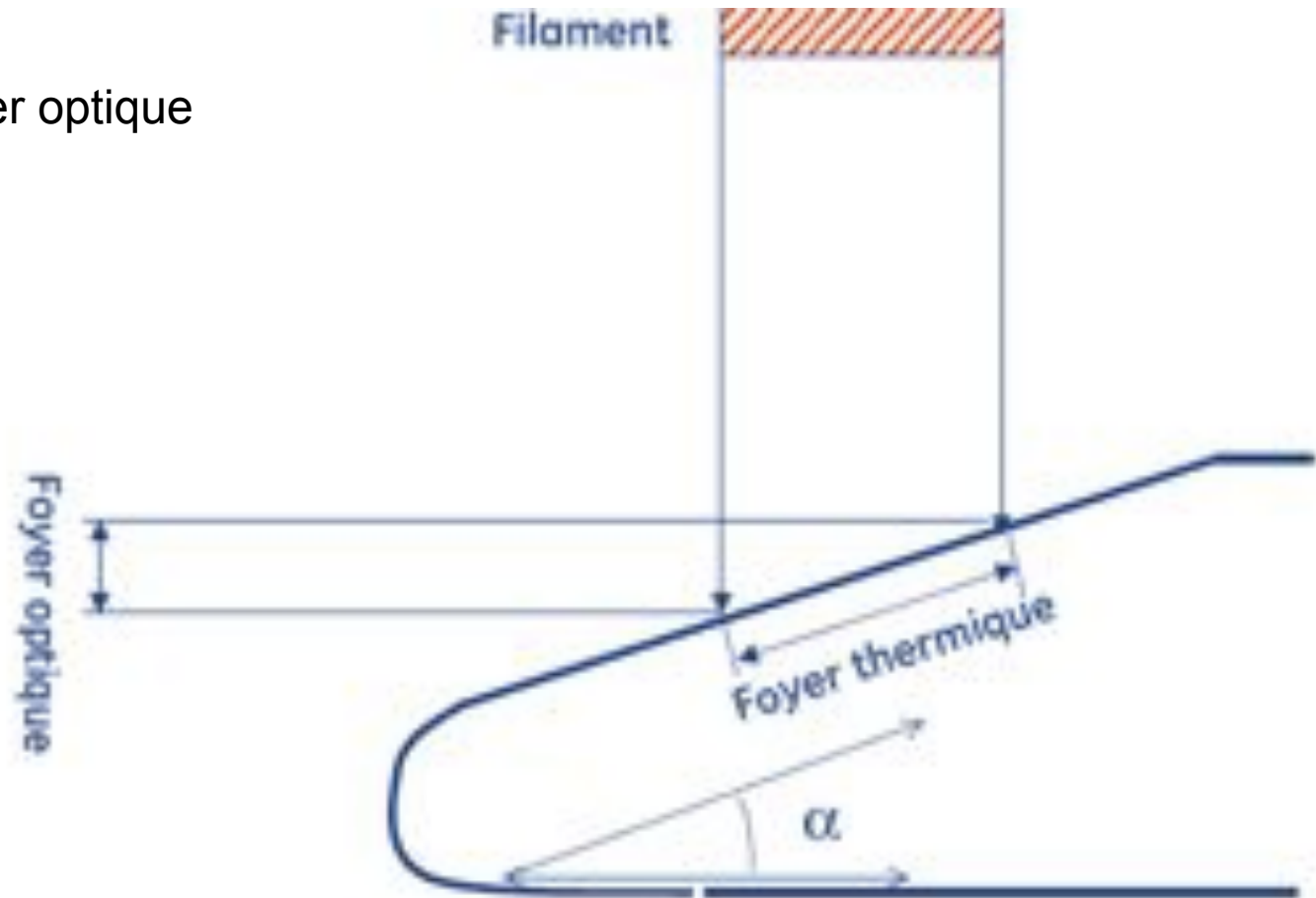
certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Foyer électronique



Foyer Thermique et foyer optique



Angle (degrés)	Sinus
5	0,09
6	0,10
7	0,12
8	0,14
9	0,16
10	0,17
11	0,19
12	0,21
13	0,22
14	0,24
15	0,26
16	0,28
17	0,29

$$L_{\text{optique}} = L_{\text{thermique}} \cdot \sin \alpha$$

F
c
Pol-mar

La cible électronique

La cible électronique portée par l'anode tournante doit répondre à plusieurs contraintes simultanées :

- températures élevées (**1000 à 1500 degrés Celsius**) puisque l'énergie en jeu pour chaque cliché (KV x mA x t) est très importante ;
- forces mécaniques consécutives à la rotation d'anode (**3000 à 9000 tours** / minute soit 100 à 200 fois l'accélération de la pesanteur en périphérie d'anode tournante) ;
- changements thermiques brutaux lors de l'utilisation qui ne dure qu'une fraction de seconde pour une puissance élevée.

D'autre part, le **numéro atomique** doit être élevé pour améliorer le rendement émissif de sorte que seul le tungstène (W dont $Z=74$) ou un alliage tungstène-Rhénium ($Z=75$) répond à ces conditions.

Le plateau anodique

Le plateau anodique qui supporte la cible, monté sur un axe de rotation joue un rôle de :

- masse ayant une capacité d'accumulation thermique de l'énergie introduite de manière discontinue lors de chaque cliché ;
- source de dissipation de cette quantité de chaleur ;
- conducteur électrique (anode) ;
- support mécanique en rotation rapide.

Le plateau peut être constitué de tungstène en bloc massif, ou au contraire association composite, de graphite, ou molybdène, au Tungstène (piste de tungstène sur disque de graphite).

Le diamètre du plateau mesure 70 à 120 mm pour les modèles courants.

Le moteur d'entraînement du plateau anodique.

Le plateau anodique tourne à 3000 ou 9000 t/m, entraîné par un axe, lui-même lié au rotor du moteur situé dans l'ampoule de verre

Des roulements à billes de grande qualité permettent un fonctionnement malgré les contraintes thermiques.

Les tubes les plus récents ont des portées de technologie très complexe.

Le stator du moteur est disposé à l'extérieur de l'ampoule : le courant nécessaire pour accélérer le plateau à 9000 t/m en un temps bref (1 à 1,5 seconde) représente environ 400 V et 10 A (4 kW) donc une source de chaleur non négligeable lorsque l'entraînement d'anode est inutilement prolongé.

Après le cliché l'anode peut soit s'arrêter progressivement, soit être freinée par un courant inverse.

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

La gaine du tube

La gaine métallique qui contient l'ensemble du tube joue les rôles suivants :

- protection mécanique et électrique, moyen de support de l'ensemble, base de fixation du diaphragme ou des localisateurs ;
- protection contre le rayonnement X : le rayonnement utile sort par une fenêtre limitée ; dans toutes les autres directions la gaine réduit à une dose très faible ;
- évacuation de la chaleur provenant de la cible, de l'anode.

L'huile minérale contenue entre gaine et ampoule a pour rôle **l'équilibre des températures** entre ces divers éléments. L'évacuation de chaleur de la gaine peut se faire par convection de l'air entourant la gaine, mais aussi lorsque des énergies importantes sont en jeu (vasculaire, scanographe, table télécommandée) grâce à une circulation d'eau, d'huile ou d'air forcé par un ventilateur.

A partir de ce modèle de description, un grand nombre de réalisations sont possibles correspondant à des besoins différents :

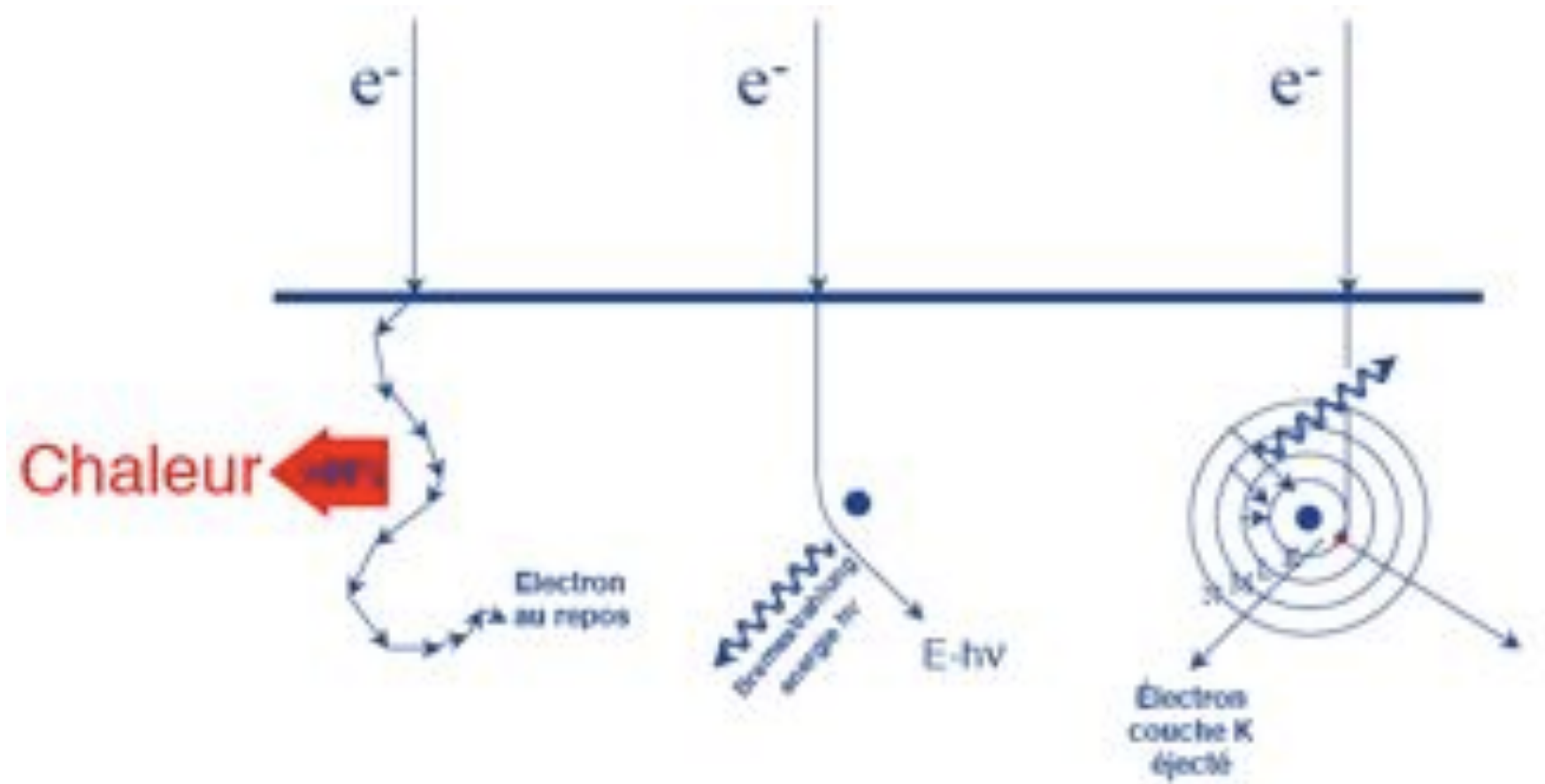
- radiologie courante osseuse ou pulmonaire : la puissance n'est pas cruciale ;
- radiologie vasculaire soumettant à une charge élevée pour une série et à une charge cumulée lors de séries multiples du plateau anodique : nécessité d'un plateau anodique lourd et d'une gaine à grande dissipation thermique ;
- scannographie où le problème est celui de charges répétitives de clichés de charge instantanée élevée : implique de très grandes capacités thermiques et particulièrement avec les scanographes à rotation continue et acquisition hélicoïdale.
- certaines techniques spéciales nécessitent un foyer fin (0,1 mm) ;
- mammographie : tube avec cible électronique en molybdène ;
- scopie pulsée ou graphie vasculaire : tube avec grille comparable dans le principe à celui d'une triode qui contrôle le passage des électrons.

Félan Pol-Manoël

Responsable

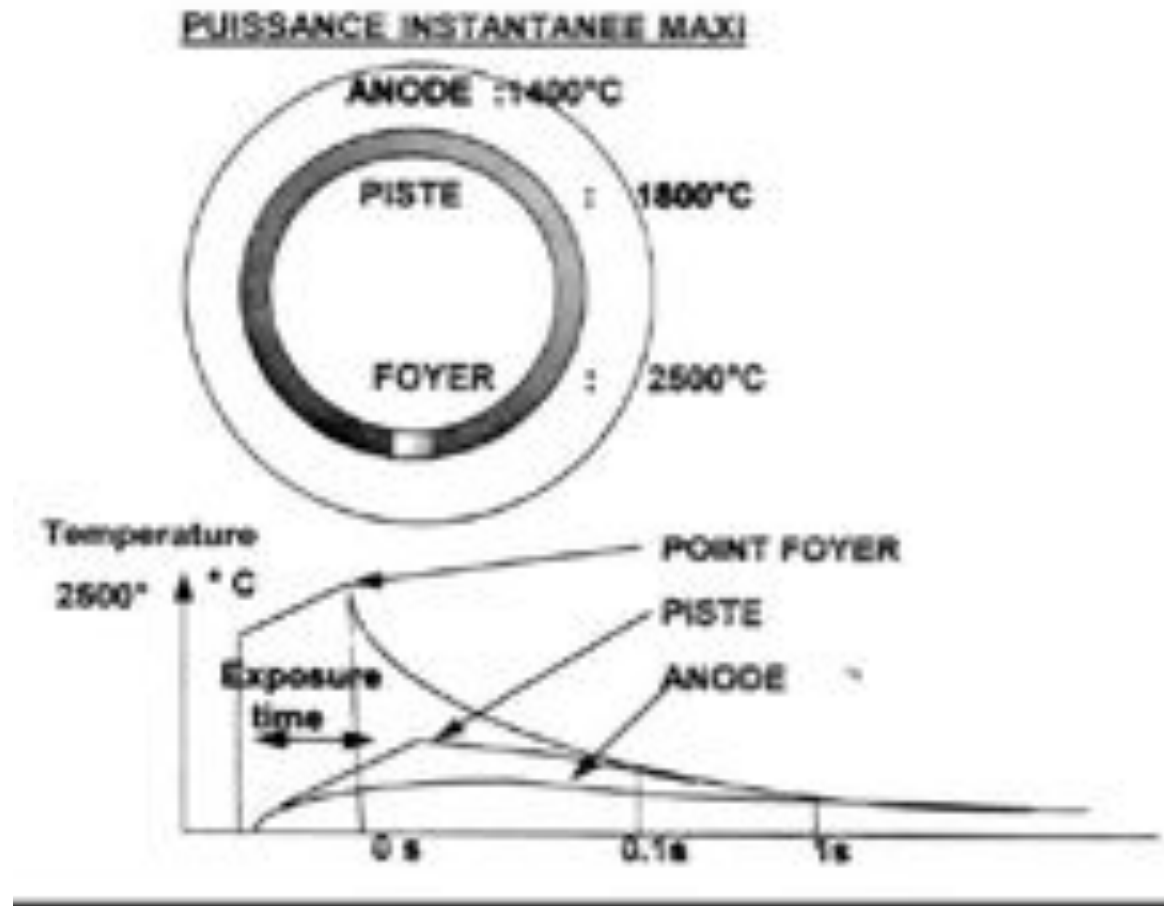
certification ABIH

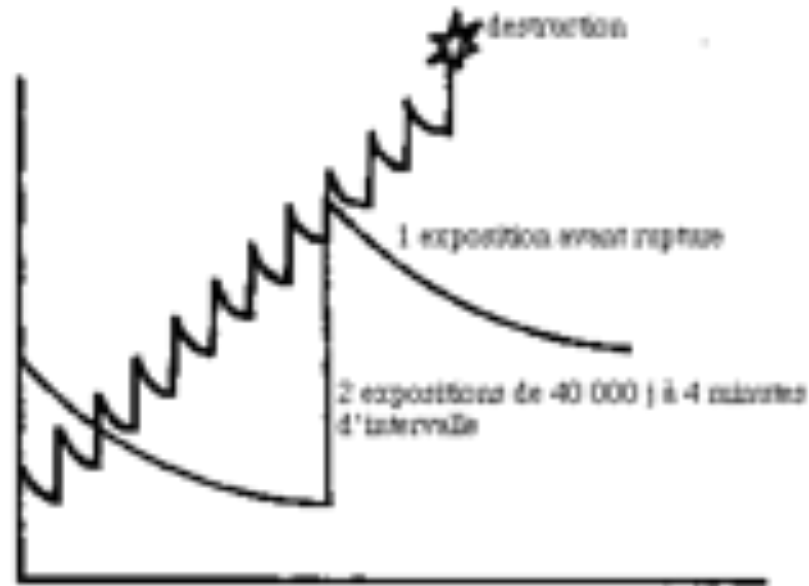
Pol-manoel.felan@utc.fr



Rayonnement de freinage

Rayonnement par impact d'électron





échauffement avec poses répétées

$$\text{Joules} = \text{KV} \times \text{MA} \times \text{T}$$

Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

La chaleur est transférée des zones chaudes vers les zones froides par trois mécanismes :

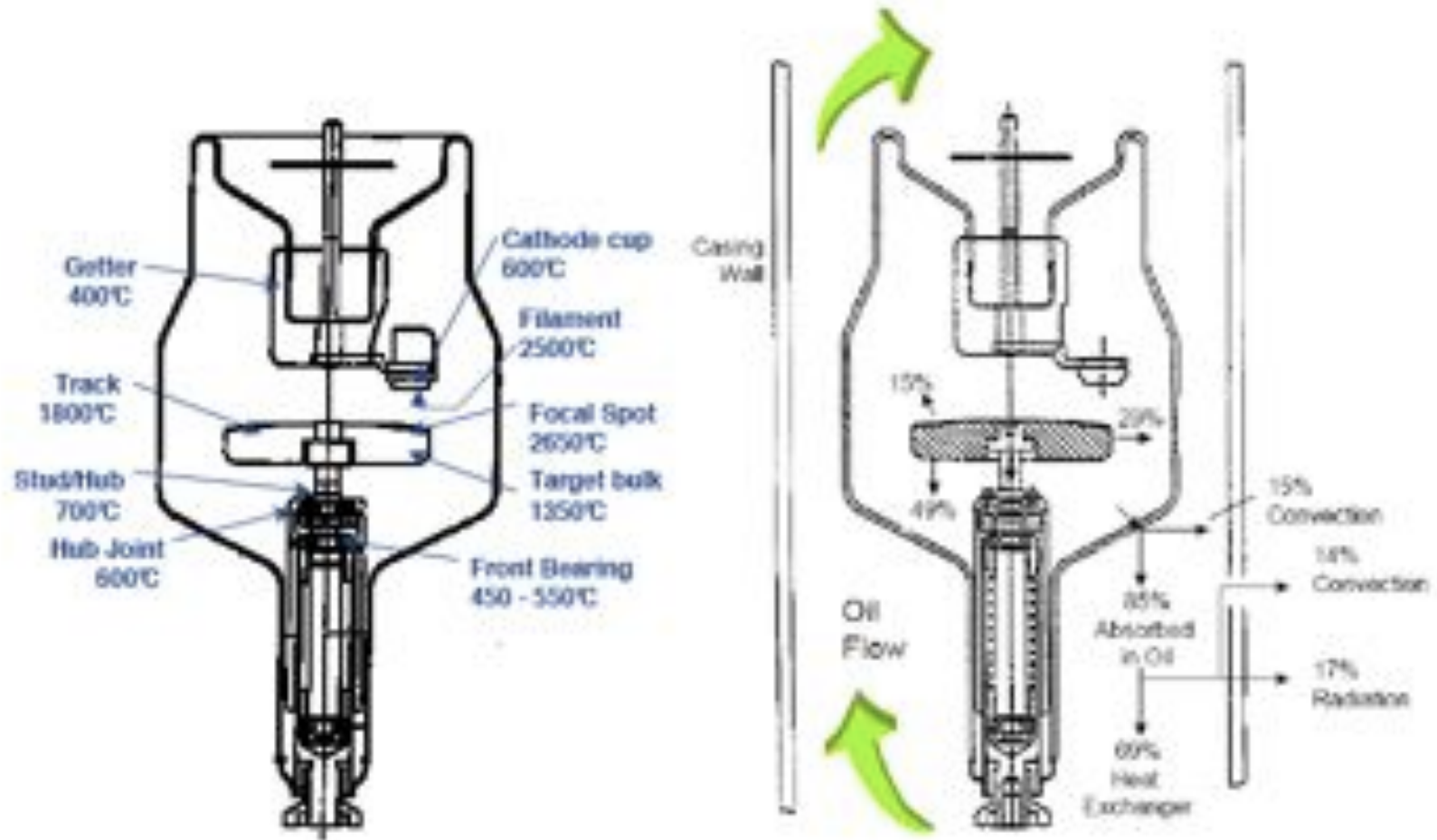
- **Conduction** : la chaleur diffuse dans un corps conducteur, ainsi l'énergie introduite dans la piste thermique se distribue dans l'ensemble du plateau anodique.
- **Convection** : un fluide au contact d'une zone chaude s'échauffe se dilate et monte par rapport au fluide plus froid. Un courant liquide de convection assure un renouvellement du fluide : la convection par l'air ambiant assure le refroidissement de la gaine, de même que le transfert de chaleur de l'ampoule à la gaine par l'huile.
- **Rayonnement** : tout corps porté à une température supérieure au zéro absolu émet un rayonnement électro-magnétique proportionnel à la quatrième puissance de la température absolue. Cette émission est évidemment possible dans le vide. Or la piste thermique et le plateau anodique sont portés à une température de 1000 à 1500 degrés Celsius ; cette transmission radiative joue donc un rôle majeur pour l'évacuation de chaleur à l'intérieur de l'ampoule.

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr



Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

La masse métallique et l'huile assurent à la gaine **une capacité thermique de 2 millions de joules**. Le retour à la température de départ à partir de la température maximale (voisine de 80 degrés) est obtenue en **2 à 3 heures** soit 10.000 Joules/minute, moins que le refroidissement d' anode. On pouvait donc rencontrer des surchauffes de gaine sans que l'anode ait été surchargée (nombreuses séries de tomographies ou d'angiographie séparées de 3 a 4 minutes).

L'évacuation de chaleur est aujourd'hui **accélérée par un ventilateur ou une circulation d'eau au contact de la gaine**. Il est donc exceptionnel, sauf panne de ce système que la sécurité thermique de gaine intervienne.

L'énergie provenant du moteur d'anode (4KW) contribue à l'échauffement de gaine en particulier lorsque la durée séparant 1er et 2eme temps de prise de cliché est importante.

La dilatation de l'huile de la gaine avec la chaleur met en jeu un système interdisant la poursuite du fonctionnement au-delà de la capacité acceptée. Cette sécurité thermique très fiable ne joue donc que sur un seul élément et ne protège pas tout le tube. 30 à 45 minutes sont nécessaires pour permettre une reprise d'activité lorsqu'elle interrompt un examen.

La chaîne d'acquisition exemple de l'image radiologique

3.La chaîne d'acquisition

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

La filtration

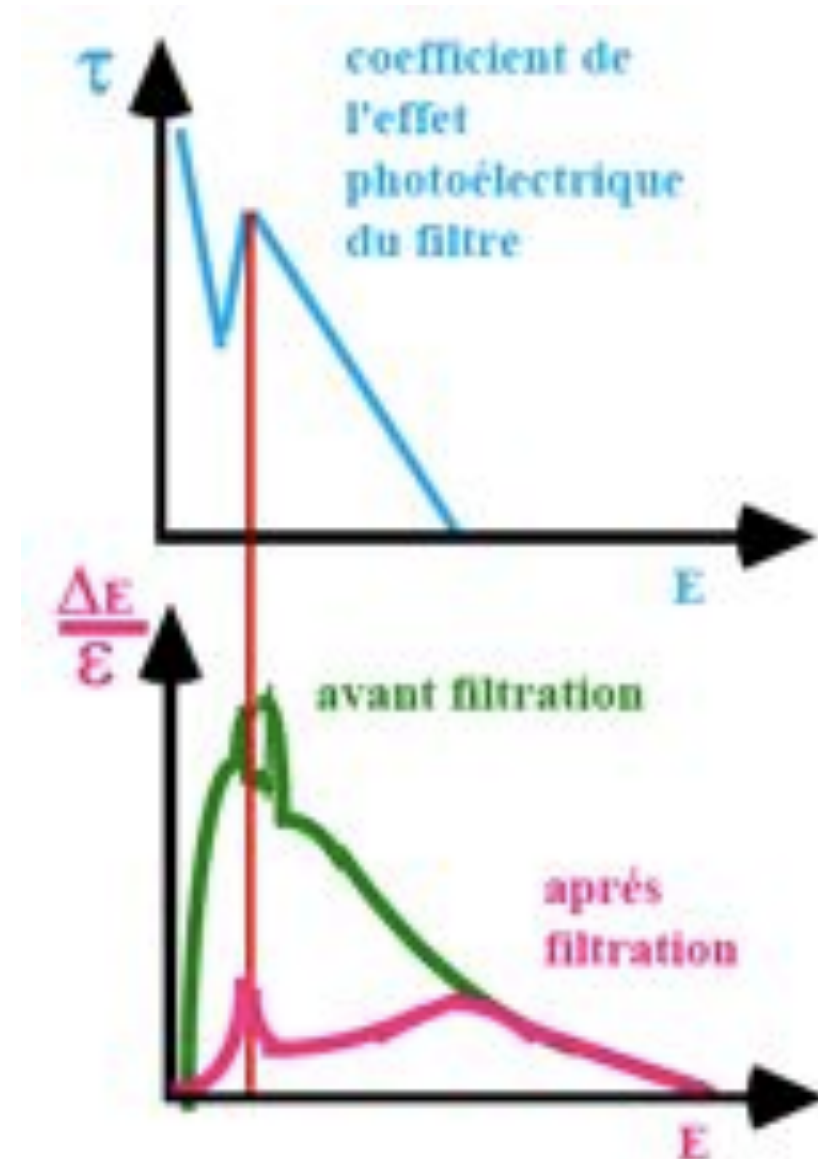
Les Photons de faible énergie sont nocifs:

- Ils déposent leur énergie dans le patient
- Ils ne participent pas à l'image

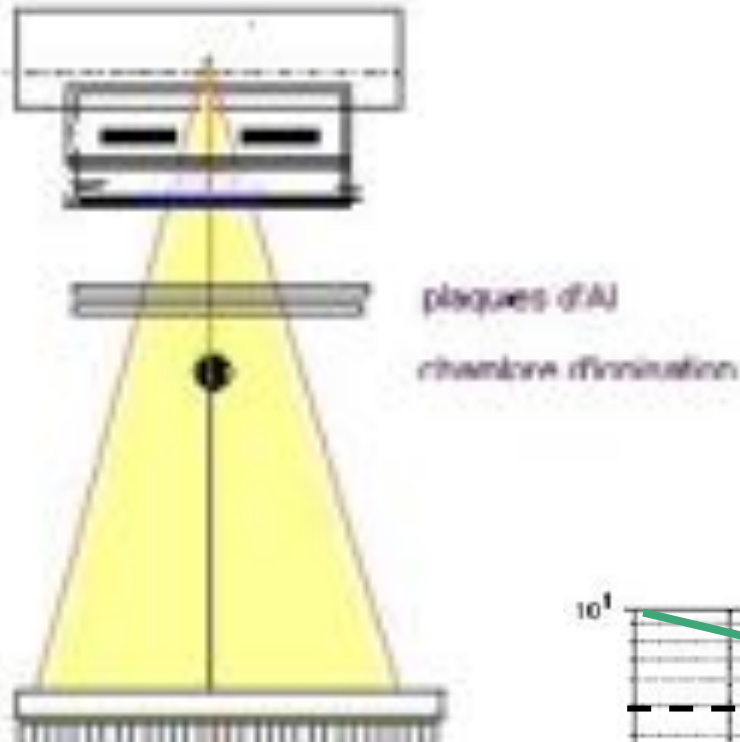
On va donc les éliminer pour diminuer la dose reçue par le patient

On utilise des filtres dont l'énergie de liaison de la couche K correspond à la composante spectrale à éliminer.

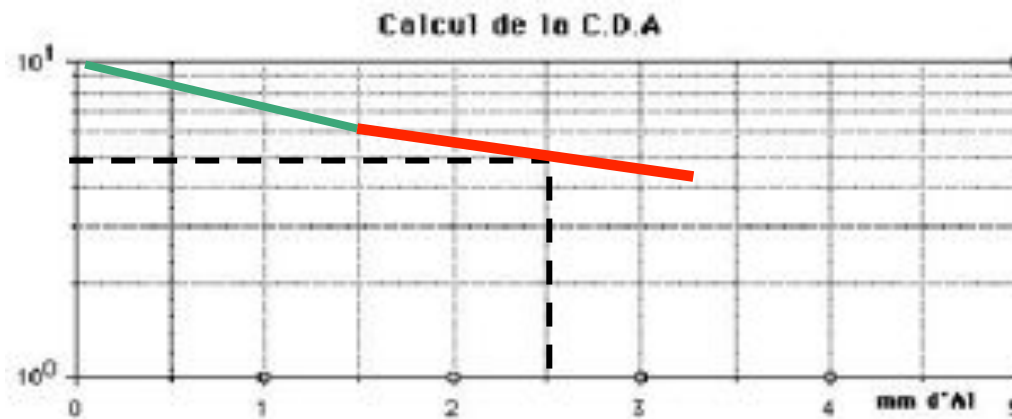
Un filtre de 1mm d'aluminium réduit de 60% la dose absorbée à la peau

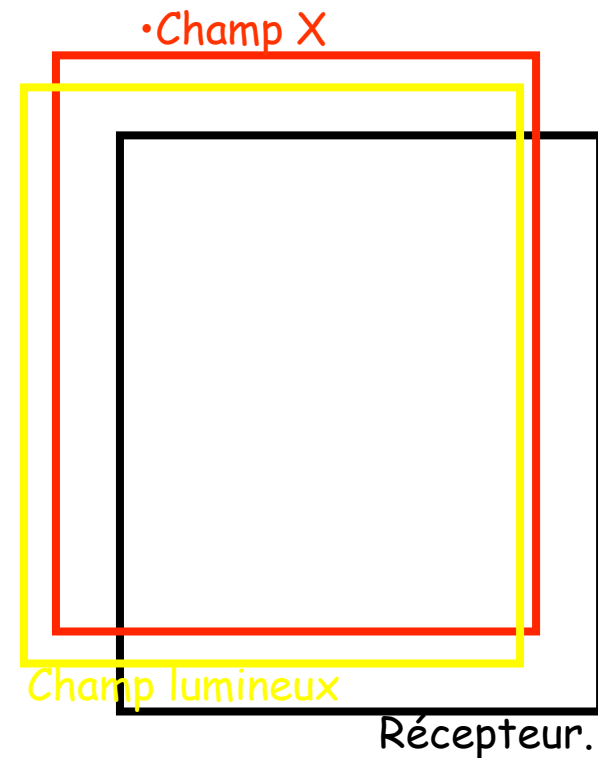
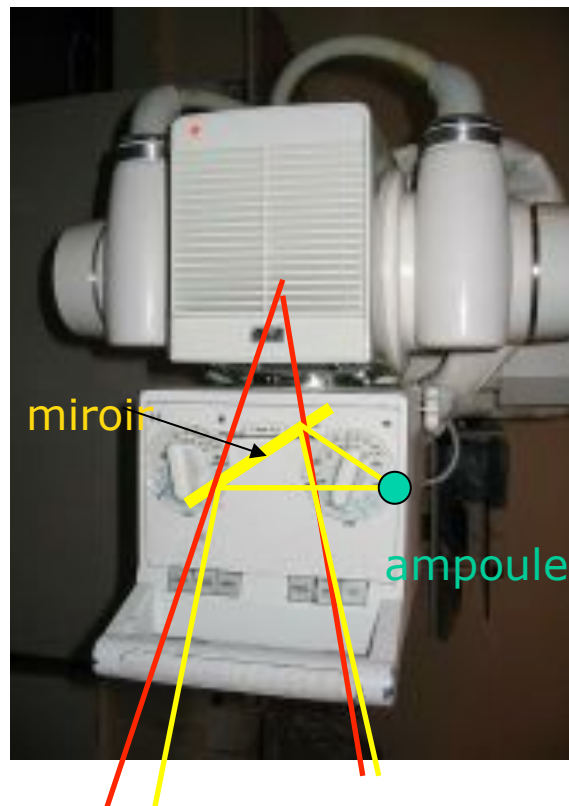


Mesure de la CDA Couche de Demi-Absorption



Filtration ajoutée





Le collimateur

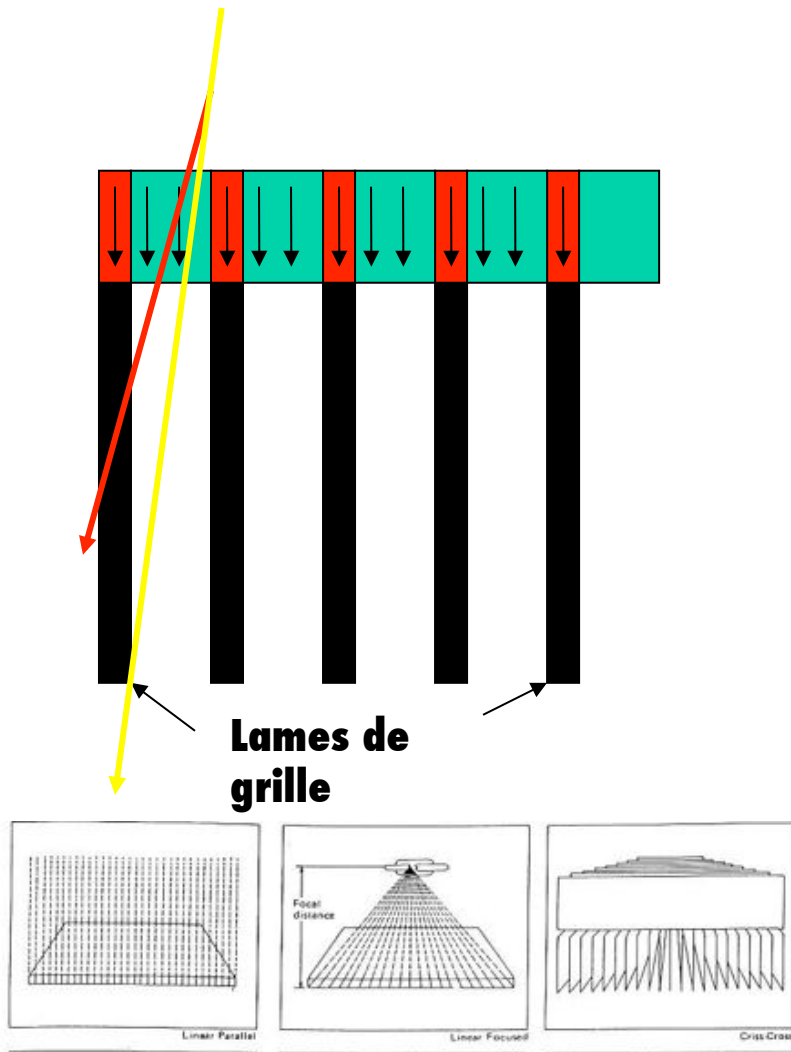
La qualité d'un cliché est que celui-ci permette de visualiser les structures désirées, mais uniquement celles-ci., pour limiter la dose.

C'est le rôle du collimateur qui « visualise » le faisceau par sa lumière.

On doit vérifier que le faisceau lumineux coïncide exactement avec le faisceau de rayons X ainsi qu'avec celui du détecteur...

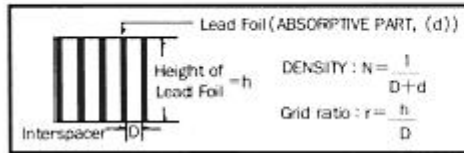
Les grilles

- Si les interactions photoélectriques sont recherchées pour donner l'image radiologique, les interactions Compton sont nuisibles à la qualité de l'image car leur nombre en chaque point du film ne représente rien. Il est donc indispensable de les éliminer... C'est la grille qui le fera.
- Ces grilles en lames de plomb sont caractérisées par leur nombre par cm, ainsi que par leur hauteur..
- Plus il y a de lames par cm, plus le faisceau primaire sera atténué... plus elles seront hautes plus les X Compton seront éliminés..
- Le contraste des structures étant très bon en pédiatrie, on peut enlever la grille pour ne pas augmenter la dose à l'enfant sans que le Compton ne soit trop gênant.



Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

Ratios: Available from 5:1 to 15:1 Density: available in 6 types



60 lines/inch (23 lines/cm)

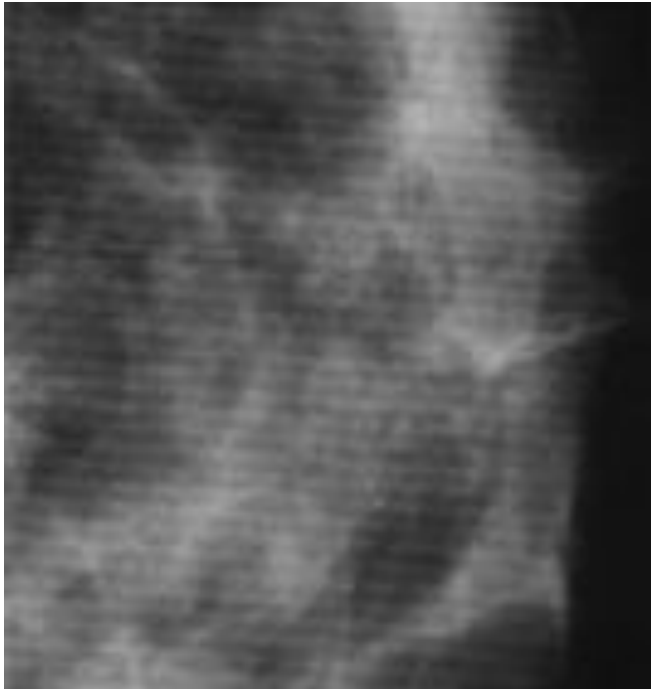
72 lines/inch (28 lines/cm)

85 lines/inch (34 lines/cm)

103 lines/inch (40 lines/cm)

130 lines/inch (51 lines/cm)

150 lines/inch (60 lines/cm)



- Les grilles se caractérisent par le rapport entre hauteur et épaisseur de leurs lames de PB ainsi que par la quantité de lames par unité de longueur (encore souvent le ..pouce).
- Plus une grille a un rapport « de grille » élevé, plus elle est efficace., mais plus elle absorbe de rayonnement primaire !
- Plus elle a de lames par unité de longueur, plus elle est aussi efficace.. Mais plus elle absorbe de rayons primaires de part la quantité de plomb qui couvre la surface du film placé derrière !
- Si elle n'est pas animée d'un mouvement pendant l'exposition, une grille va se voir. Ce mouvement doit être très rapide et démarrer tout aussi rapidement pour permettre les expositions rapides.

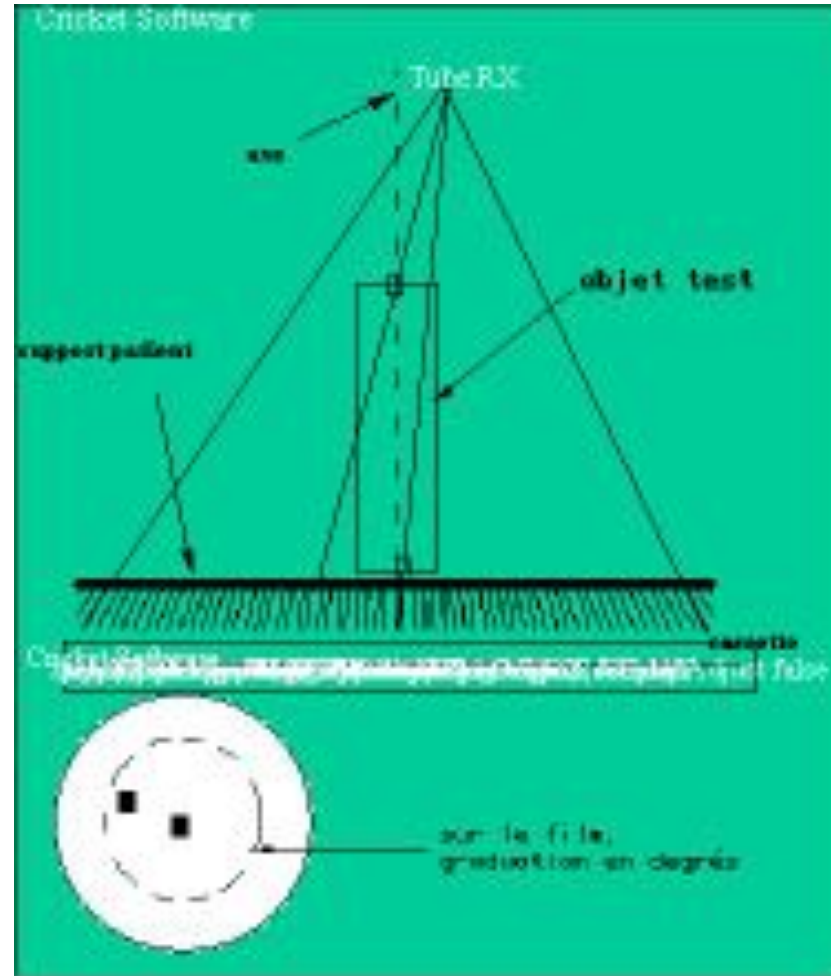
Félan Pol-Manoël

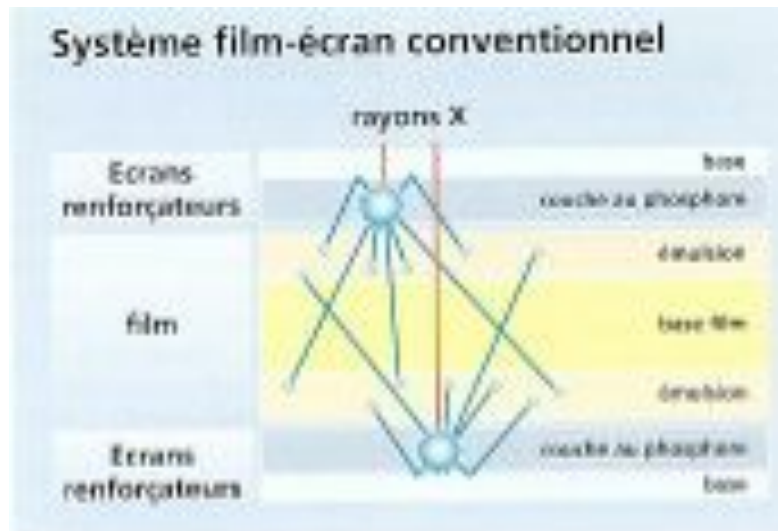
Responsable

certification ABIH

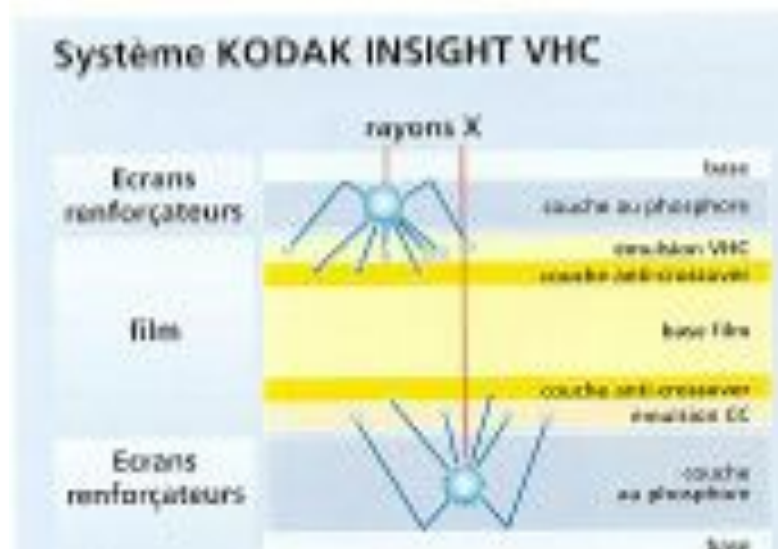
Pol-manoel.felan@utc.fr

- Un tube Rx mal positionné par rapport à la grille (distance focale et centrage) va créer une non-uniformité sur les clichés et demander une dose plus importante pour imprimer correctement un film.
- On doit donc vérifier le centrage du tube par rapport à la grille et leur perpendicularité



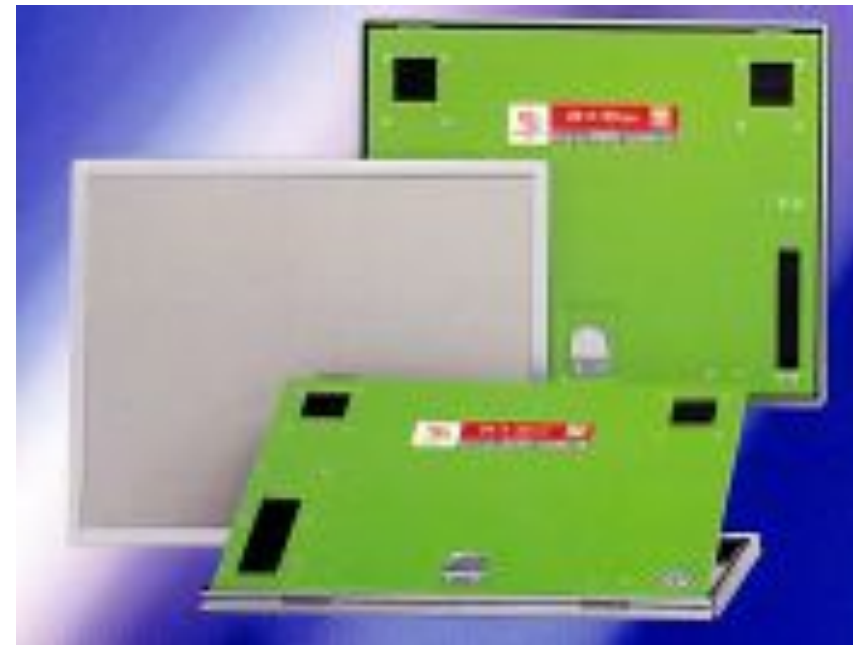


7/6 1



certification ABIH

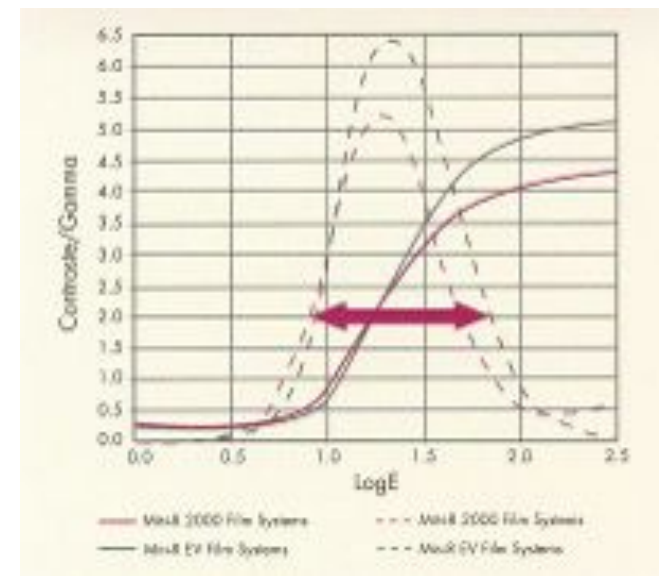
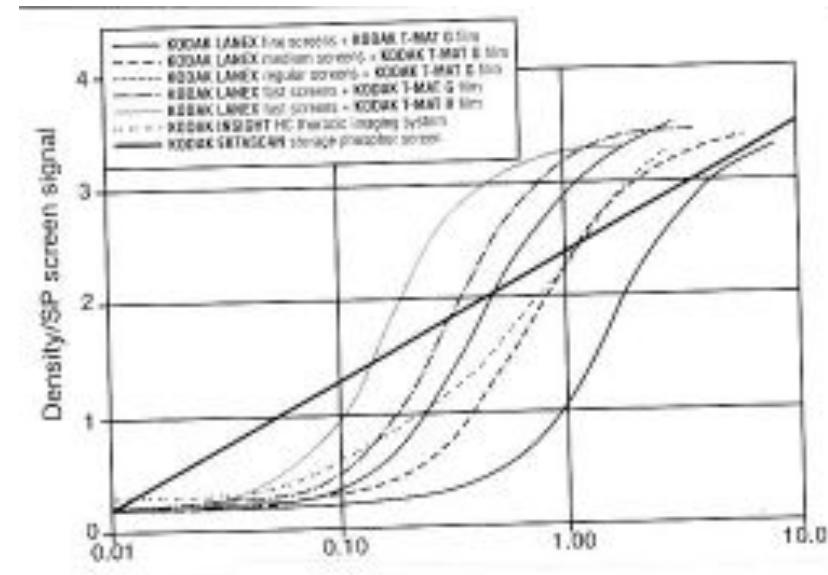
Pol-manoel.felan@utc.fr



Les cassettes et écrans renforceurs

- Les écrans vont transformer les X en photons lumineux auxquels est sensible le film placé entre les écrans.
- Chaque point d'interaction devient une tache lumineuse sur le film.
- C'est pour éviter qu'elles ne soient trop grosses qu'on coupe l'écran en deux et qu'on s'assure d'un très bon contact avec le film lui-même.

- Ecrans et films forment des couples aussi bien en termes de sensibilité que de résolution spatiale.
- Le film doit être sensible à la couleur de la lumière (verte ou bleue) émise par l'écran pour être impressionné correctement.
- L'épaisseur et la nature de l'écran doivent être adaptées à la résolution spatiale du film.
- Les films les plus sensibles ont habituellement ceux qui donnent une moins bonne résolution spatiale parce qu'ils contiennent de plus gros grains d'argent.



Intérêt des détecteurs numériques:

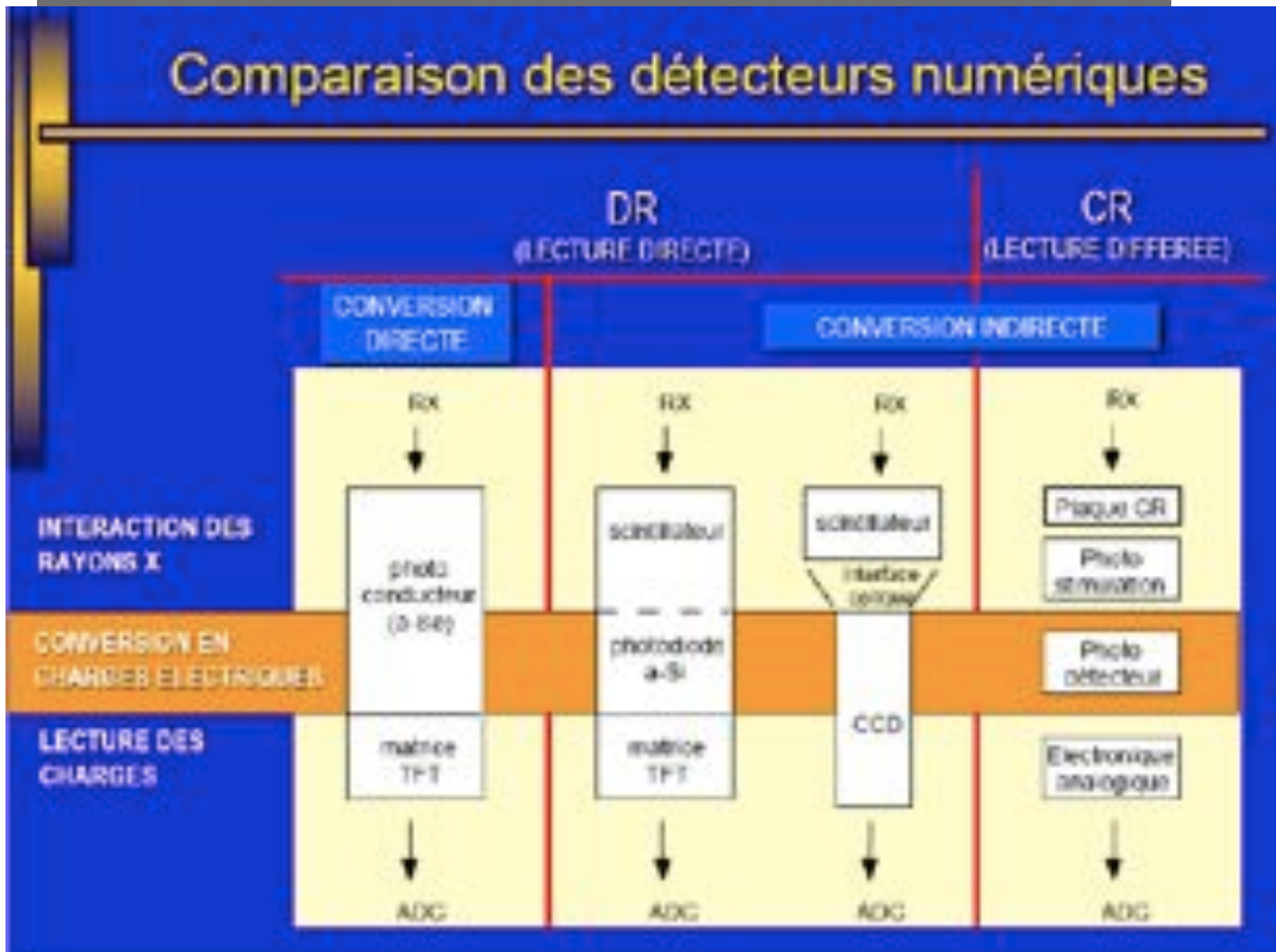
- Visualisation rapide de l'image radiologique
- Possibilité de traiter l'image (permet d'adapter l'image en fonction de ce que l'on cherche à voir)
- Enregistrement de l'image brut et des traitements sur le PACS
- Facilité d'accès pour le personnel soignant autorisé depuis différents endroits (selon les console de consultation ou ordinateurs autorisés)
- Économie (si bonne utilisation du PACS et donc si diminution des impressions)

Félan Pol-Manoël

Responsable

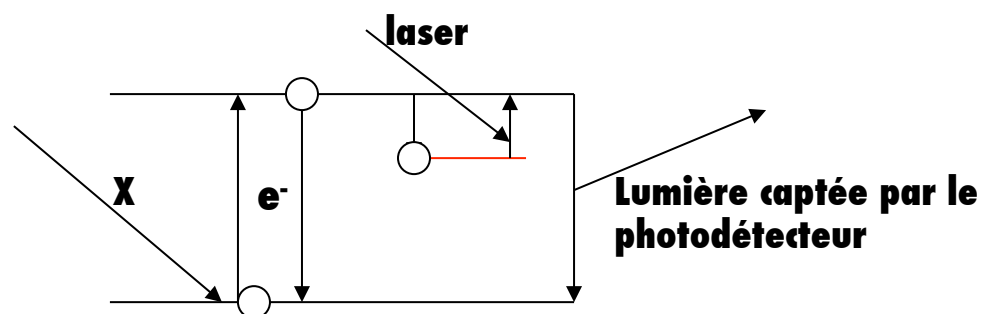
certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr



Félan Pol-Manoël
 Responsable
 certification ABIH
 Pol-manoel.felan@utc.fr

- Les détecteurs CR
- Les plaques « phosphore » (**plaque Electro Radio LuMinescentes ERLM**) datent d'environ 30 ans.
- Ces plaques remplacent les films dans les cassettes, mais n'ont pas besoin d'écrans renforçateurs.
- Dans ces plaques, les X absorbés excitent en grand nombre **les électrons K du phosphore**. Certains d'entre eux restent piégés dans des niveaux électroniques. Ils forment l'image latente de l'organe radiographié.
- On va « lire » avec un pinceau fin d'un laser (100 μ ou moins) cette image latente.. L'énergie du laser excite les électrons piégés qui peuvent redescendre sur leur niveau initial
- Avec des plaques minces et un laser à 50 μ il est possible de faire de la mammographie numérique.



Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

- En redescendant, **les électrons émettent de la lumière** qui est collectée par une optique spécialisés (flèche verte)
- Le balayage de la plaque est assurée par un miroir pivotant (flèche jaune) tant dans le sens latéral que longitudinal.
- Pour éviter toute rémanence des images antérieures, on soumet ensuite **la plaque à un flash lumineux** pour le vider de tous les électrons qui seraient encore piégés.
- Un film 36*43 cm peut ainsi contenir plus de 3600 * 4300 pixels numérisés sur 12 bits... ce qui représente plus de 20 Moctets de données..
- Comme l'indique le tableau ci-contre, on ne peut pas lire aussi vite que l'on voudrait les plaques car il faut laisser aux électrons piégés le temps d'émettre leur lumière avant de passer au point suivant.

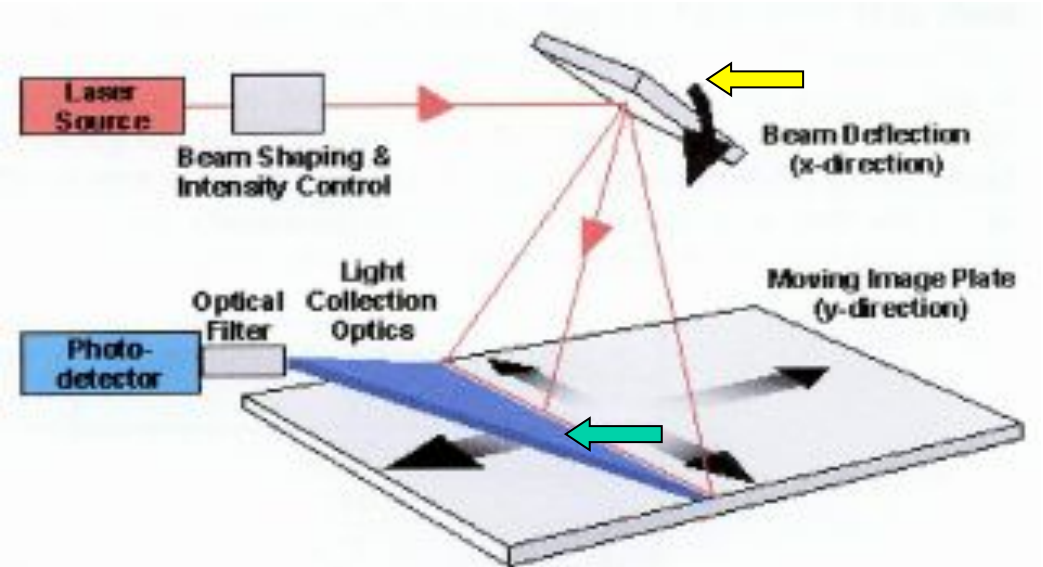
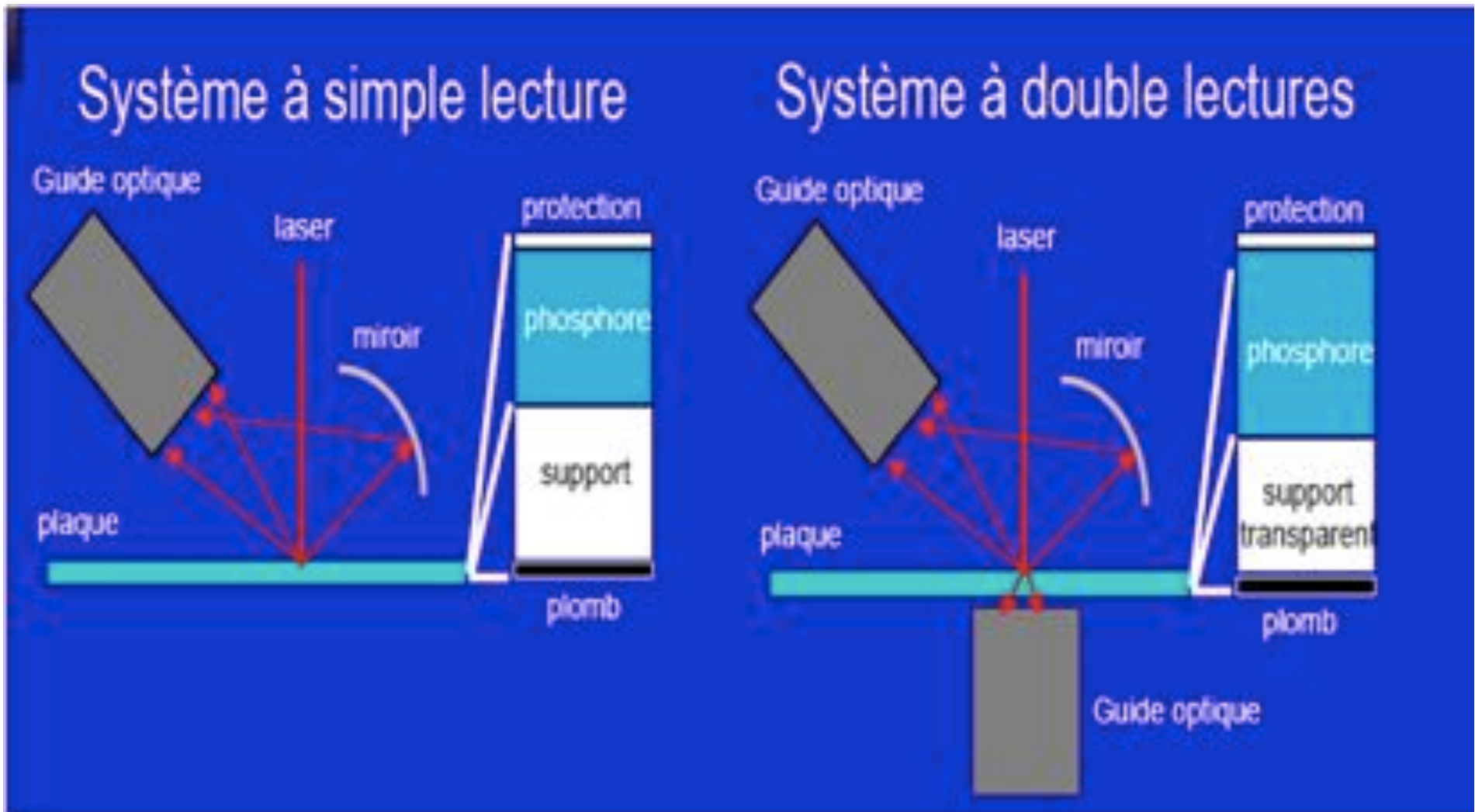


Figure1. Schematic diagram of the components in a flying-spot scanner.

Storage Phosphor	Luminescence Decay Time, τ
SrS:Ce,Sm	~25 ns
RbBr:Tl	350 ns
CsBr:Eu ²⁺	700 ns
BaFBr _x I _{1-x} :Eu ²⁺	~750 ns

Table 1. Luminescence decay times (at room temperature) for several storage phosphor materials^{4, 5, 6}
(BaFBr_xI_{1-x}:Eu²⁺ is the most commonly used in today's CR systems)



Félan Pol-Manoël
 Responsable
 certification ABIH
 Pol-manoel.felan@utc.fr

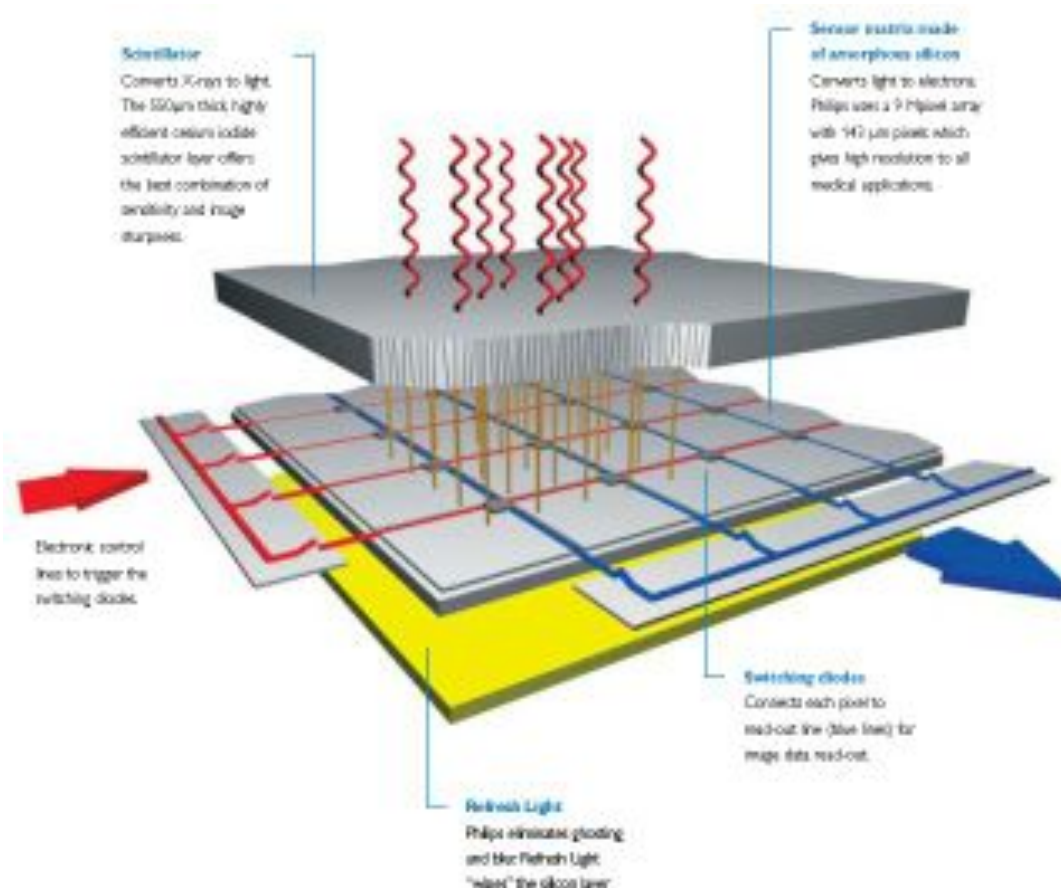


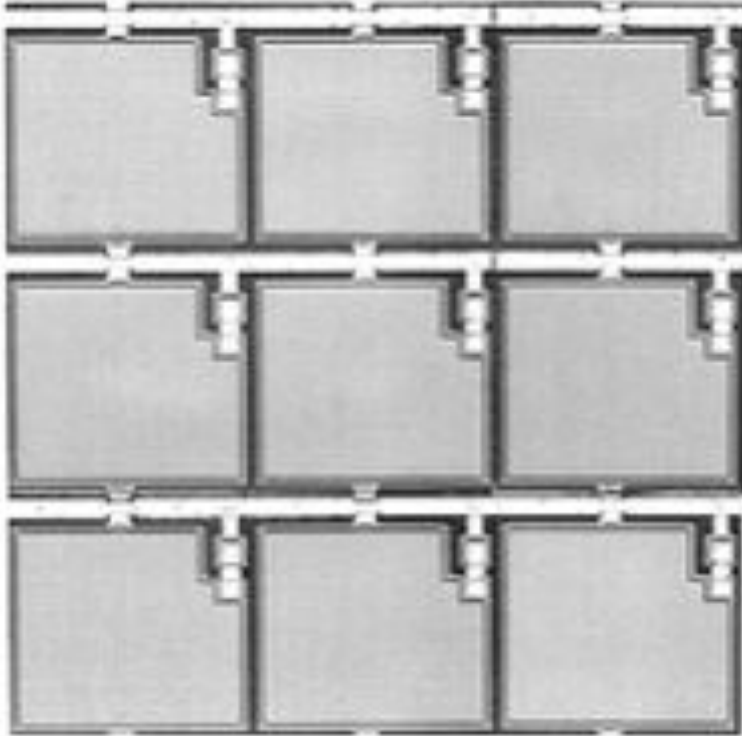
- Les systèmes actuels vont permettre la lecture de plusieurs plaques en même temps avec envoi de donner sur le PACS.

Les détecteurs DR

On associe étroitement un détecteur(cristal) qui transforme les X en électrons à un dispositif (la matrice TFT ou Thin Film Transistor) qui va stocker les électrons dans un grand nombre de petites capacités. Ces charges, associées à un endroit précis de l'espace de l'image seront ensuite lues pour constituer l'image électronique.

On retrouve donc sur ces détecteurs le scintillateur, la matrice de détecteurs et l'électronique de lecture (Readout IC's).

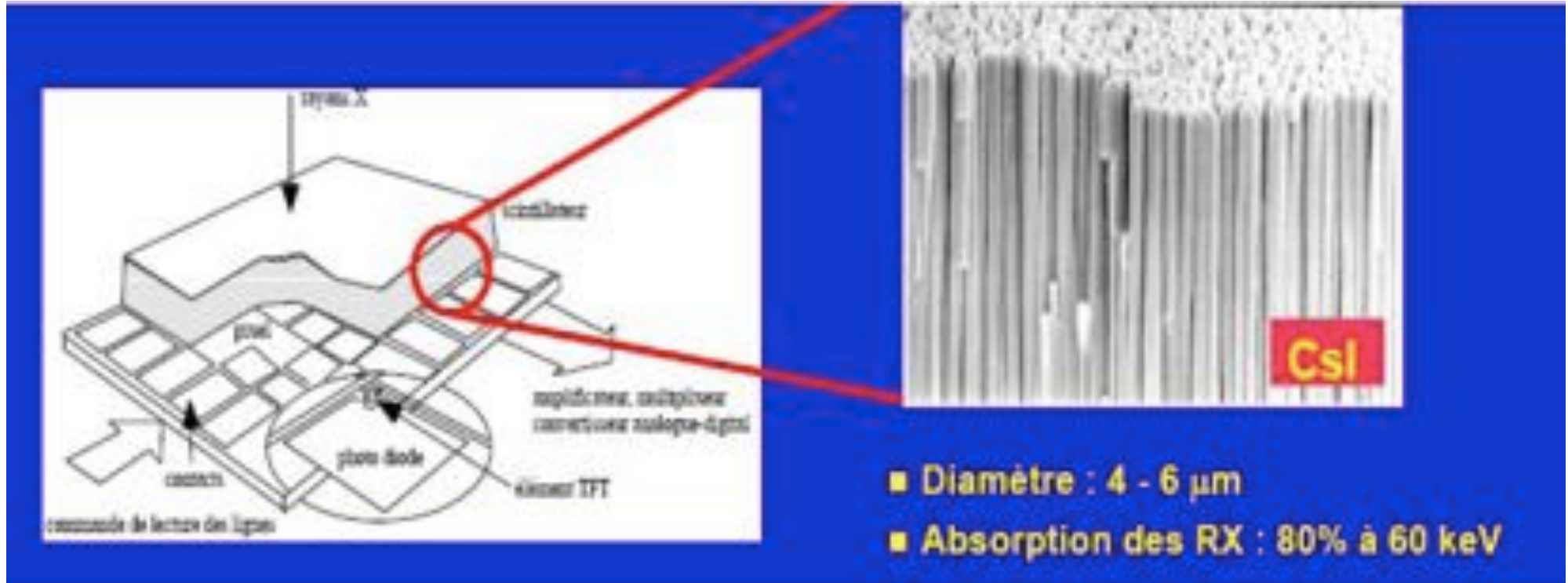


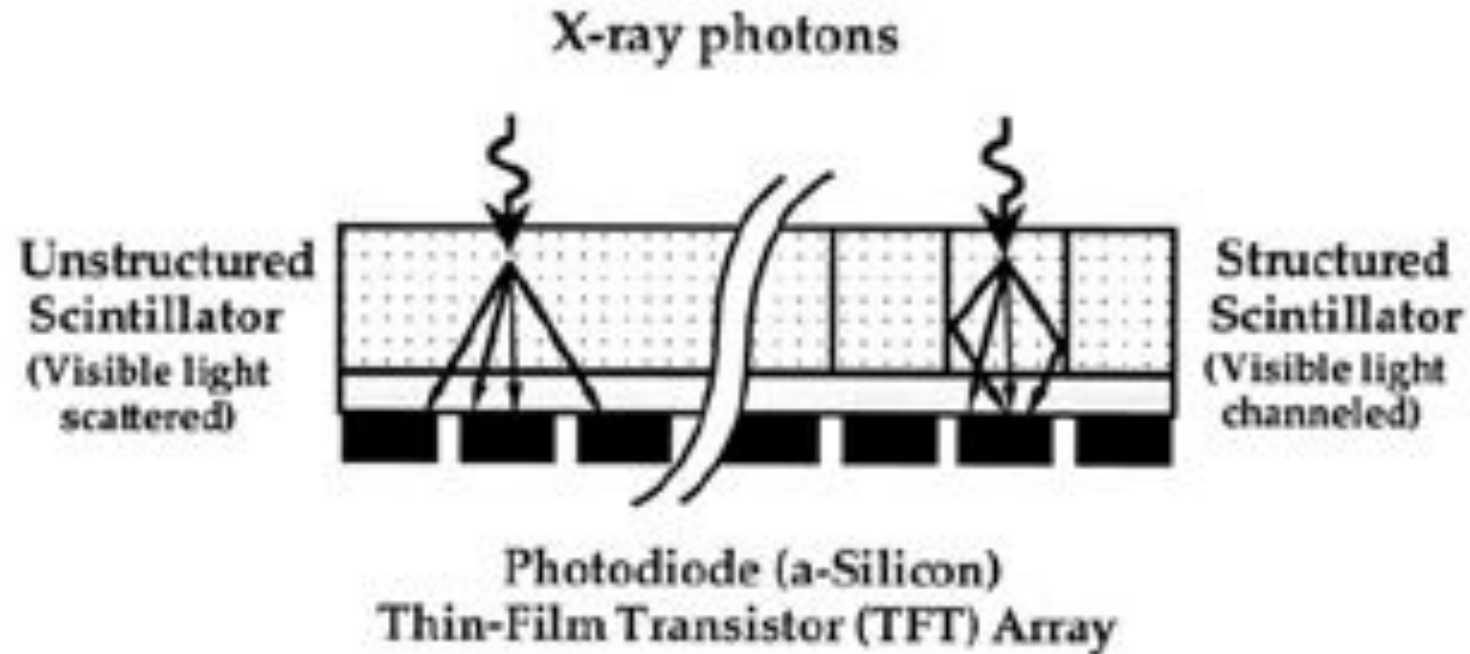


Données fournies par TRIXELL

- Le schéma ci-contre représente quelques un des éléments de la matrice de stockage des électrons et le dispositif de lecture par lignes et colonnes de la quantité d'électrons stockés dans chaque élément (qui donne sur l'image un pixel).
- Ces éléments ont une dimension de l'ordre de 100 à 200 μ . Ils sont caractérisés par leur surface active..., une partie de la surface ne contenant pas de « capacité » (du Si amorphe). Cela détermine leur coefficient d'efficacité géométrique, et une partie de leur sensibilité.
- Une des difficultés rencontrées par ces détecteurs est le temps de lecture de chaque élément.... Il faut disposer de systèmes le plus rapide possible et laisser quand même suffisamment de temps pour que la capacité se décharge totalement
- C'est pourquoi les premiers détecteurs ont été essentiellement statiques.

Détecteur DR indirect





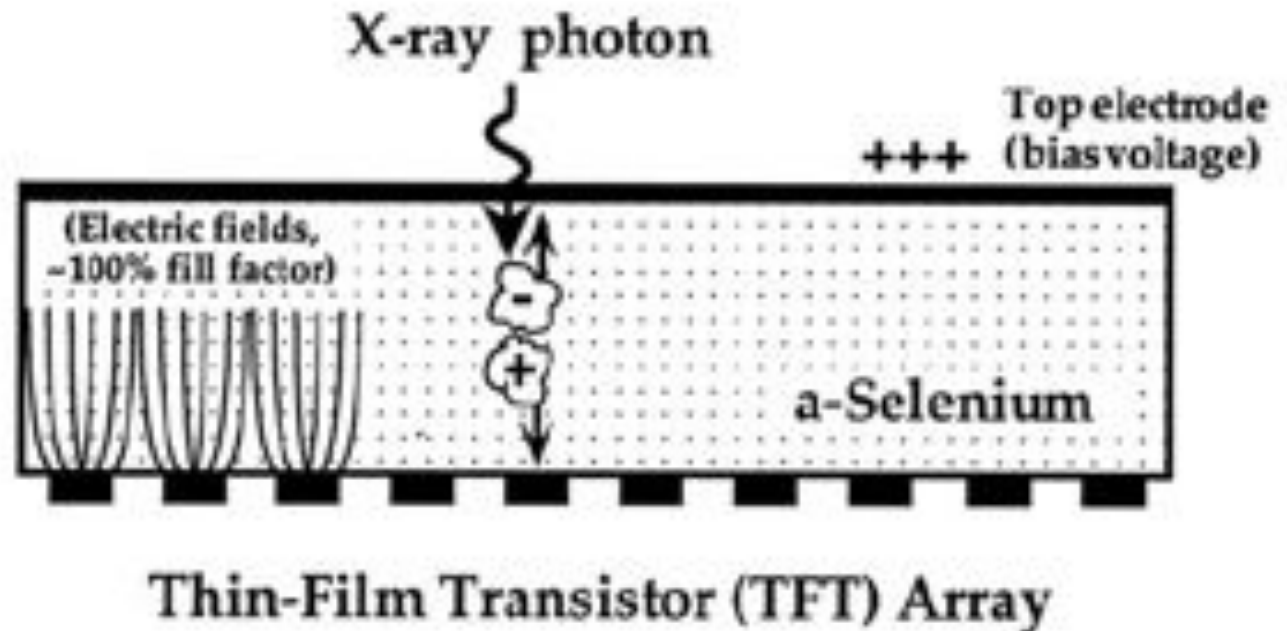
- les X sont convertis d'abord en lumière par du Iodure de Cesium dopé au Thallium (CsI : Tl)... (détecteur dans les caméras de médecine nucléaire)
- Une couche de photodiode récupère le signal lumineux et le transforme en signal électrique stocké dans les TFT

Détecteurs DR direct

le Sélénium amorphe (bonne capacité de détection des rayons X et de sa très haute résolution spatiale

Intrinsèque) transforme directement les X en électrons qui sont attirés sans dispersion géométrique sur le condensateur de la matrice TFT par un champ électrique de plusieurs centaines de Volts.

La résolution spatiale de cette technique étant limitée par la surface d'un TFT



Mais il ne peut pas faire de dynamique dans la mesure où il faut plusieurs secondes pour le re-préparer à faire une image.

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

À l'heure actuelle le développement est aux capteur plan sans fils relié au système par l'intermédiaire d'un wifi



Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

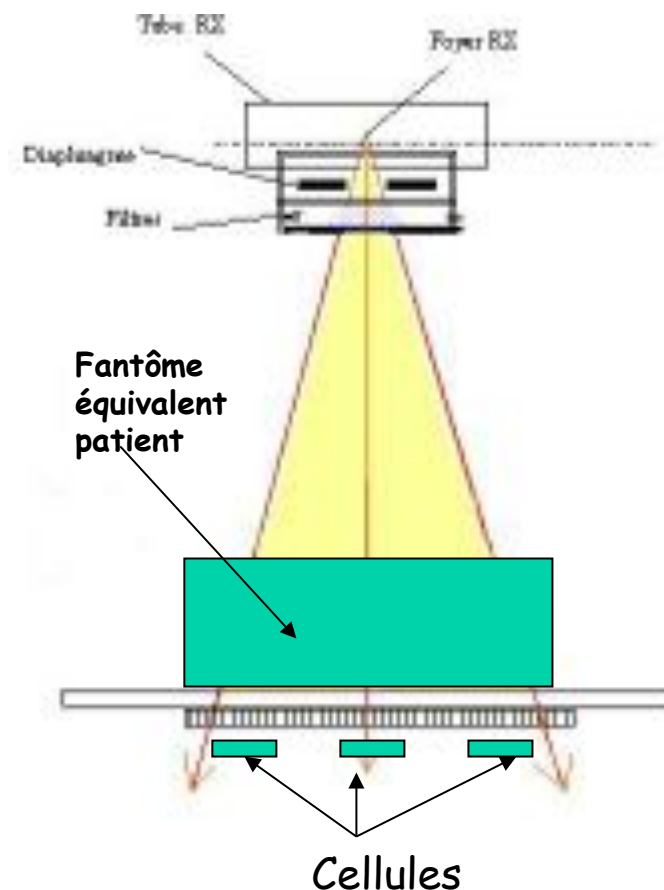
Les cellules

Chaque équipement –ou presque- contient des cellules, habituellement 3, placées devant le détecteur.

Leur rôle est de couper le faisceau primaire dès qu'elles jugent que le détecteur a reçu suffisamment de rayons X pour donner une image de qualité.

Elles sont réglées normalement pour donner un noircissement moyen correspondant au contraste maximum offert par la plaque.

Comme elles peuvent être utilisées séparément ou ensemble, on doit vérifier que chacune d'elles donne un même noircissement du film.



Caractéristique d'une image médicale

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

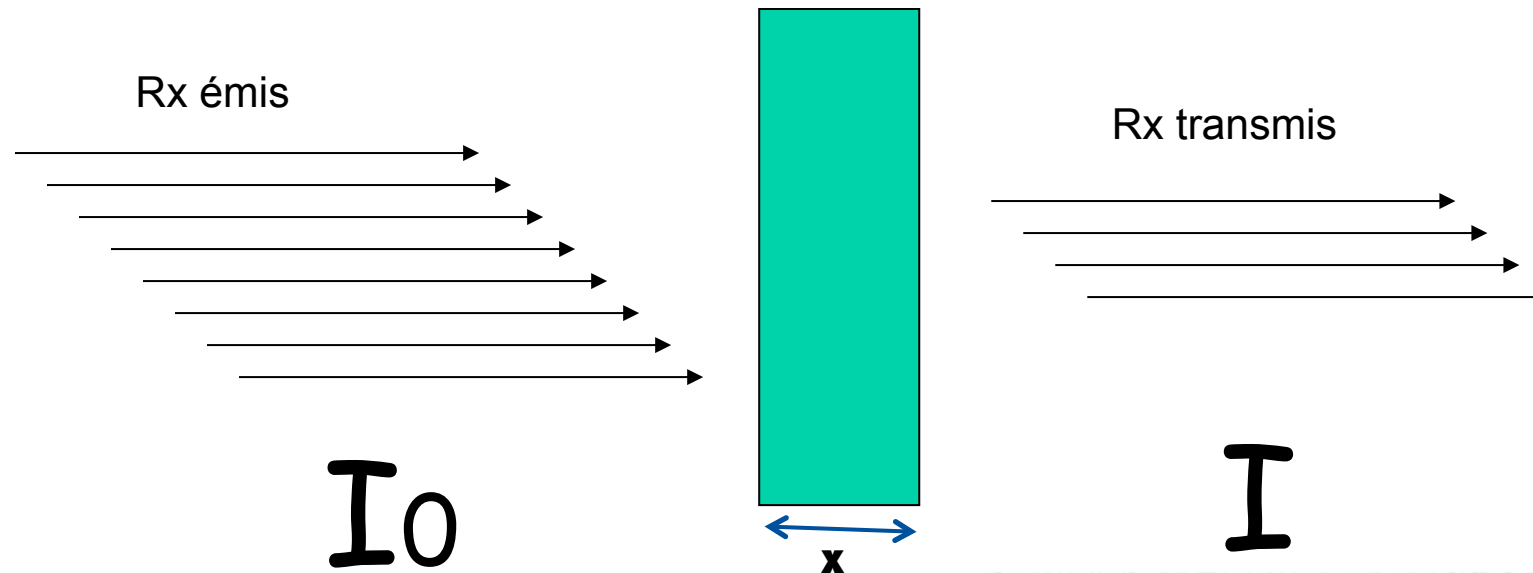
Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

La qualité d'une image médicale se base sur:

- une résolution en contraste qui résulte d'une variation d'intensité (de quantification) du signal analysé
- Une résolution spatiale (détermine le plus petit élément visible)
- Un rapport signal/bruit
- Les paramètres géométriques d'acquisition

Tous ces critères vont dépendre de la chaîne d'acquisition.

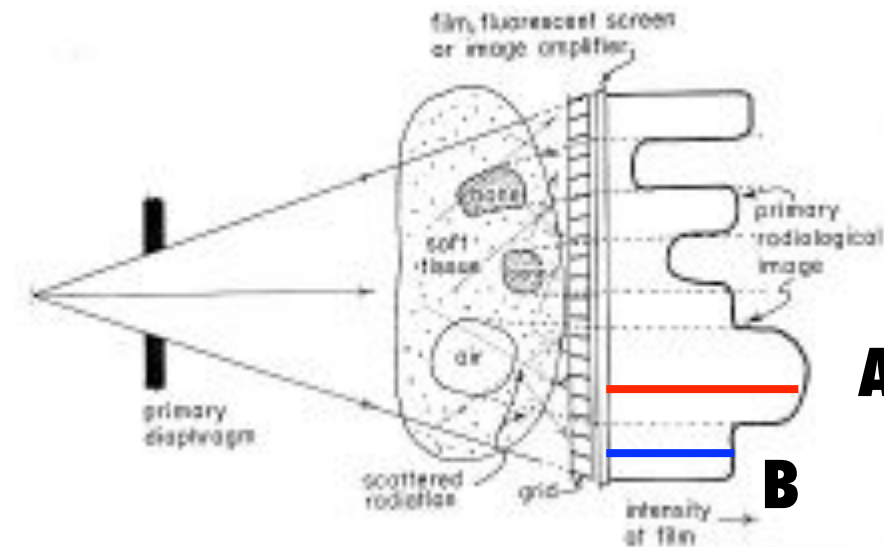
Ex: Radiologie



- En radiologie l'intensité du signal provient du nombre de RX qui vont atteindre le détecteur
- $I = I_0 E^{-\mu x}$
- $\ln(I/I_0) = -\mu x$
- $\mu/\rho =$ coefficient d'absorption massique

Facteurs d'atténuation pour différentes épaisseurs et tensions

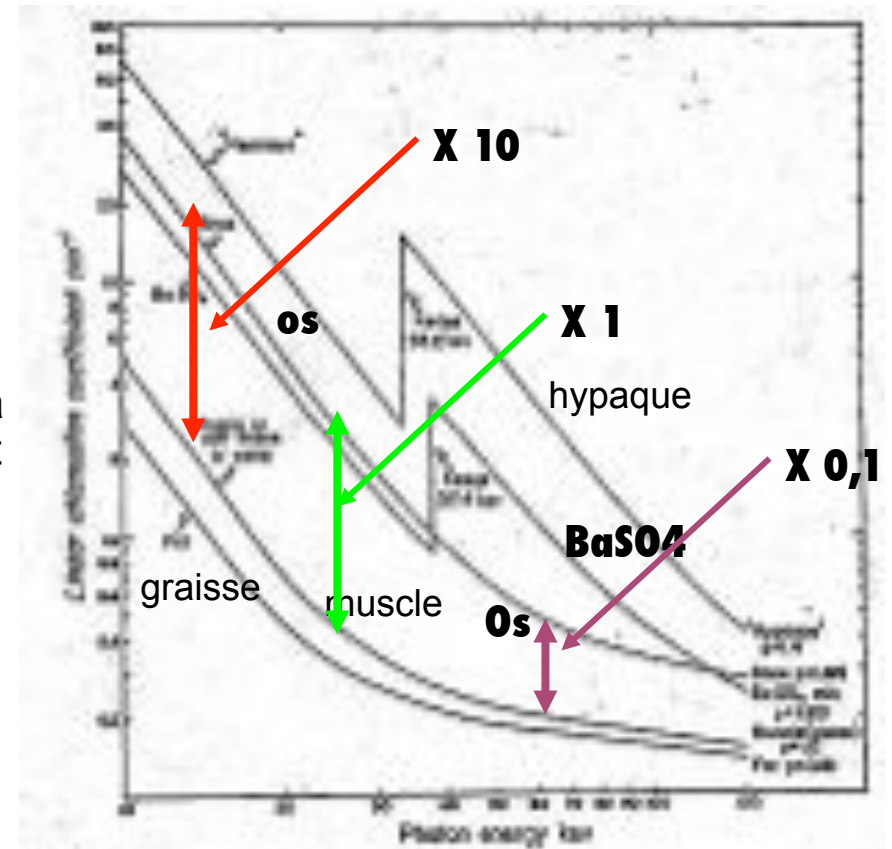
Tension du Tube KV	Epaisseur du Patient				
	15 cm	20 cm	25 cm	30 cm	35 cm
48	140	410	1200	3000	7200
52	110	300	750	1800	4000
56	85	230	550	1300	2300
63	70	180	400	800	1500
69	57	120	290	580	1000
80	45	100	210	400	680
92	35	76	155	290	430
110	28	58	120	200	280



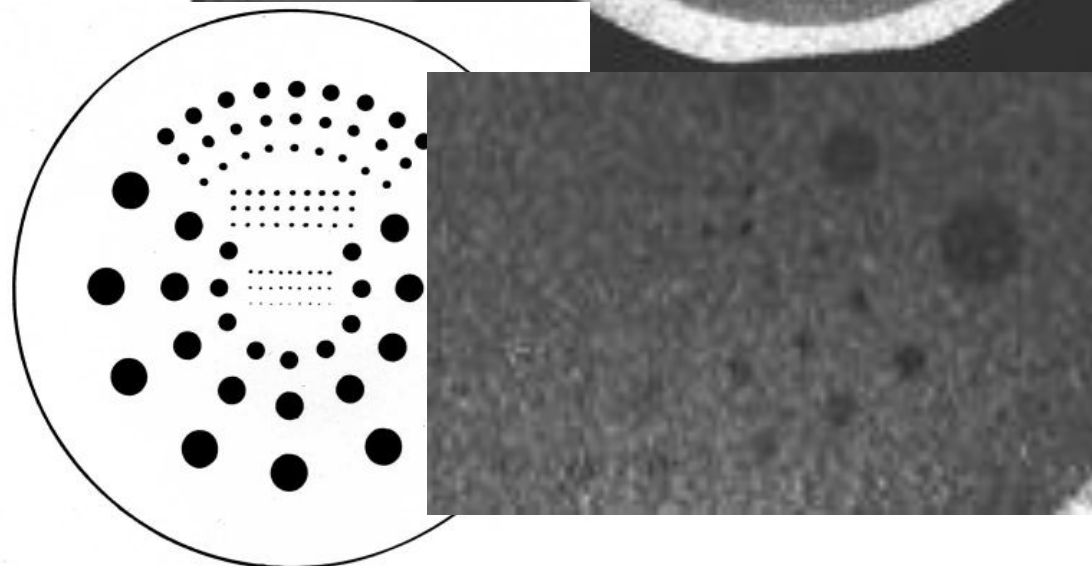
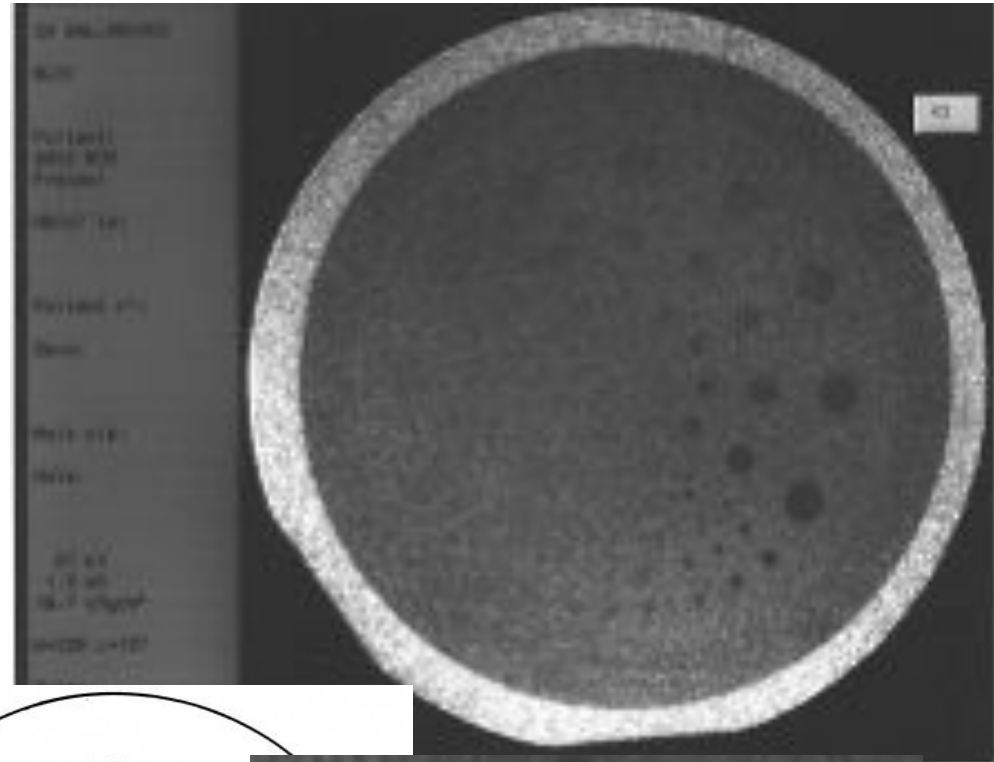
Ce qui est directement lié au contraste qui est obtenu par une différence de quantité de rayonnements X traversant le patient. Cette différence est liée à la différence de coefficient d'absorption

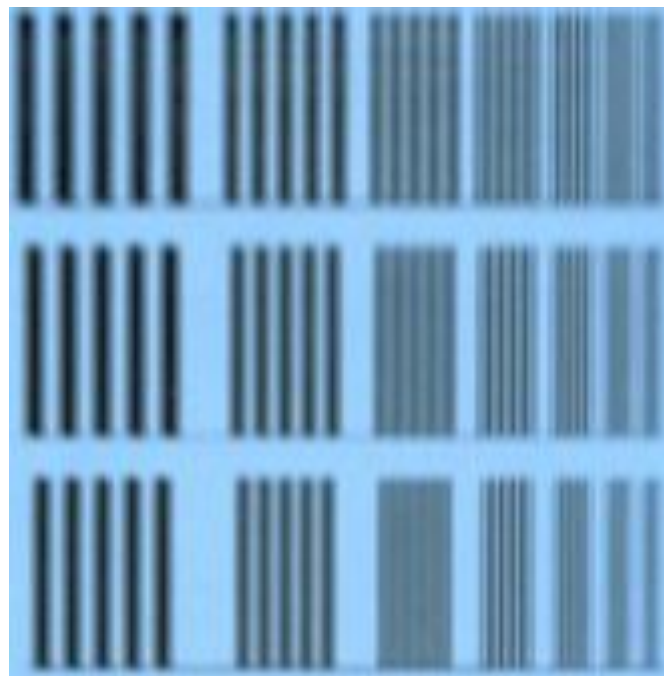
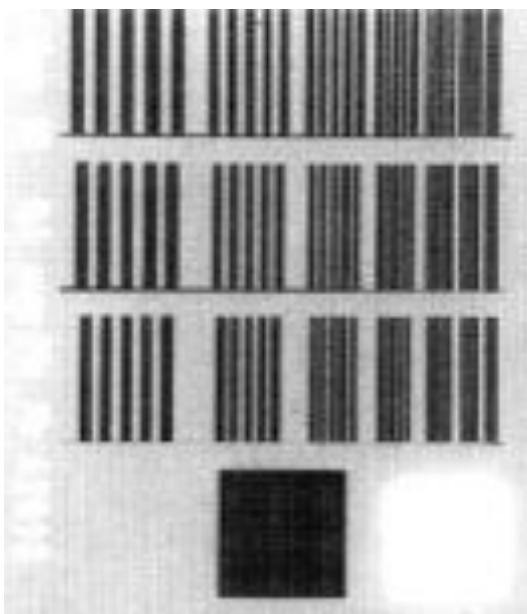
- $C_{\text{Contraste}} = (E^{-\mu_{\text{tissus A}}^x} - E^{-\mu_{\text{tissus B}}^x}) / E^{-\mu_{\text{tissus A}}^x} =$
- $1 - (E^{-\mu_{\text{tissus B}}^x} / E^{-\mu_{\text{tissus A}}^x})$
- $C_{\text{Contraste}} = 1 - E^{(\mu_{\text{tissus A}} - \mu_{\text{tissus B}})x}$

- Le contraste dépend de la différence des coefficients d'absorption.
- En passant, par exemple de 10 à 20 keV, la différence des coefficients est pratiquement divisée par 10...
- Ces courbes vous aident-elles à comprendre qu'une mammographie est faite à bas kV (25 à 32), une radio pulmonaire à haut kV (120), une radio abdominale vers 70 kV ?



- **Détails à bas contraste**
- Pour quantifier la performance d'une procédure et d'un équipement à visualiser les faibles contrastes, on utilise un objet test comme celui ci (nommé TO 10 pour amplificateur de brillance)
- L'expérience montre que pour voir les faibles contrastes il faut que la structure ait une dimension suffisante, une dimension d'autant plus grande que le contraste recherché est faible.
- Cette visibilité des structures à faible contraste est fortement dépendante du bruit dans le cliché.. Elle est assez subjective.





Résolution spatiale

La mire de Huttner contient 21 séries de 5 barres dont la résolution va de 0,5 à 5 pl/mm. L' image a été obtenue en plaçant cette mire à la sortie d' un collimateur avec un film sur la table patient.

On « voit » que les détails fins de l' objet sont de plus en plus mal reproduits. Ils vont jusqu' à disparaître . Le contraste entre les parties claires et sombres devient également de plus en plus faible jusqu' à s' annuler. On dit, dans ce cas, que la modulation des barres (le contraste entre les barres et les intervalles) diminue progressivement jusqu' à zéro.

Le Facteur de Transfert de la Modulation FTM

Effet de la dimension du foyer:

- Si l'objet est une sinusoïde, la valeur en chaque point de l'image est approximativement la valeur moyenne de la sinusoïde calculée sur la dimension du foyer.
- Ainsi une sinusoïde sera vue comme une sinusoïde de la même fréquence, mais avec une amplitude (**UNE MODULATION**) moindre.
- La MODULATION est transmise avec un FACTEUR (dit de **TRANSFERT de la MODULATION; FTM**) (A_i/A_s) inférieur à 1. Il sera de 1 pour un foyer ultra-fin... et de 0 pour le gros foyer limité par les flèches jaunes. La valeur du facteur est intermédiaire pour les foyers plus petits.

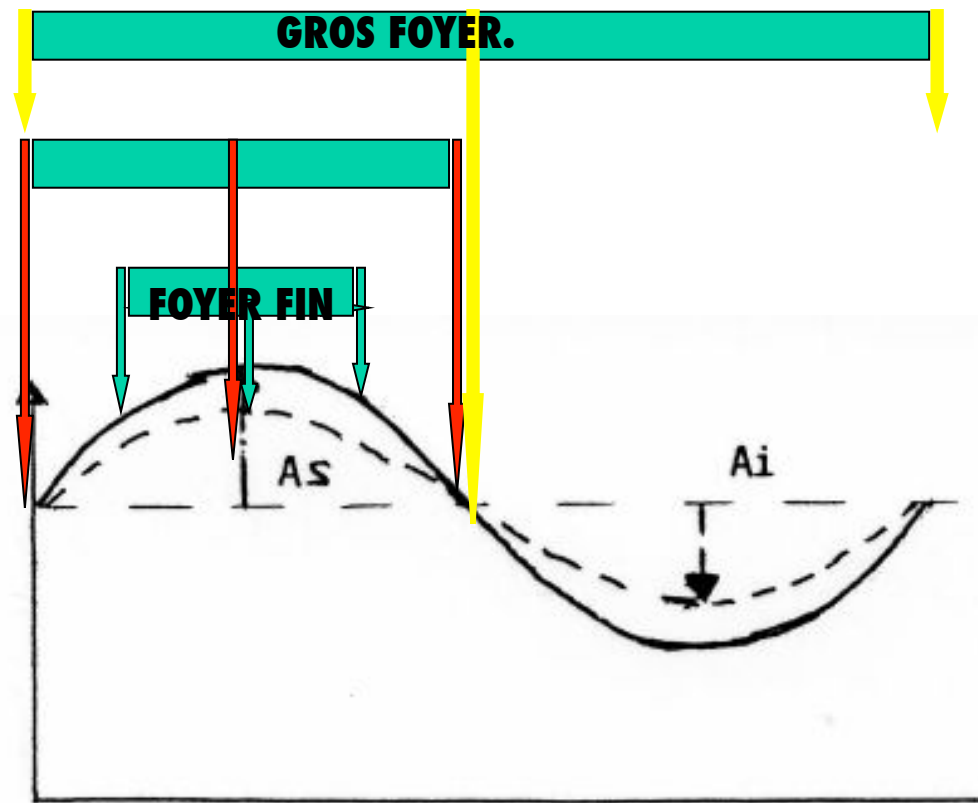
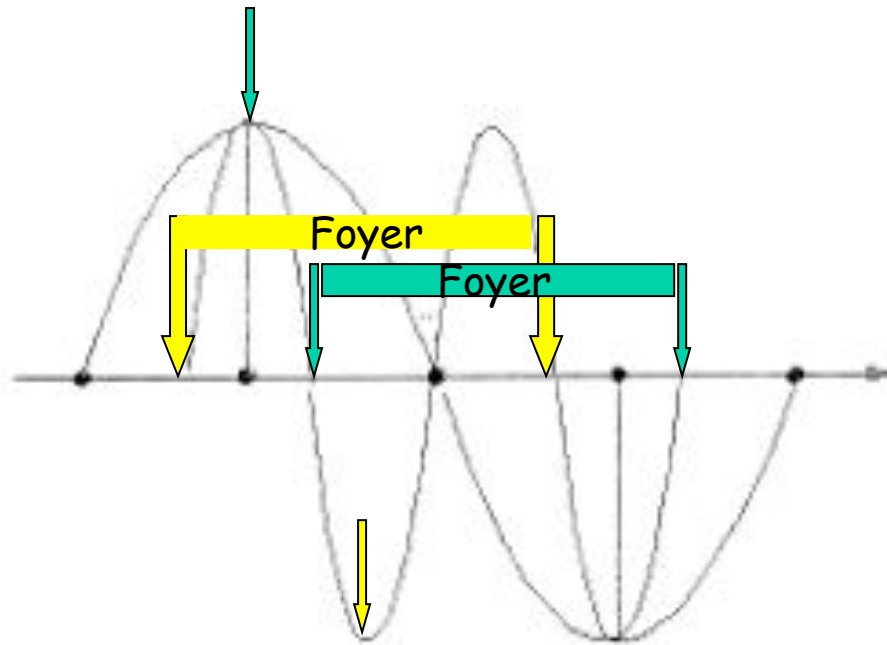


figure IV-6

Plus la fenêtre est large (vert>...rouge>...jaune), moins la modulation transmise sera bonne. Elle sera même nulle avec la fenêtre en jaune qui « voit » un cycle complet... La valeur enregistrée ne change pas lorsque la fenêtre se déplace.

Fréquence de coupure et inversion de phase:

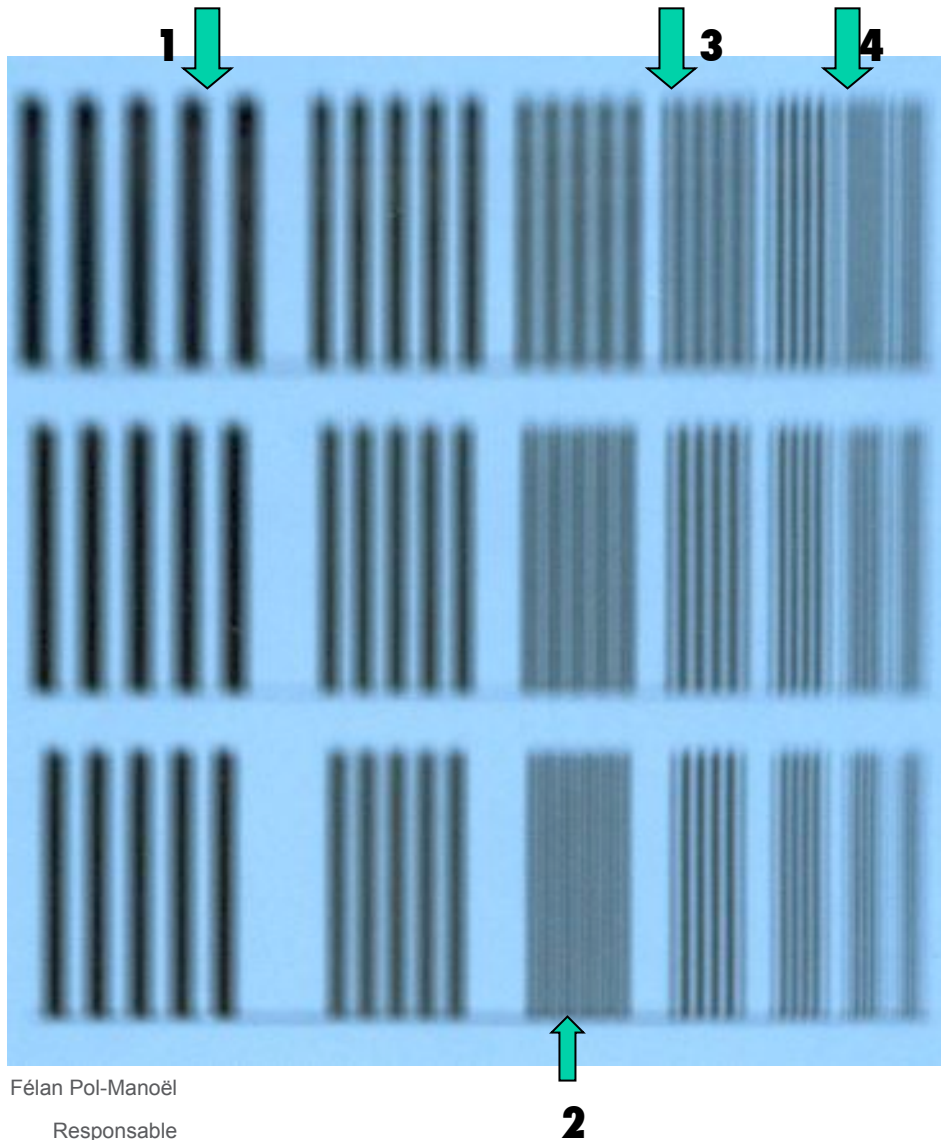


Nous venons de voir que si la fenêtre d'observation correspond exactement à un cycle, la valeur résultante est toujours nulle. La modulation de la sinusoïde est alors nulle.

On est alors à la **FREQUENCE de COUPURE**.

Si on observe la sinusoïde avec une fenêtre encore plus grande ('exemple fenêtre verte sur la sinusoïde de haute fréquence...) on voit dans la fenêtre deux pics et un creux alors qu' au centre, au point où on place la valeur lue (ici positive) il y a un creux (valeur négative)... Si on déplace la fenêtre en position jaune (décalage d' un demi cycle) on voit dans la fenêtre deux creux et un pic . La valeur lue est alors négative alors que la source originale est positive en ce point....

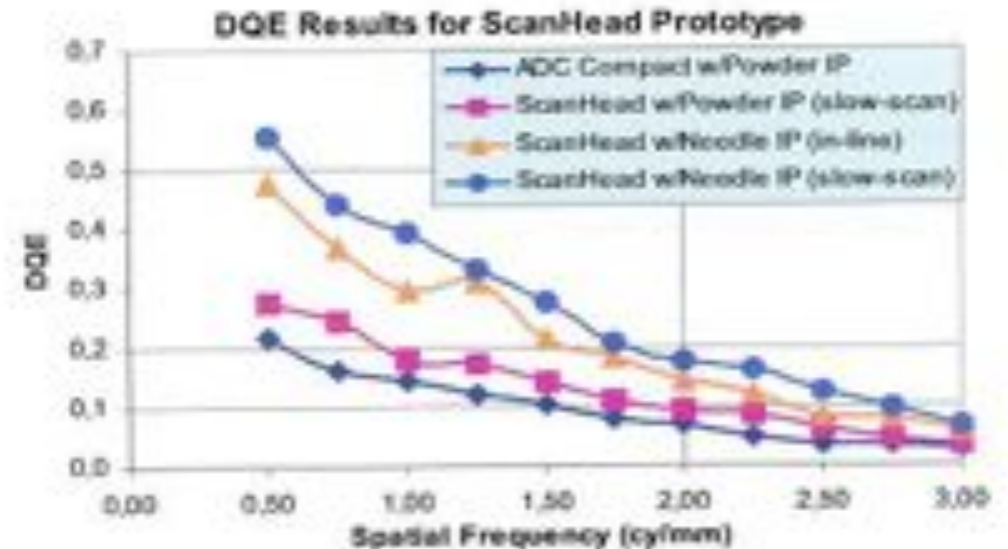
Il y a ce que l' on appelle une **INVERSION de PHASE**.. On voit un maximum quand il y a en réalité un minimum, et l' inverse. C' est ce qui explique sur la mire de résolution spatiale qu' au delà de la fréquence de coupure on n' ait plus que 4 barres au lieu de 5.



Exemple sur une mire de résolution:

- On peut voir sur cette image que plus la fréquence du groupe de barres augmente, plus la modulation de l'image est dégradée jusqu'au point 2 où elle est presque nulle.
- La fréquence en 2 est appelée fréquence de coupure.
- Pour une fréquence plus élevée (entre 2 et 4, en 3) on voit que l'on a une inversion de phase repérable au fait que l'on ne voit plus 5 paires de lignes par groupe mais 4. Les barres noires sont localisées là où il devrait y avoir un espace.
- On a une seconde inversion de phase au delà du point 4 alors qu'il ne reste plus apparemment que 3 paires de lignes par groupe !
- La courbe qui représente le facteur de transfert de ma modulation pour toutes les fréquences est appelée « FONCTION de TRANSFERT de MODULATION (FTM) »

- On peut raisonnablement suspecter les détecteurs numériques de ne pas avoir la même sensibilité, de donner des clichés de qualité différente, quant au bruit notamment, pour une même dose donnée au patient. Il faut donc tenir également compte du bruit dans l'image pour caractériser les performances des capteurs plans
- Pour cela une nouvelle caractéristique a été établie, la DQE (**D**etection **Q**uantum **E**fficiency... ou Efficacité de Détection Quantique). Elle est proportionnelle :
 - - au carré de la FTM du détecteur
 - - à l'inverse du carré du rapport des bruits (image/ source)
- La DQE dépend donc de la fréquence spatiale. C'est donc une caractéristique sous forme de courbe. Meilleure elle est, meilleur est le détecteur.



Le rapport signal sur bruit va dépendre de:

- La capacité du générateur HT à délivrer un courant continu stable
- La capacité du tube à RX à produire un faisceau uniforme
- La capacité de la filtration à éliminer les RX mous
- L'épaisseur et la matière de la table qui va augmenter les effets compton
- La capacité de la grille à éliminer les RX incidents
- La spécificité des détecteurs aux RX
- L'efficacité du système d'effacement du détecteur
- L'efficacité du système de lecture du détecteur
- ...

Félan Pol-Manoël

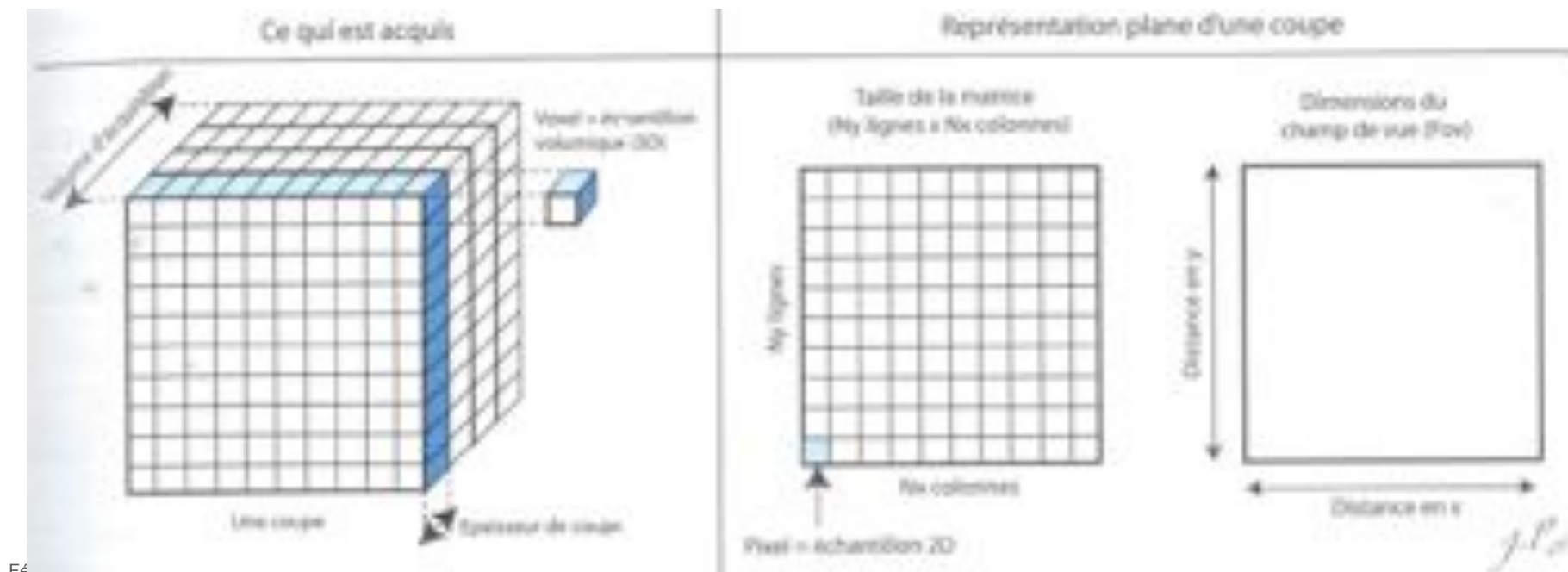
Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

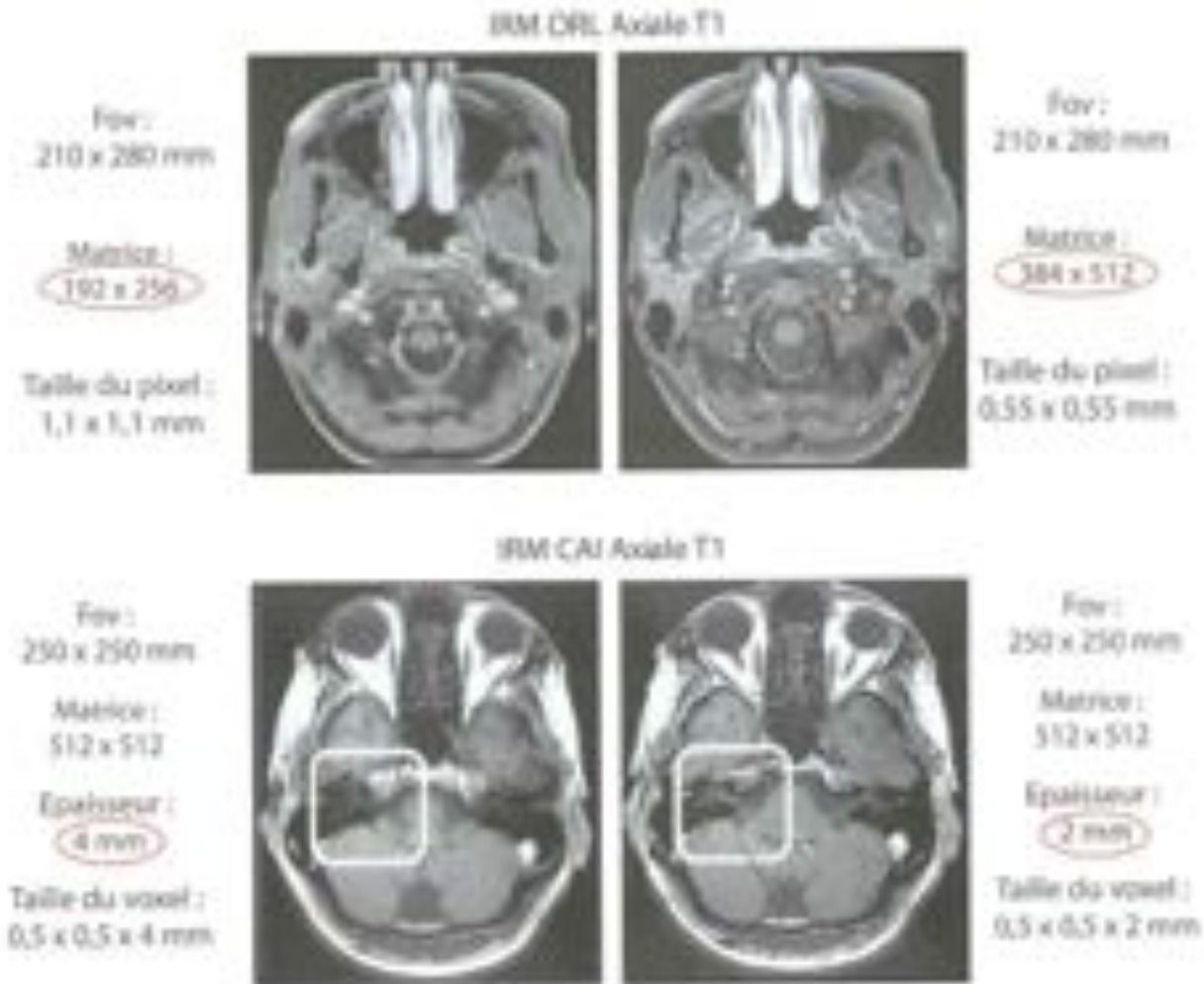
• **Paramètres géométriques de l'acquisition**

- Le champ de vue (Field of View) ou FOV en mm par mm
- L'épaisseur de coupe
- La taille de la matrice
 - Volume du voxel et taille du pixel



Fédération Française
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

- Cas des images numériques: Paramètres géométriques de l'acquisition



La qualité de l'image va aussi dépendre du système de lecture:

- Si la résolution d'affichage est inférieure à la résolution de l'image → perte d'informations
- Si l'écran n'est pas capable d'afficher les différents niveaux de la Look-Up-Table → perte d'informations
- Les traitements informatiques vont modifier l'image et donc peuvent accentuer la visibilité de certains phénomènes souvent au détriment d'autres choses

Félan Pol-Manoël

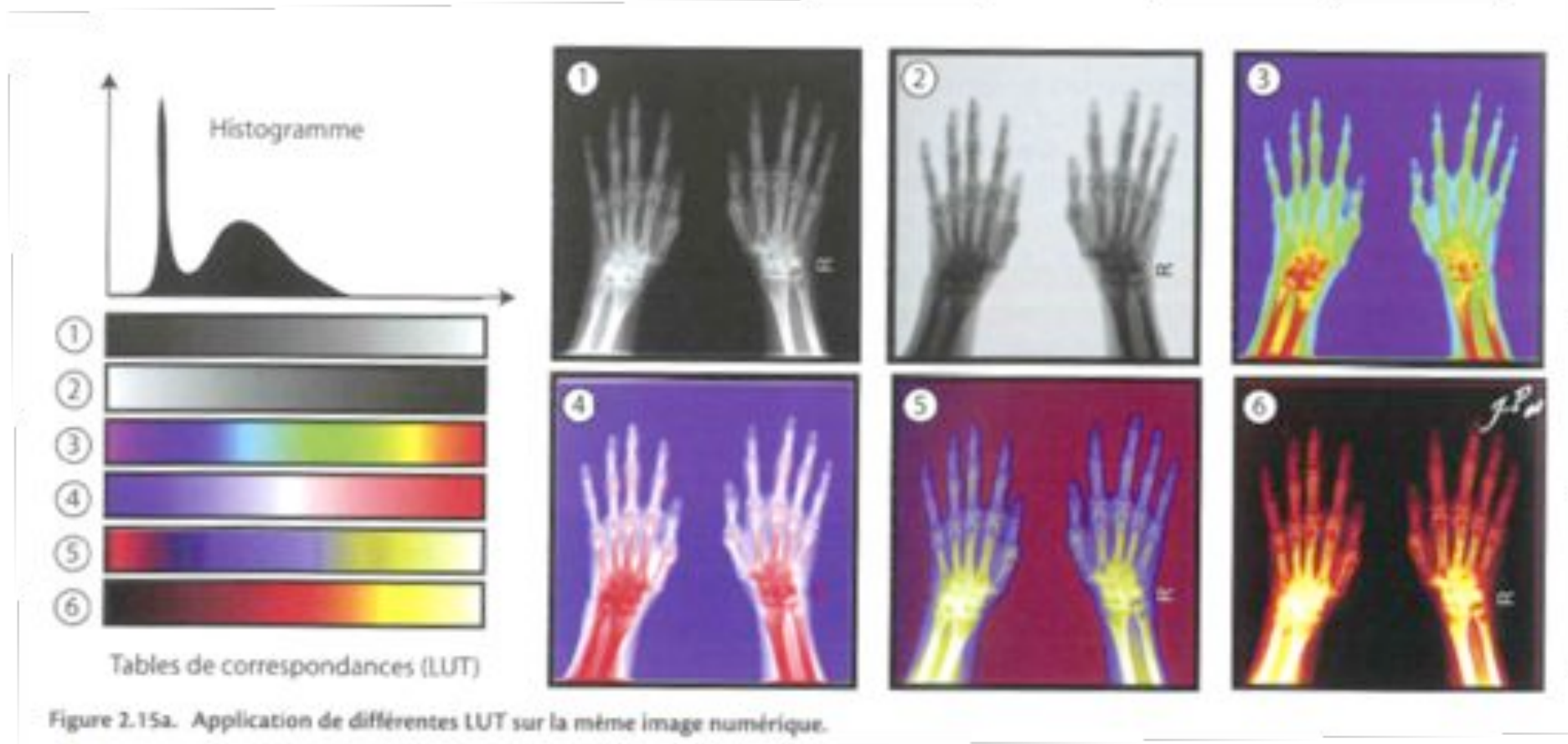
Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

NOTION DE LUT (LOOK-UP-TABLE)

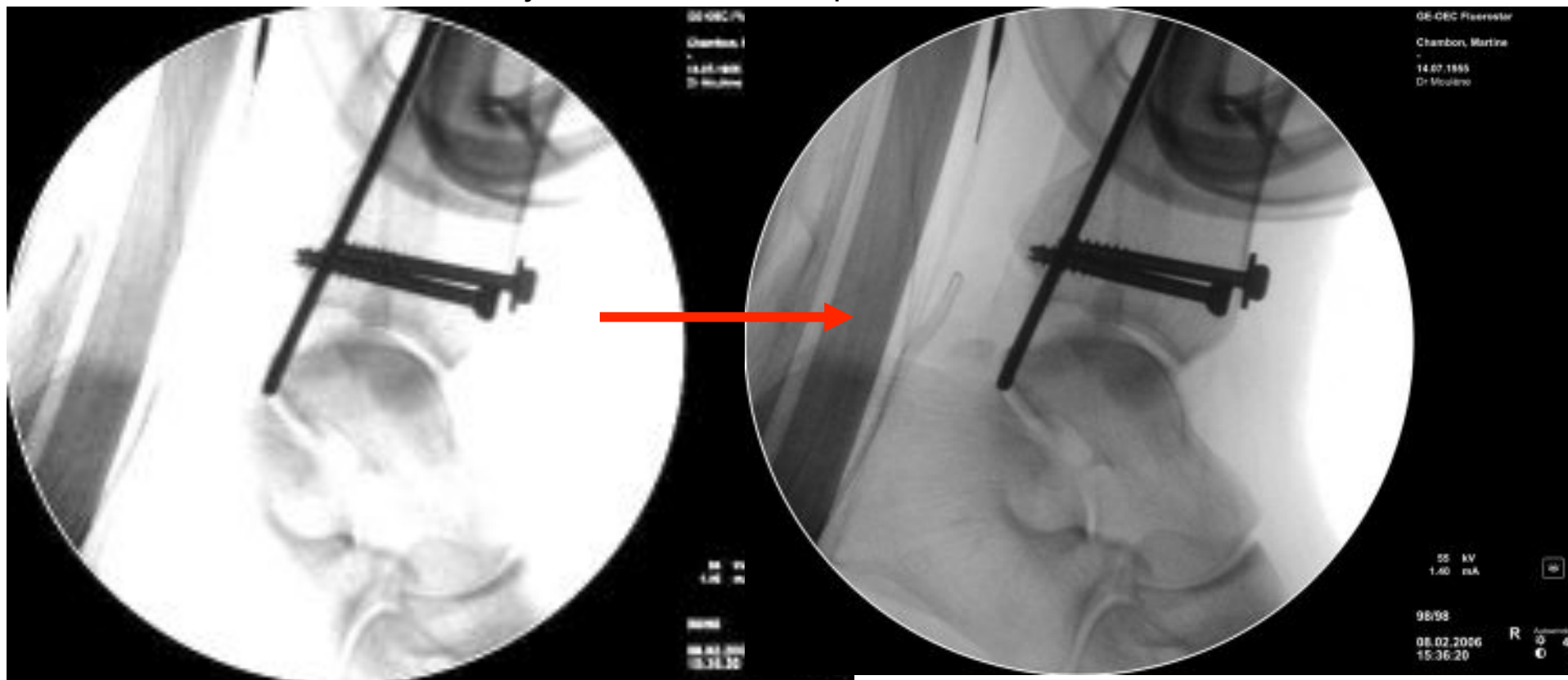
- DIFFÉRENCE ENTRE LA VALEUR DU PHÉNOMÈNE PHYSIQUE DONT ÉMANE L'IMAGE ET L'AFFICHAGE DE CETTE IMAGE



certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Ajustement automatique



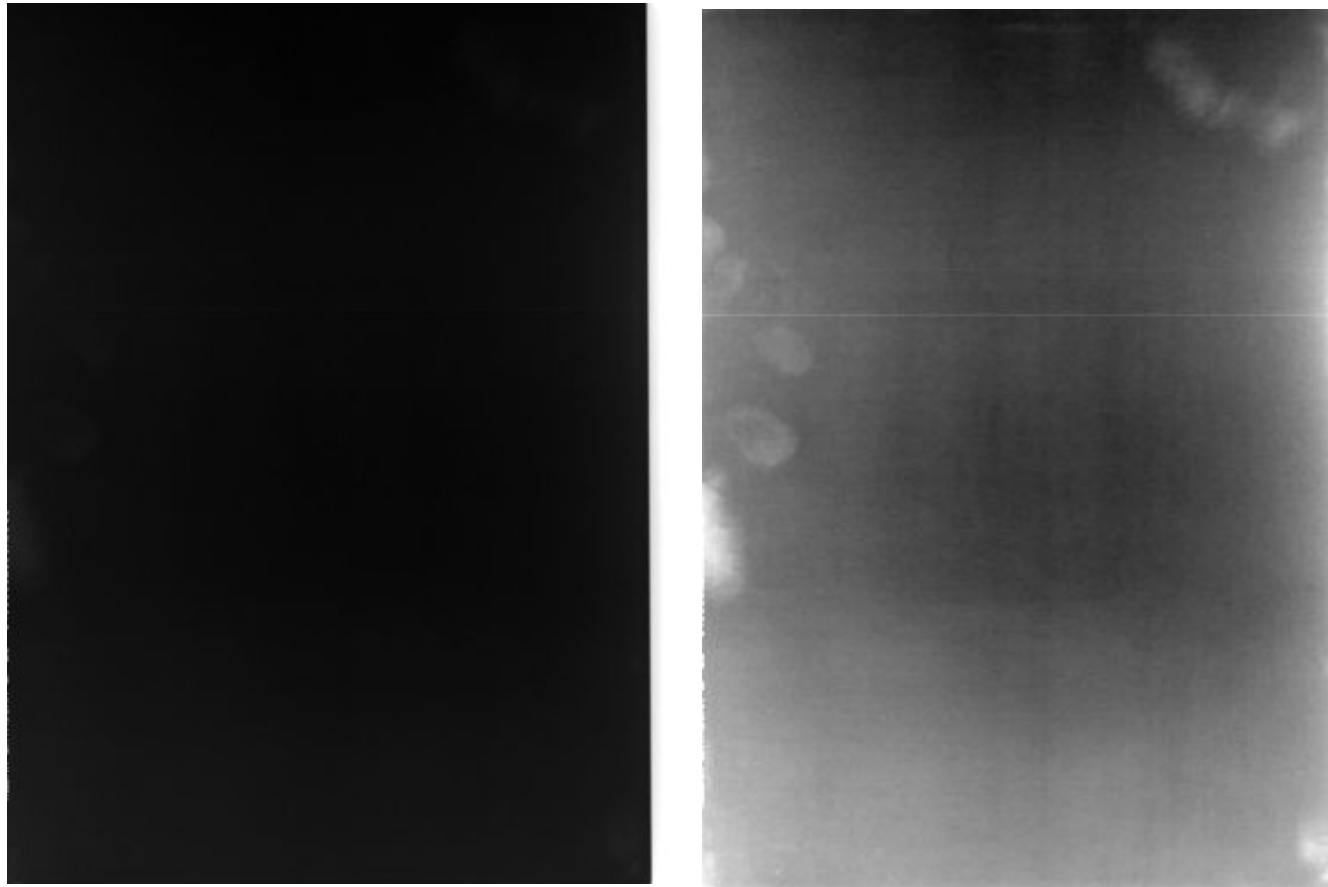
Échelle de gris fixe



Échelle de gris adaptée aux niveaux de gris présents sur l'image

La « qualité » de l'image numérique peut être modifiée par un post-traitement et un affichage adéquat.

La fenêtre de visualisation



Les 2 clichés ci-contre sont en fait les mêmes, mais affichés avec des fenêtres différentes.. On comprend donc rapidement l'importance de son choix.

Tout système moderne doit permettre un ajustement temps réel de l'échelle de gris utilisé pour l'affichage des images, sur les seuls niveaux de gris disponibles.

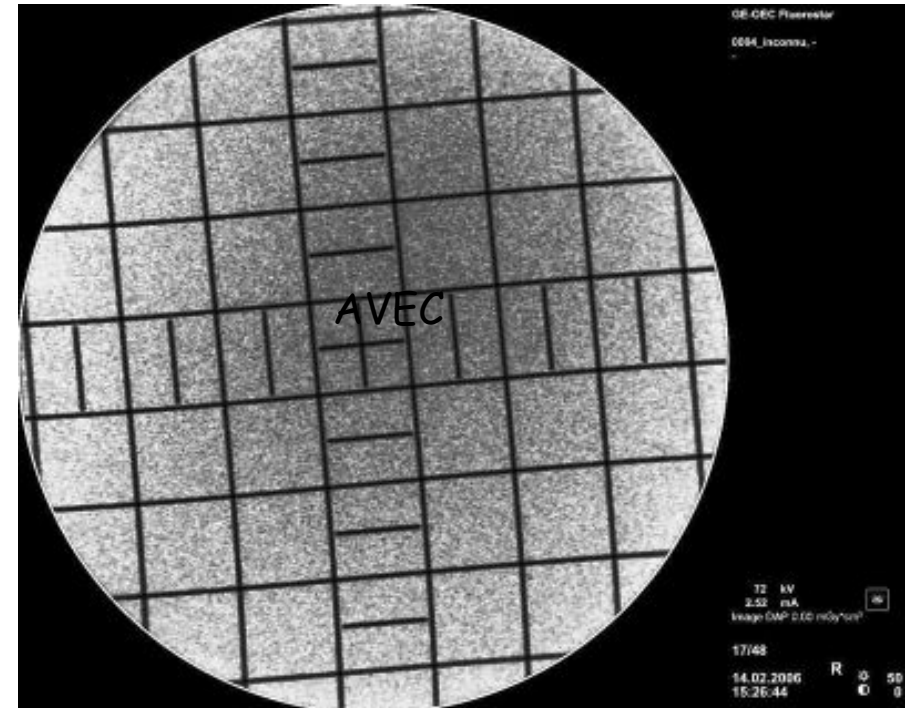
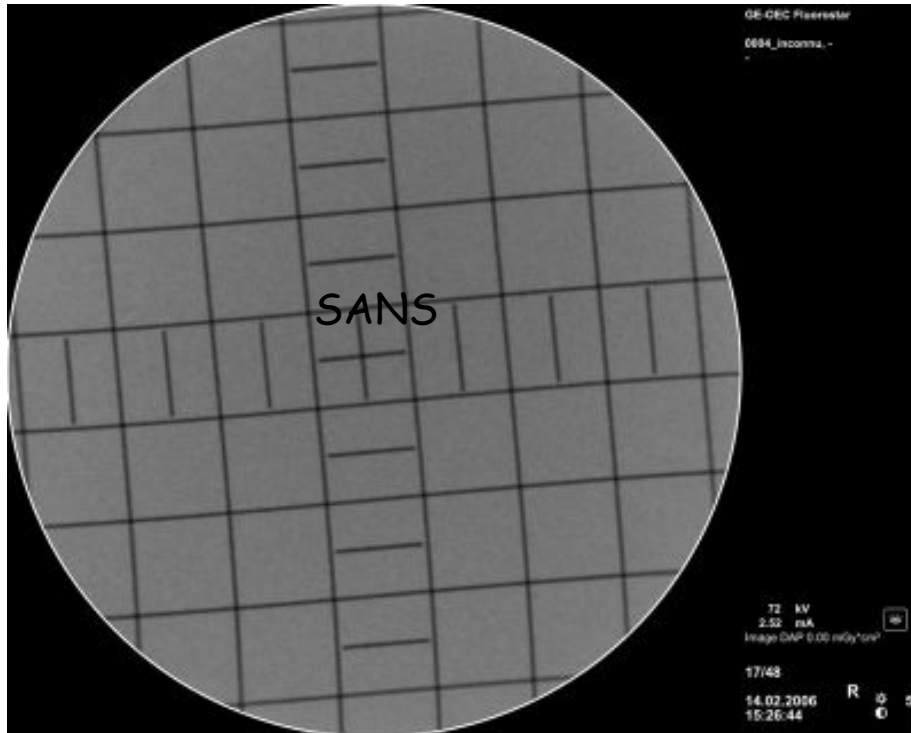
Les images sont ainsi les plus contrastées possible sur l'ensemble des signaux.

Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH

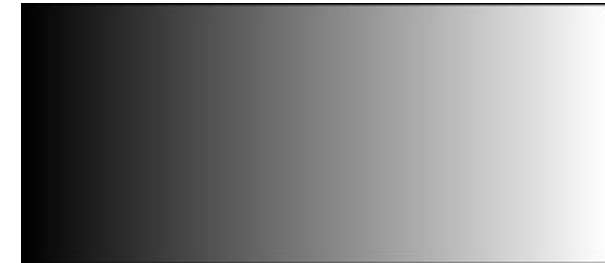
Pol-manoel.felan@utc.fr

Il y a de belles traces de doigts sur ce cliché.. Mais pas forcément visibles !

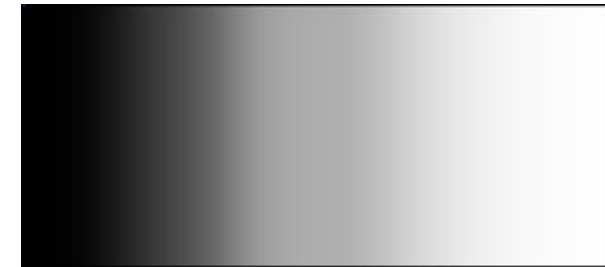
Un exemple de l'effet du rehaussement des contours...



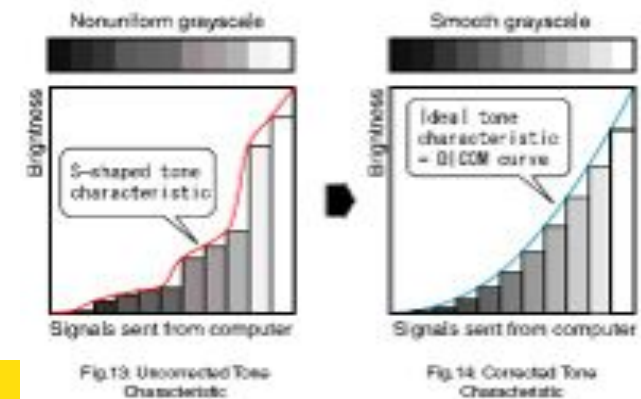
- Les négatoscopes des images numériques sont des moniteurs à 99% maintenant à écran LCD
- Ces écrans ne doivent pas diminuer la qualité diagnostique des images obtenues. Or il existe des moniteurs à des prix très différents !
- On va leur demander d' avoir :
 - une luminosité suffisante, comme les négatoscopes
 - un contraste suffisant et notamment une qualité de noir adéquate
 - des LUT (Look Up Tables) qui donnent une représentation correcte des gris.
 - La possibilité de contrôler et d' ajuster la luminosité



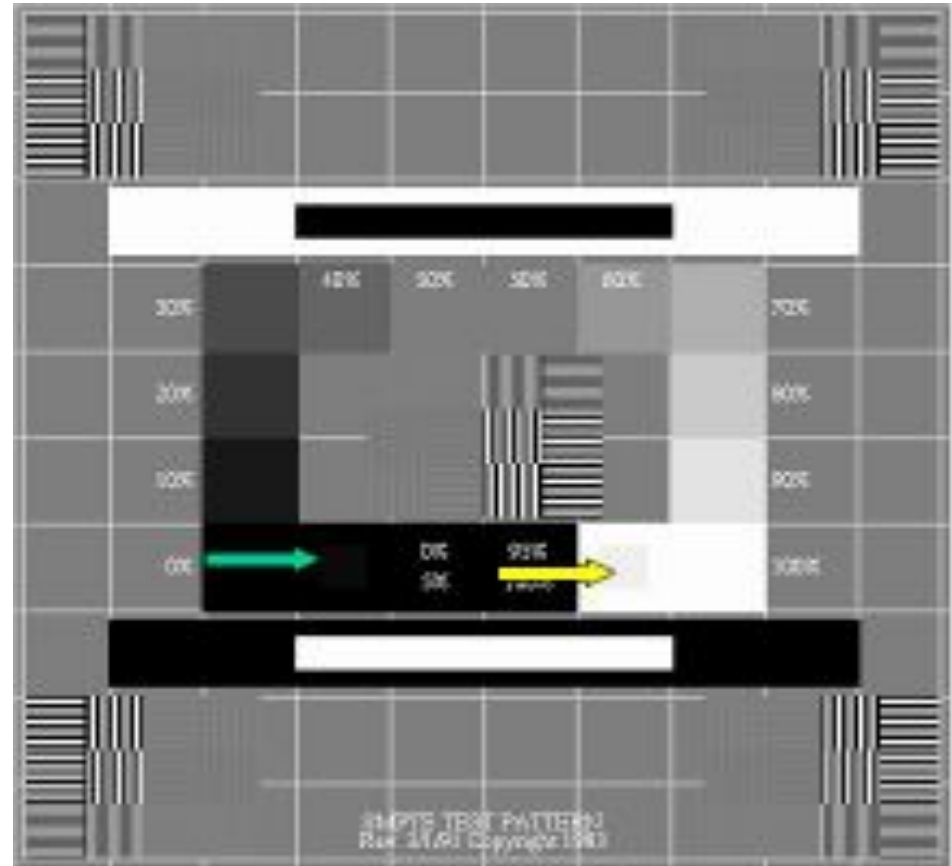
- **Échelle de gris à reproduire**



- **Échelle reproduite (problème)**



- La **mire SMPTE** permet de vérifier la résolution spatiale de l'écran ainsi que l'étendue de son échelle de gris.
- La résolution spatiale se mesure aux 4 coins et au centre de l'image
- Le contraste est visualisé par une série de carrés de gris différent avec un petit carré à 5% dans un carré à 0% et un autre à 95% dans celui de 100%
- Voir osirix



Comparaison avec les autres modalités

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Les amplificateurs de brillances

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

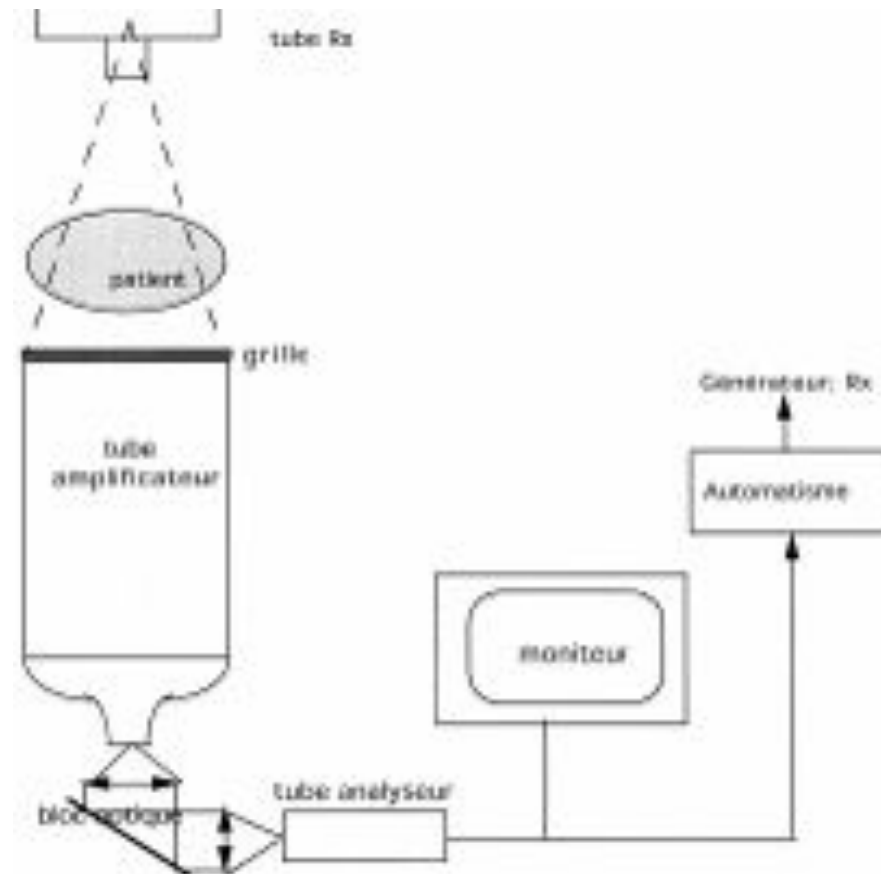
Pol-manoel.felan@utc.fr

Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

- Même principe que la radiologie classique mais vise une image en temps réel
- On utilise donc toujours les RX mais les détecteurs sont différents
- Pour travailler en temps réel, il faut faire de la radioscopie (anciennement fluoroscopie) qui nécessite un amplificateur de brillance,.
- C' est aujourd'hui un détecteur encore couramment rencontré dans les tables télécommandées, les appareils de scopie au bloc opératoire, les équipements utilisés pour le vasculaire, la coronarographie.
- On voit ici (flèche verte) un tube amplificateur de brillance de grand diamètre (38 cm) dans sa gaine.

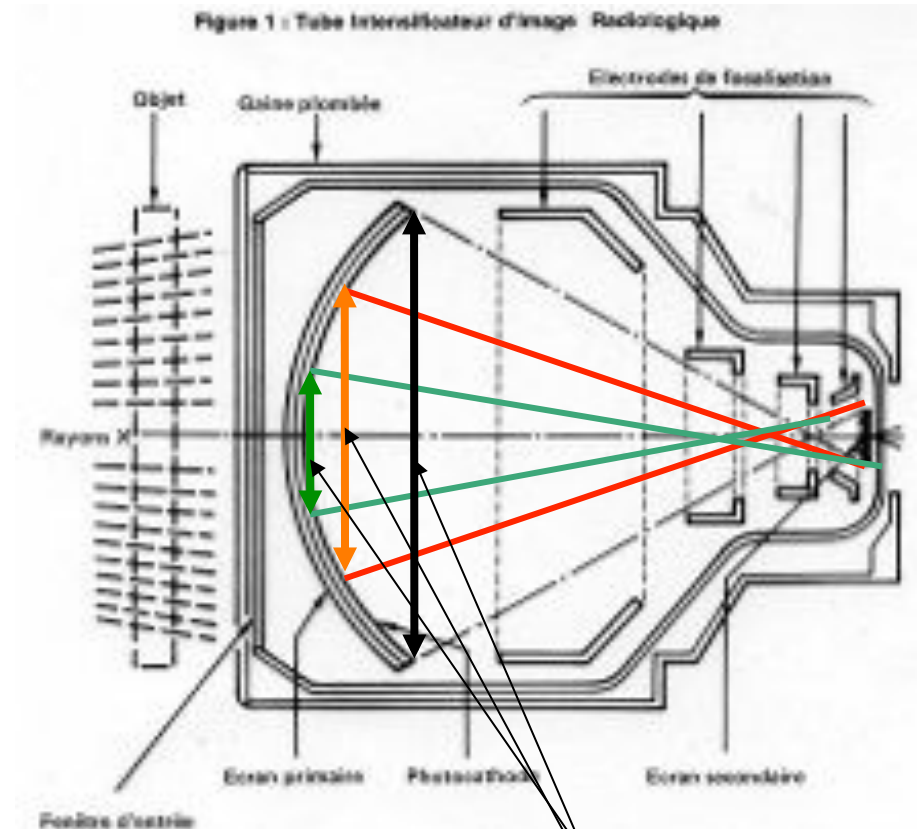


- Une chaîne de fluoroscopie télévisée comprend le tube amplificateur placé, comme toujours derrière une grille.
- Le tube transforme l' image radiologique en une image lumineuse sur sa face de sortie, de petites dimensions (1 à 1,5 pouce).
- Un bloc optique renvoie l' image sur la face d' entrée d' un tube analyseur (maintenant un CCD) qui transforme l' image lumineuse en un signal vidéo qui est utilisé pour afficher l' image sur un moniteur.
- La partie centrale du signal vidéo est analysée par un automatisme qui agit sur le générateur de façon à ajuster automatiquement les kV et mA du faisceau de façon à ce que l' image soit suffisamment brillante pour être vue des utilisateurs.

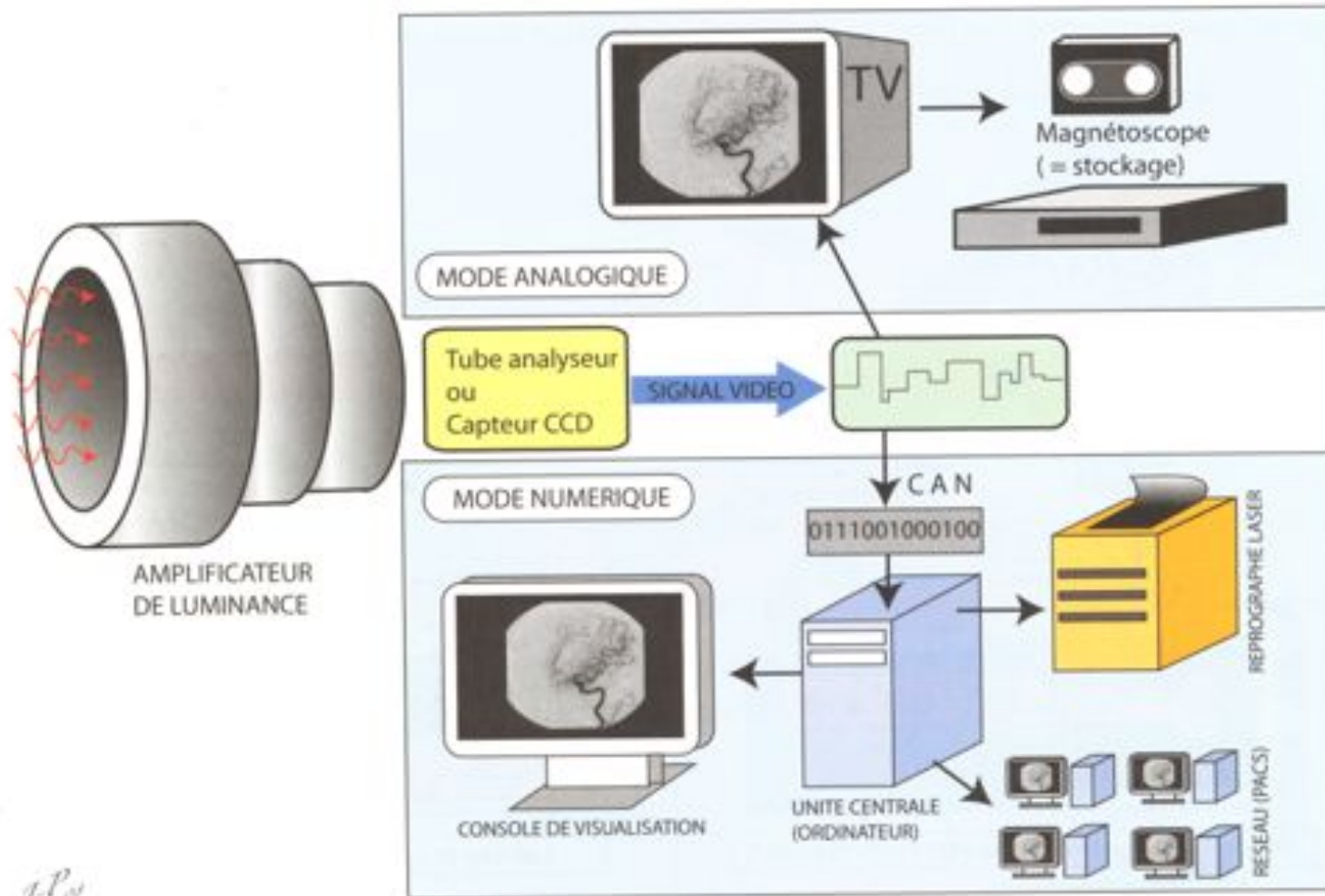


Félan Pol-Manoël
 Responsable
 certification ABIH
 Pol-manoel.felan@utc.fr

- Le tube amplificateur lui même est constitué par un tube de verre dans lequel on fait le vide. Sa fenêtre d'entrée est suffisamment mince pour ne pas trop absorber les rayons X
- Les X tombent sur un écran primaire qui transforme l'énergie de X en photons lumineux.
- Ces photons lumineux sont immédiatement transformés en photo-électrons dans la photocathode.
- Les électrons sont alors soumis à un champ électrique important qui les attire vers la face de sortie du tube alors qu'ils sont focalisés par plusieurs électrodes de focalisation.
- Les électrons cèdent alors leur énergie sur la face de sortie, l'écran secondaire, couverte d'un phosphore.
- A quelques distorsions près, l'image lumineuse obtenue est homothétique de l'image radiologique incidente.

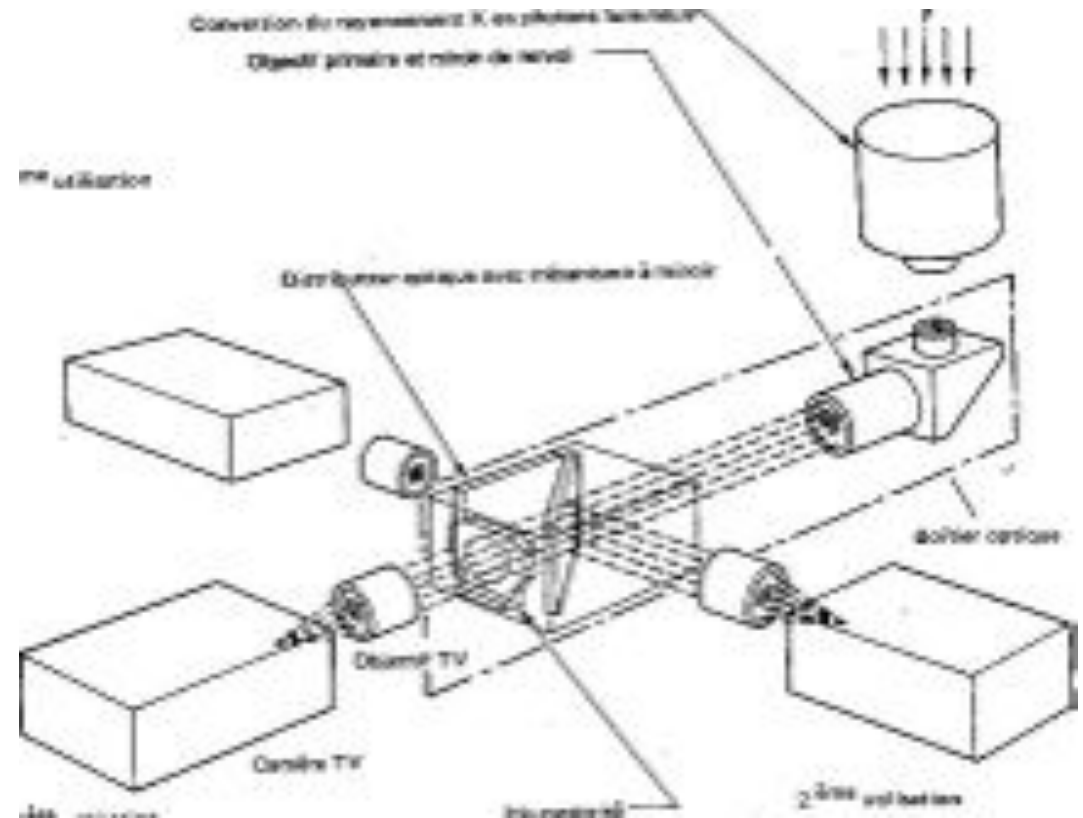


Champs de l'amplificateur



J.P.

- Le bloc optique, constitué d'objectifs et d'un miroir de renvoi dirige la lumière vers un distributeur optique comme celui du schéma ci-contre ou directement sur le tube analyseur.
- Le miroir du bloc optique permet de placer le tube analyseur à 90° du tube amplificateur pour que l'ensemble ne tienne pas trop de place, notamment au bloc opératoire. Ce qui permet également de mieux protéger le tube analyseur des chocs, fréquents dans un bloc opératoire.



Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

- Les tubes analyseurs sont des tubes du même type que ceux qui étaient utilisés dans les caméras de télévision.
- Très sensibles, ils vieillissent également assez vite, avec un gain qui baisse, de sorte qu'il faut ouvrir progressivement tout iris placé devant de façon à augmenter la quantité de lumière incidente.
- Les techniciens peuvent compenser ce vieillissement en augmentant le gain interne du tube...ce qui se traduit par une augmentation progressive du bruit de fond du signal vidéo... et gêne la visibilité des signaux les plus bas
- Ils sont maintenant remplacés par des détecteurs CCD, qui semblent vieillir moins rapidement et numérisent directement l'image fournie.

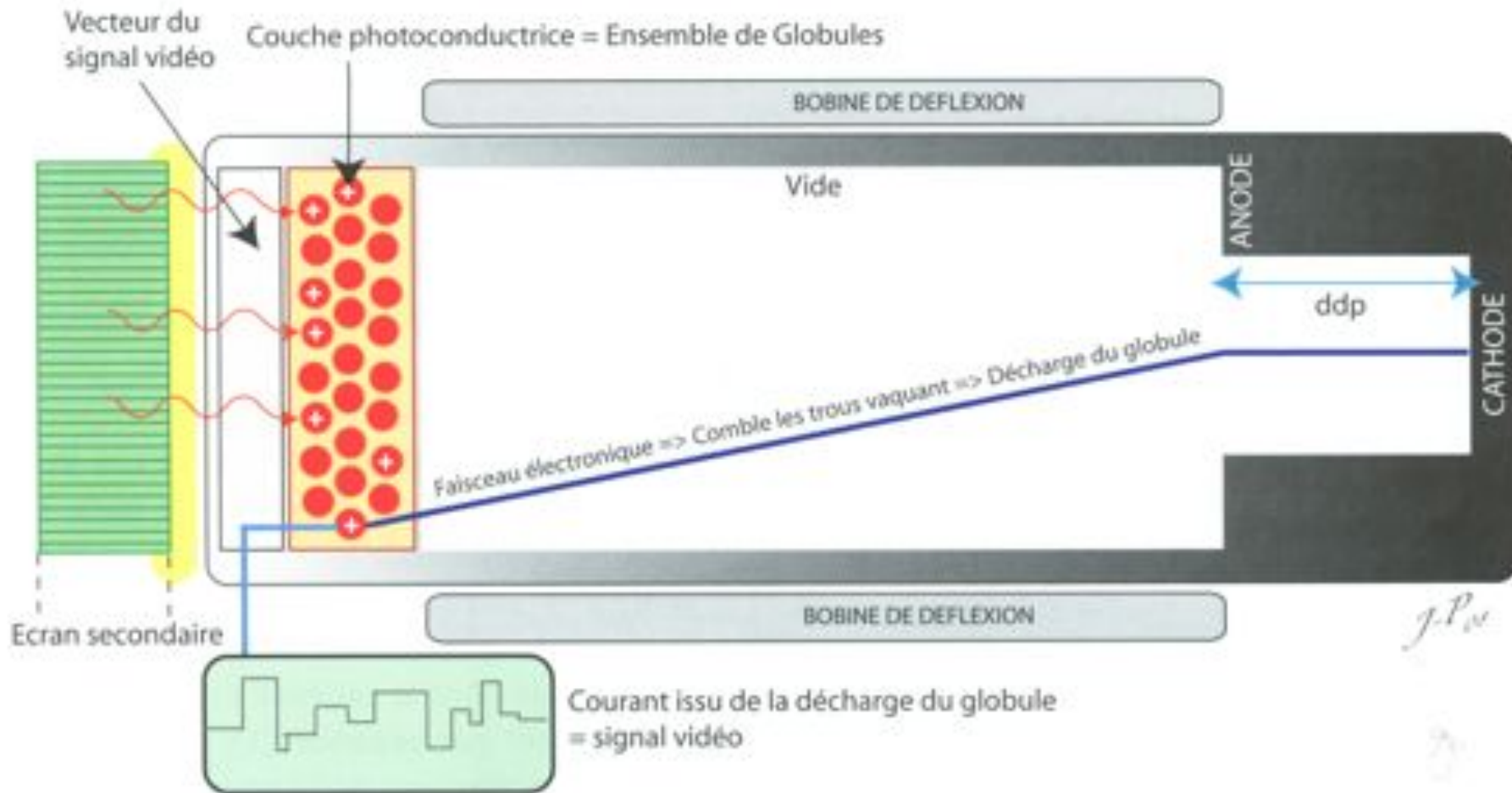


Félan Pol-Manoël

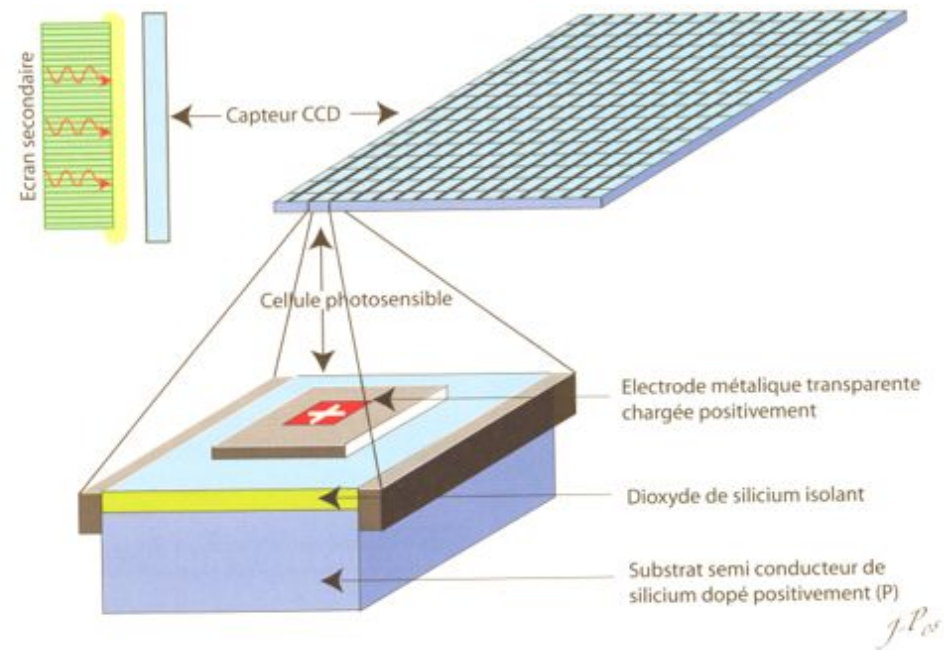
Responsable

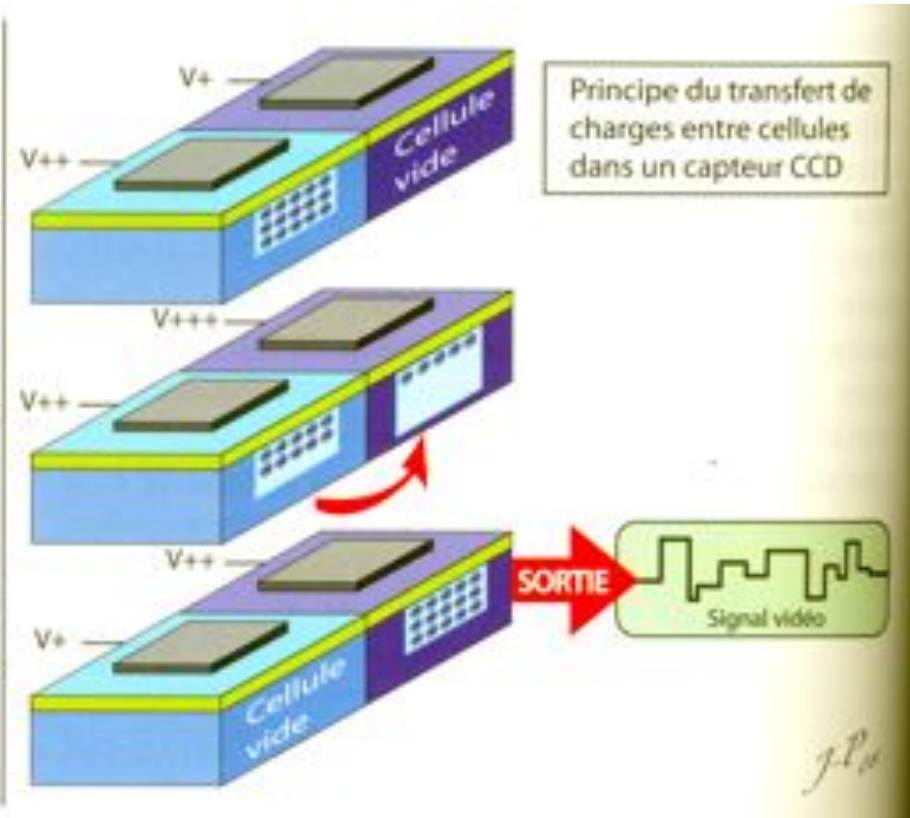
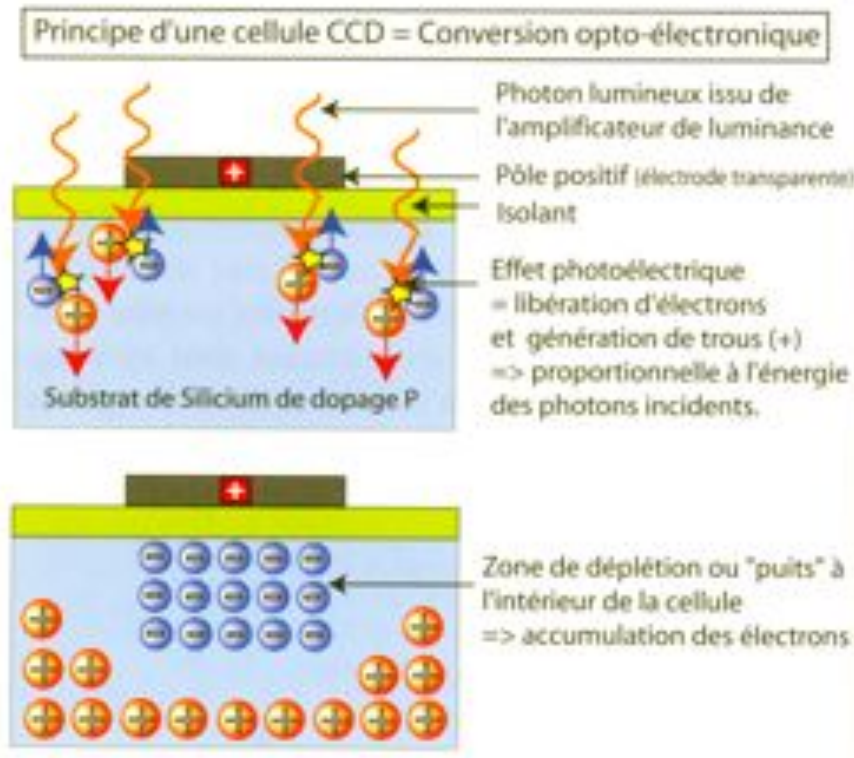
certification ABIH

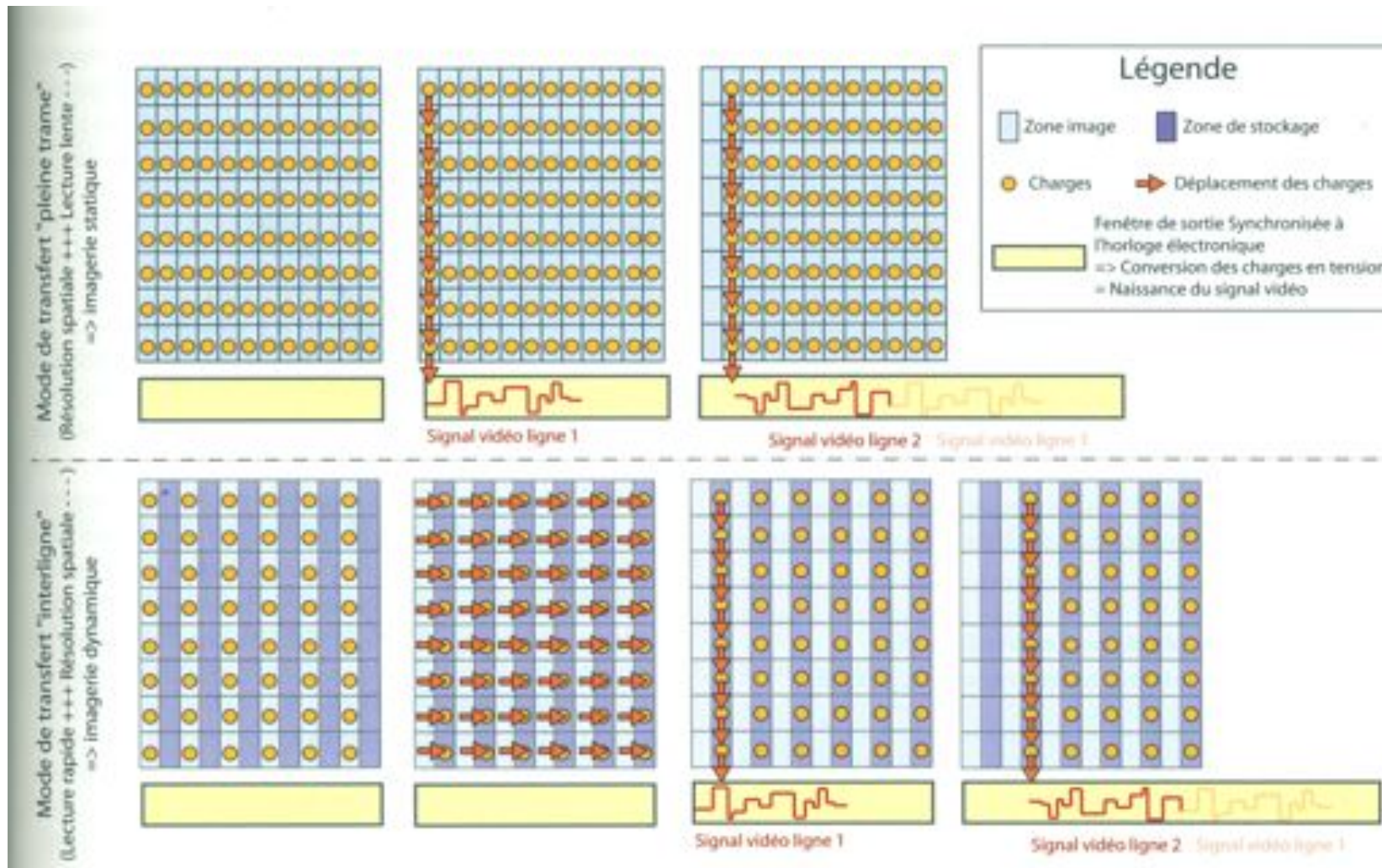
Pol-manoel.felan@utc.fr



J.P. v







Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

La tomomodensitométrie

Félan Pol-Manoël

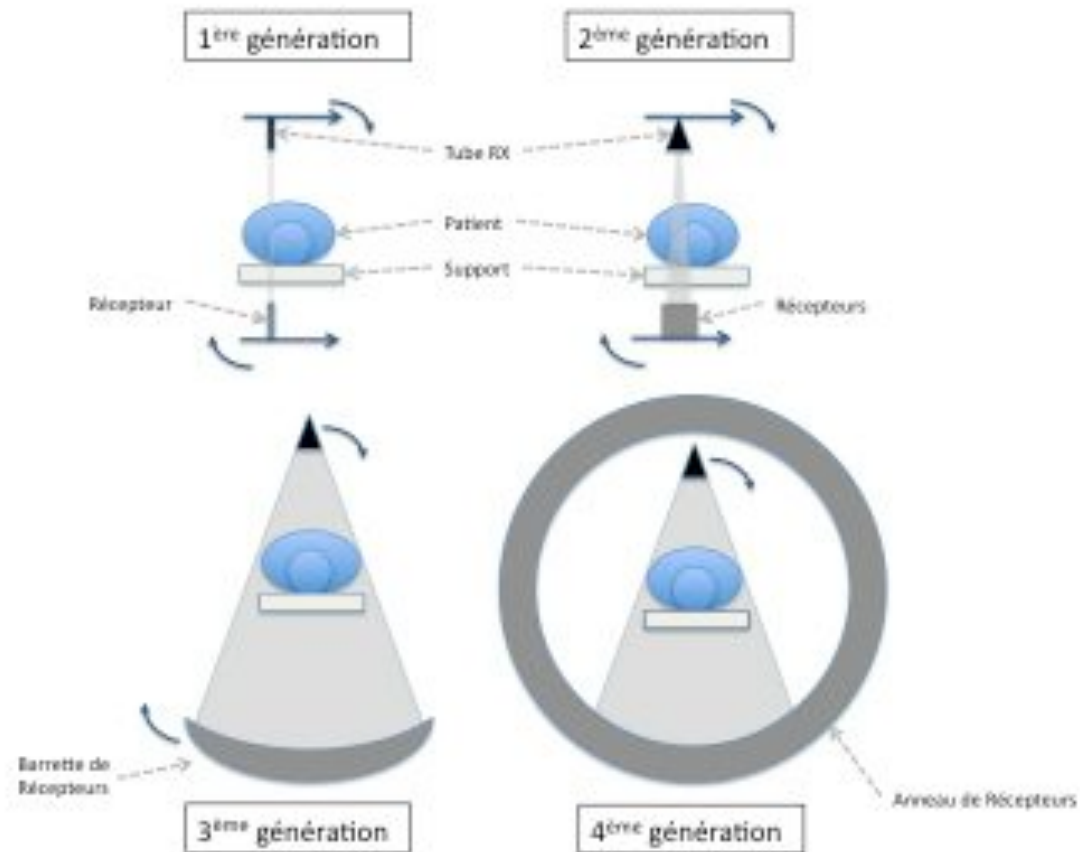
Responsable

certification ABIH

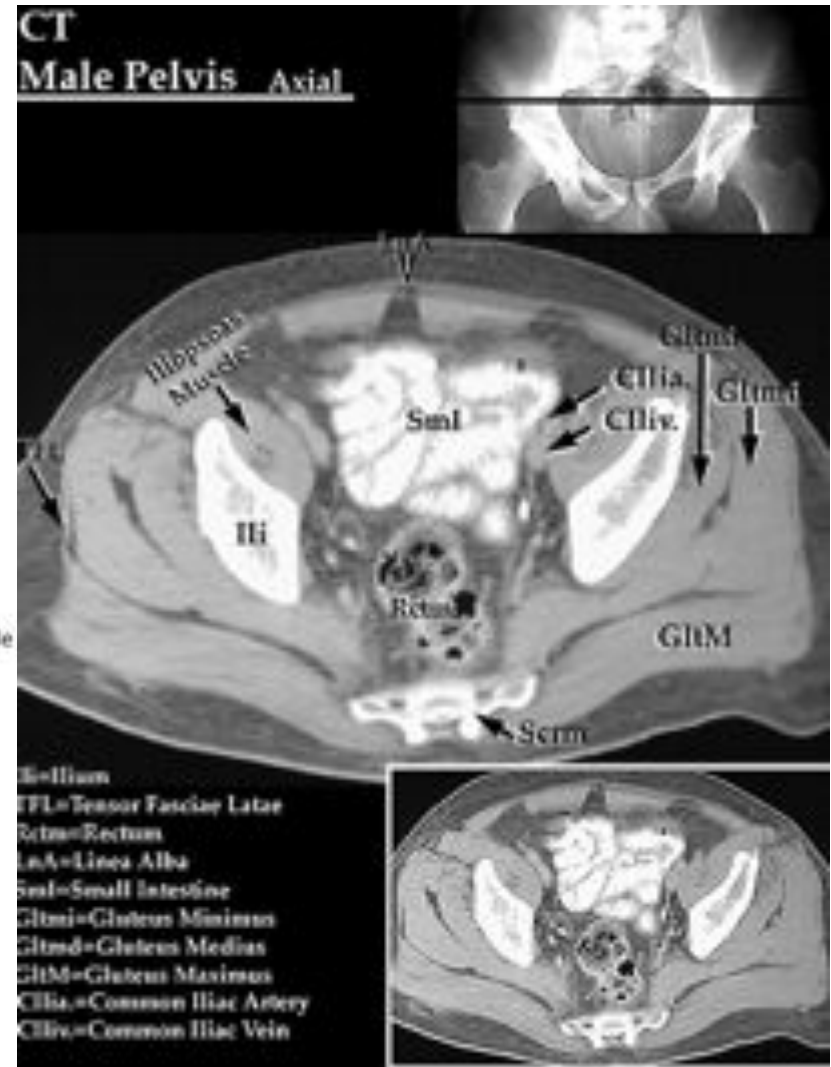
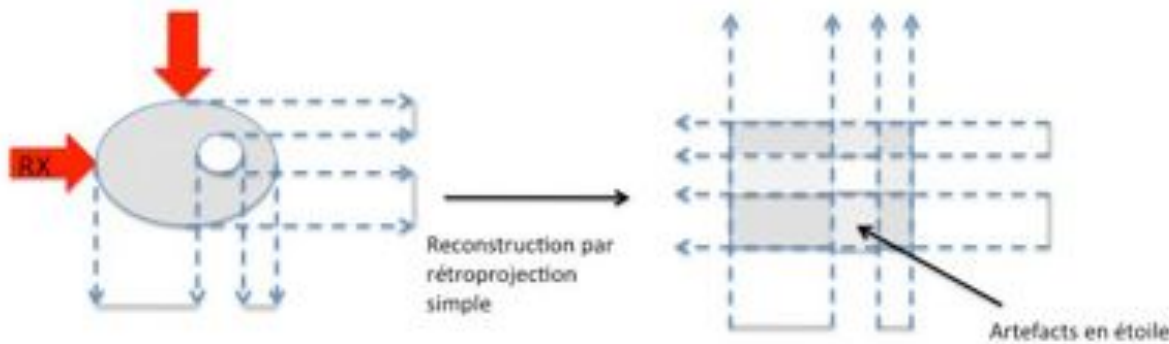
Pol-manoel.felan@utc.fr

Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

- Se base aussi sur les RX mais varie sur l'acquisition et le traitement des données



- On va reconstruire une image 3D par rapport à la radiologie classique qui donne une image 2D



L'Imagerie par Résonance Magnétique (Nucléaire)

Félan Pol-Manoël

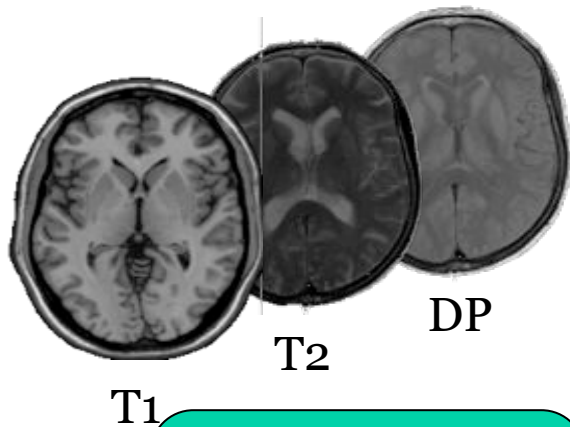
Responsable

certification ABIH

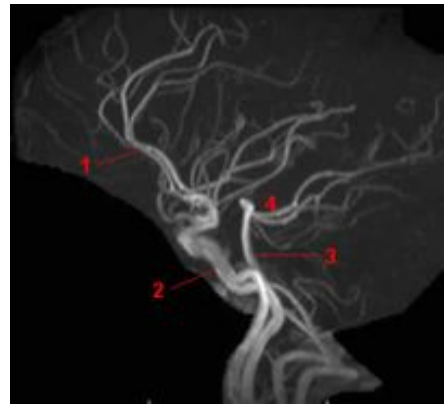
Pol-manoel.felan@utc.fr

Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

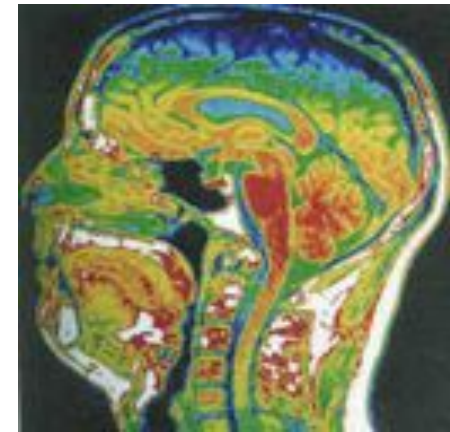
- Spécificité de l'IRM:
 - Non ionisant
 - Se base sur une modification de l'aimantation moléculaire grâce à la résonance magnétique
 - Multimodalité (dépend des paramètres d'acquisitions) → 2D, 3D, spectrométrie, ...



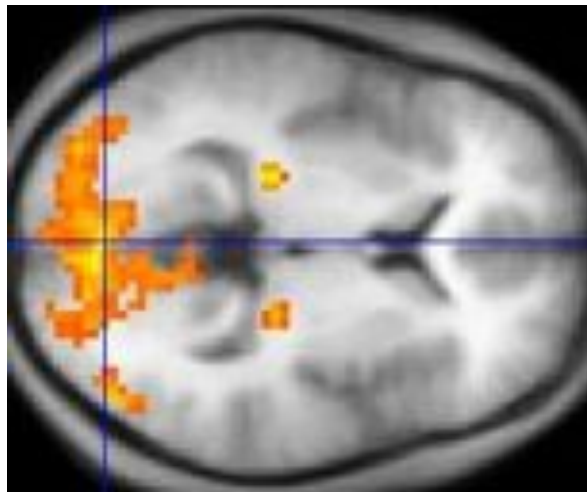
Anatomiques



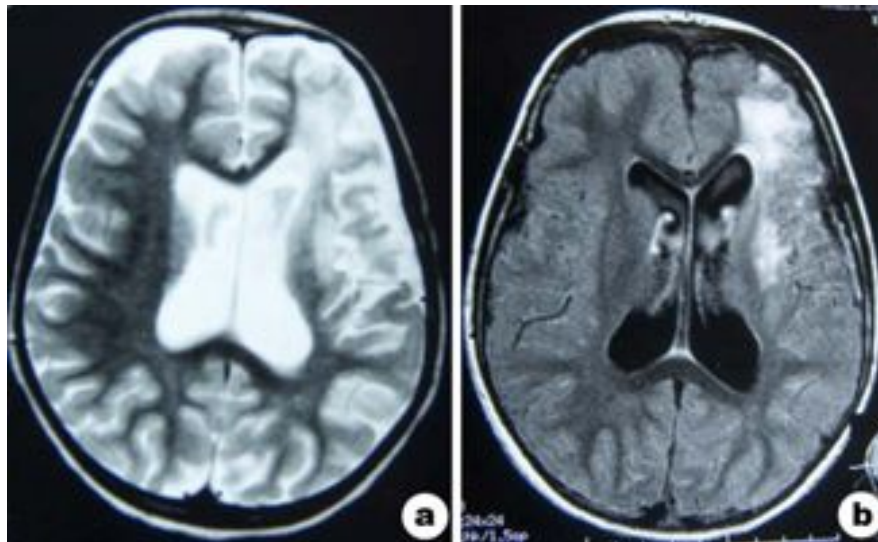
Angio IRM



Fonctionnelles

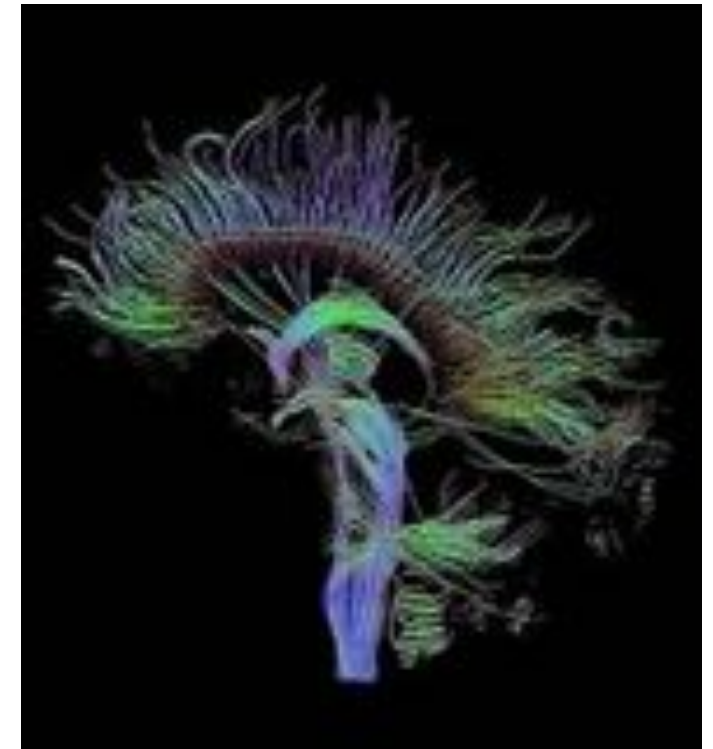


BOLD

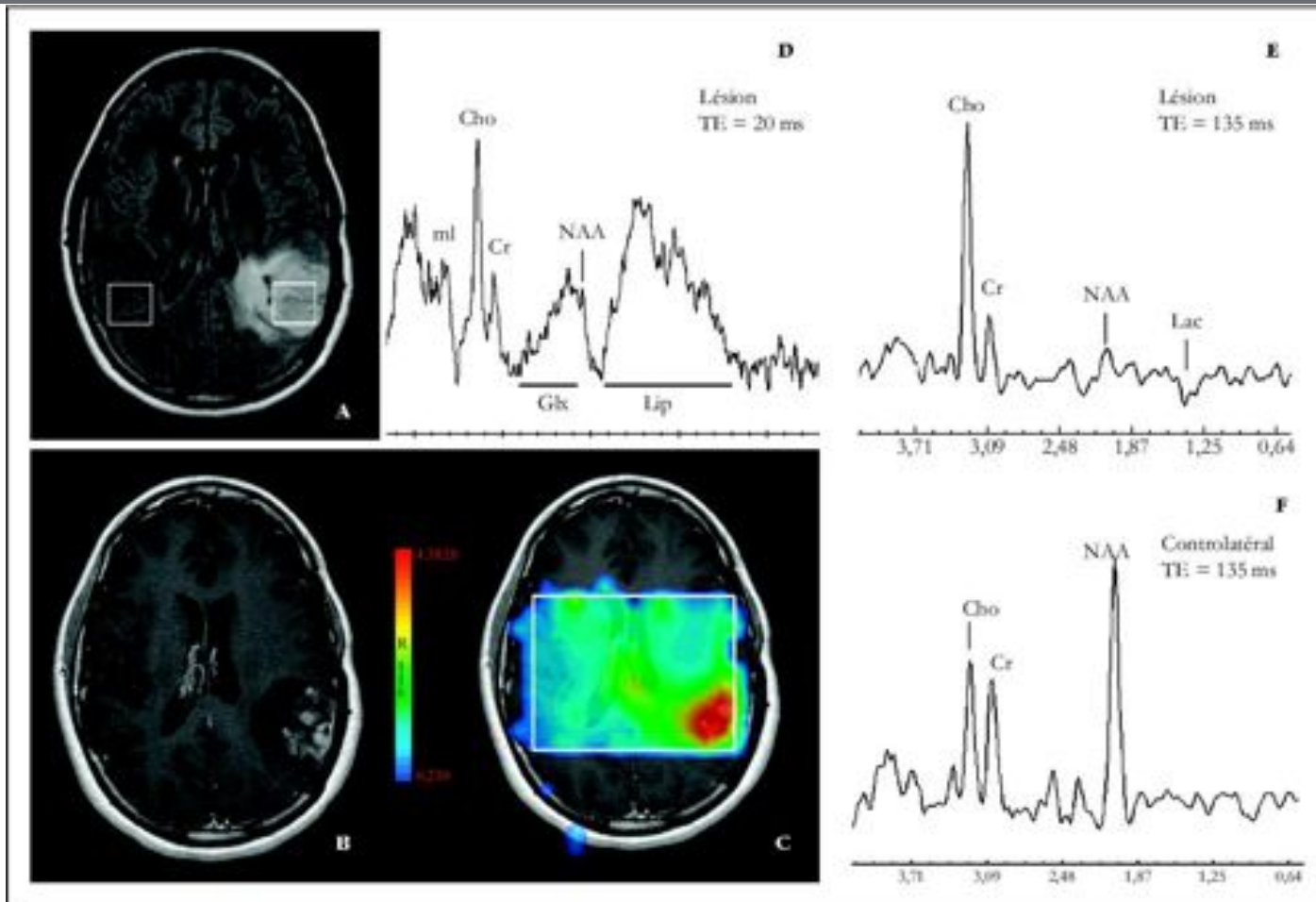


T2

FLAIR



Tenseur de diffusion



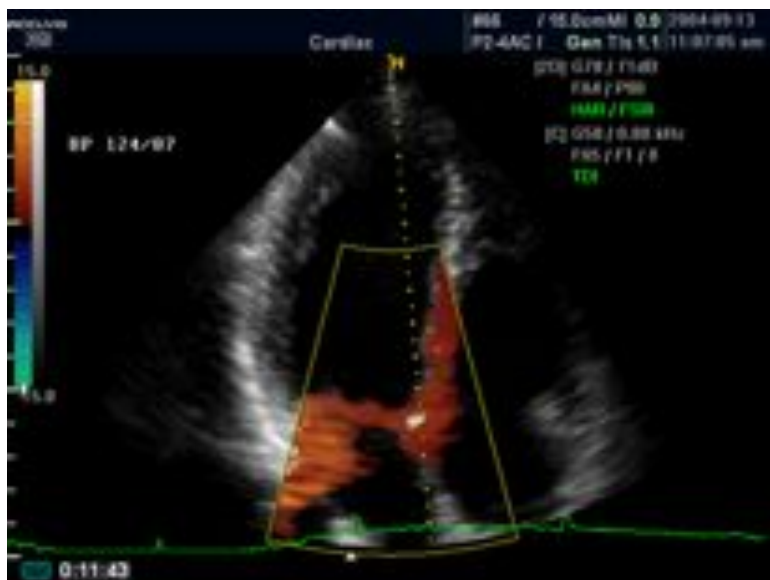
IRM en séquence FLAIR (A), T1 avec gadolinium (B). Imagerie métabolique CSI à 135 ms (C, cartographie du rapport choline/créatine). Spectro-IRM sur la lésion à écho court (D) et écho long (E). Acquisition à écho long sur la région controlatérale (F). On retrouve une tumeur nodulaire prenant le contraste sur l'imagerie. Son aspect métabolique est celui d'une lésion de haut grade, associant élévation de la choline, baisse de la créatine et du NAA et présence de quantités significatives de lipides (Lip) et de lactate (Lac). L'imagerie métabolique retrouve une élévation importante du rapport choline/créatine, signe d'activité tumorale, dépassant largement l'extension de la tumeur en IRM conventionnelle et atteignant notamment le corps calleux

L'échographie

Félan Pol-Manoël
Responsable
certification ABIH
Pol-manoel.felan@utc.fr

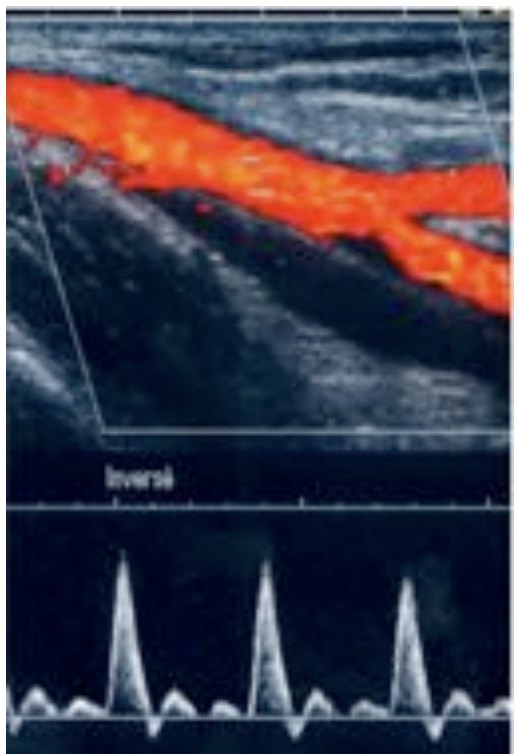
Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

- Spécificité de l'échographie
 - Non ionisant
 - Utilise les ultrasons comme moyen d'échantillonnage
 - Multi-modalité (moins que l'IRM) 2D, 3D
 - imagerie Anatomique et fonctionnelle



Doppler tissulaire

Fonctionnelles



Doppler couleur

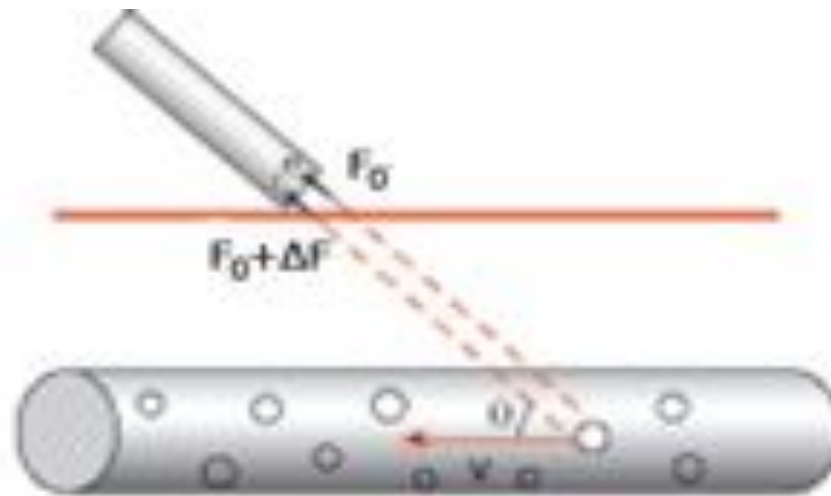


Doppler énergie

Anatomiques

Félan Pol-Manoël
 Responsable
 certification ABIH
 Pol-manoel.felan@utc.fr

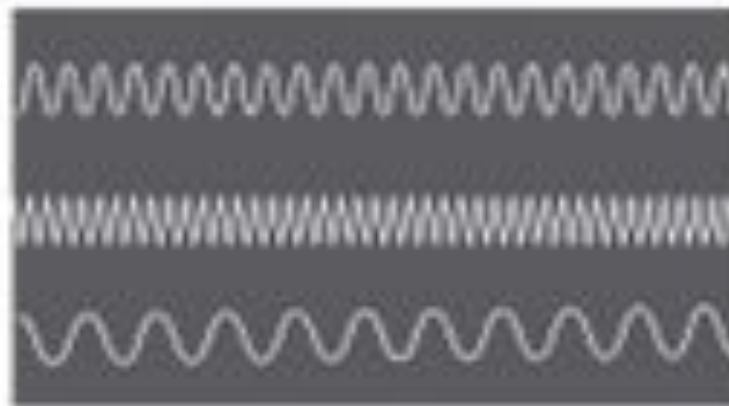
Doppler continu



Emission : F_0

Réception: $F_0 + \Delta F$

Signal doppler: ΔF



La médecine nucléaire

Félan Pol-Manoël

Responsable

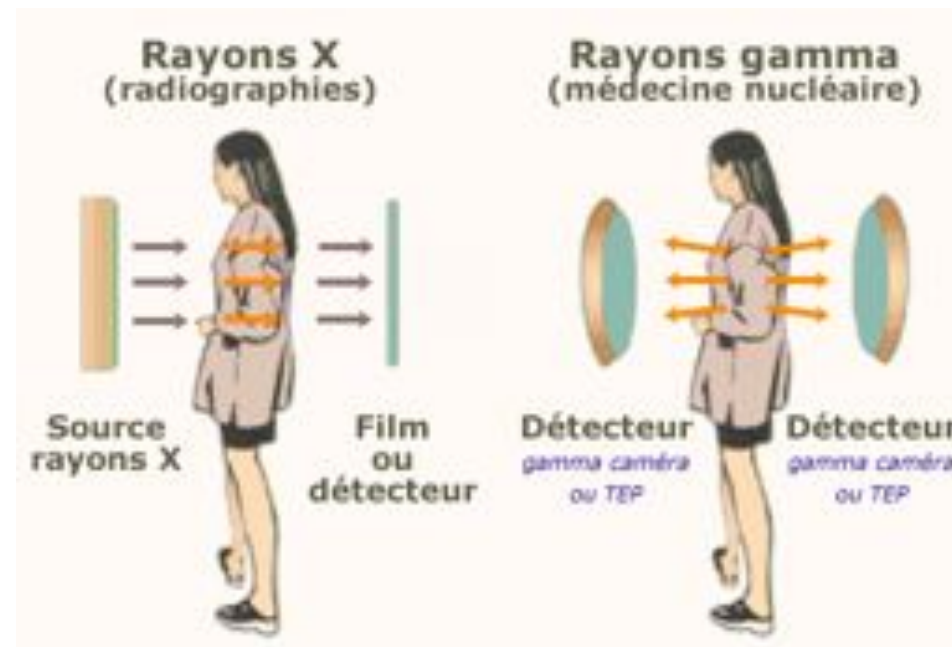
certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

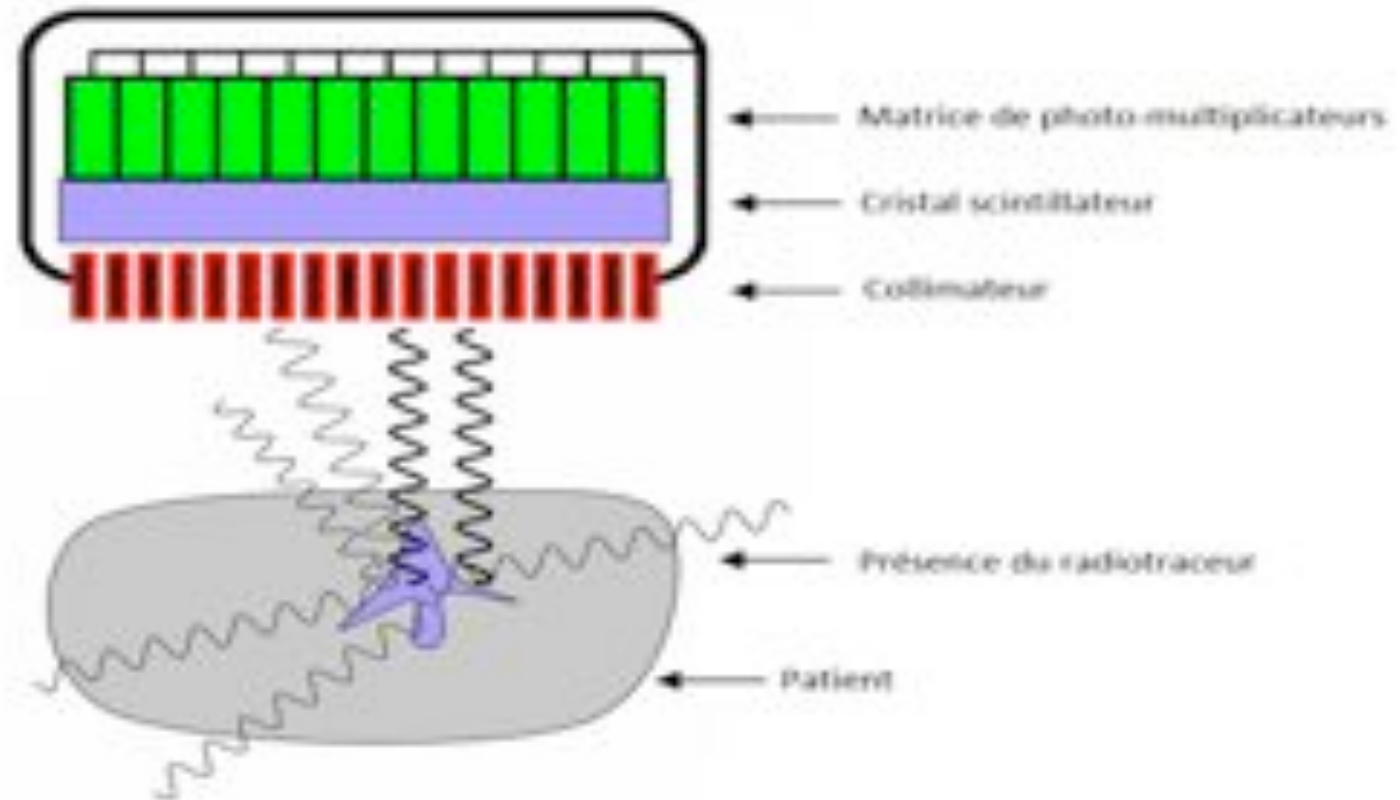
Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

Spécificité de la médecine nucléaire:

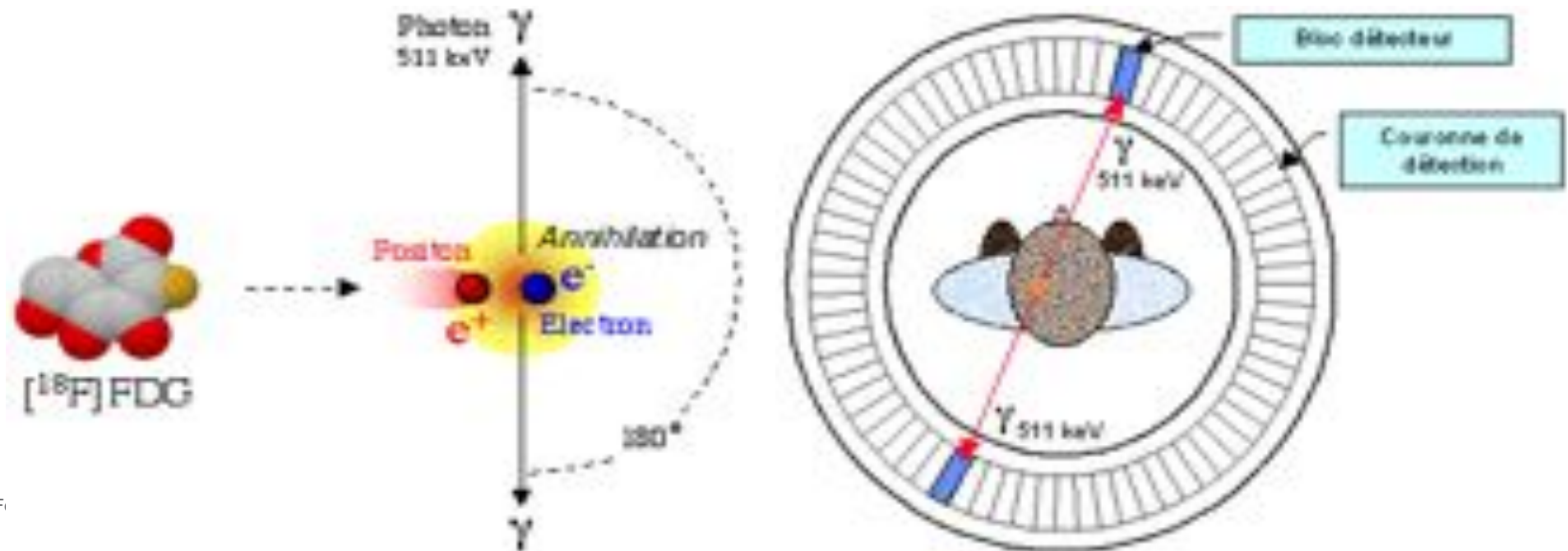
- Imagerie fonctionnelle se basant sur l'injection d'un radiotraceur
- Le patient **est** la source des rayonnements (β, γ)
- imagerie ionisante



- Gamma caméra ou TEMP (Tomographie par Emission MonoPhotonique)



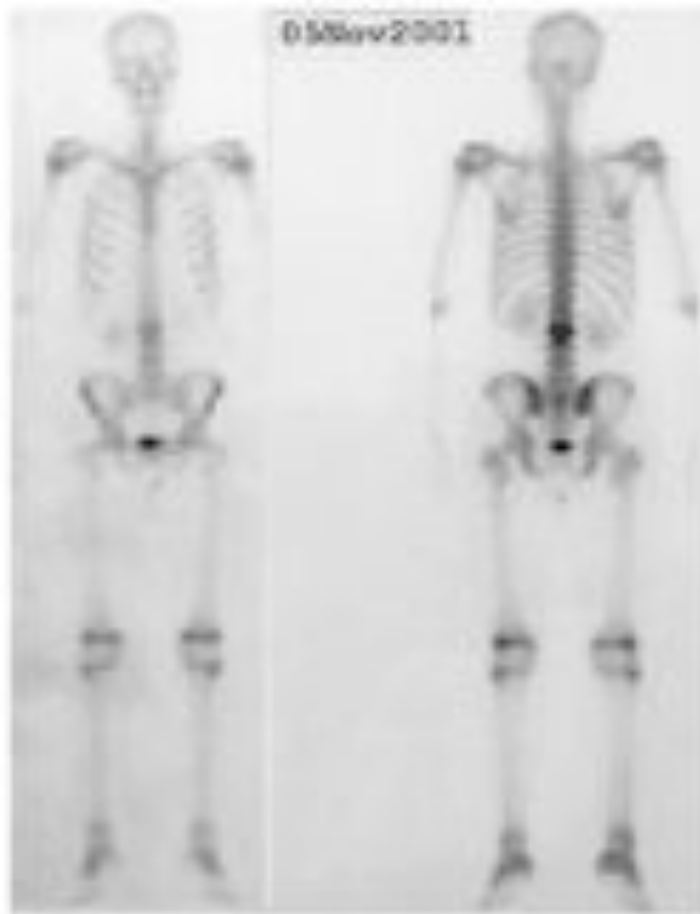
- La TEP Tomographie par Emissions de Positons
- L'intensité de l'image correspond au comptage des coïncidences



F.

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr



TEMP



TEP

L'endoscopie

Félan Pol-Manoël

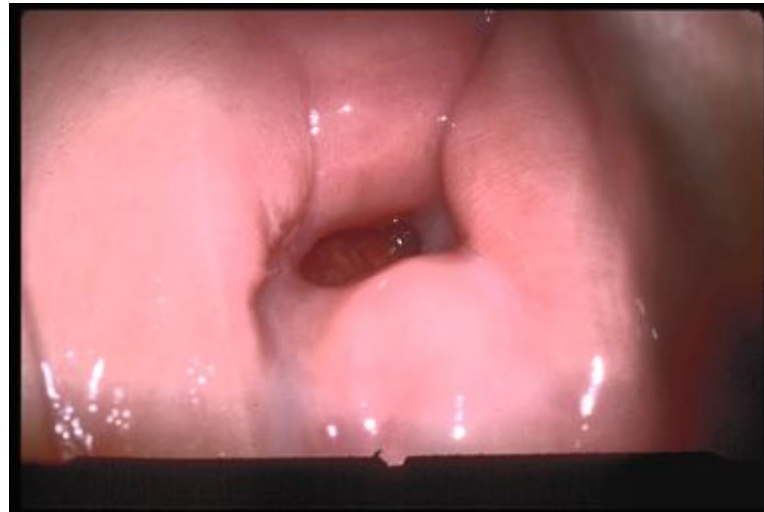
Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie

- Imagerie invasive ou non se basant sur la lumière visuelle
- Introduction d'une caméra pour voir l'organe
- → imagerie anatomique



Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

L'imagerie médicale nécessite donc une attention particulière des services biomédicaux. En effet la qualité image influence le diagnostic Mais en plus certaines techniques entraînent des risques pour le patient. Que la méthode soit invasive ou ionisante elle impacte directement le patient.

La qualité image provient directement de la qualité de la chaîne d'acquisition mais il ne faut pas pour autant oublier la qualité du système de lecture. Une mammographie nécessite un moniteur particulièrement fin (grande résolution et bonne restitution des niveaux de gris) ce qui interdit l'utilisation d'un écran classique. (1980*1080 pour une image en 4800 * 3600)

On doit toujours respecter le principe ALARA (***As Low As Reasonably Achievable***) => ***Aussi bas que raisonnablement possible***

On soumet le patient à un rayonnement ionisant il faut donc limiter l'exposition pour diminuer les risques

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

- **Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, J-P Dillenseger/ E. Moerschel edition Masson**

Félan Pol-Manoël

Responsable

certification ABIH

Pol-manoel.felan@utc.fr

Introduction à l'imagerie médicale, exemple de la radiologie