

IMAGERIE RX

Mathilde VOYEAU

Physicienne médicale – NANTES

mathilde.voyeau-gautier@ico.unicancer.fr

UN CENTRE D'EXCELLENCE, UN ACCÈS POUR TOUS



PLAN

INTRODUCTION

1. PRODUCTION DES RX « EMISSION »

2. SPECTRE DE RX

3. INTERACTION AVEC LE PATIENT

4. DETECTION DES RX

5. L'IMAGE

CONCLUSION / RESUME



INTRODUCTION

L'IMAGERIE MÉDICALE : TYPE ?

Imagerie morphologique

- Sert à étudier l'anatomie
- Imagerie en projection ou en coupe
- Résolution spatiale de l'ordre de 1mm

Imagerie moléculaire

- Sert à étudier le fonctionnement cellulaire et les processus moléculaires
- Imagerie de haute résolution (SPECT, TEP, IRM, Scanner, Imagerie Optique)

Imagerie fonctionnelle

- Sert à étudier le fonctionnement d'un organe ou l'activité des cellules dans l'organisme
- Imagerie dynamique (Imagerie Nucléaire, IRM, Echo, Scanner)
 - Résolution spatiale de l'ordre de 4mm à 12mm

IMAGERIE MÉDICALE : TECHNIQUES ?

- ❑ **Imagerie Médicale : Ensemble des moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain**

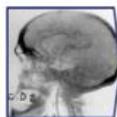
- ❑ **Les méthodes d'imagerie sont multiples et reposent sur des principes physiques différents :**
 - Ultrasons : échographie
 - Résonance magnétique nucléaire : IRM
 - Radio-traceurs : scintigraphie et TEP (Médecine Nucléaire)
 - **Rayons X : radiographie (imagerie 2D) et tomodensitométrie (imagerie 3D)**

UN PEU D'HISTOIRE :

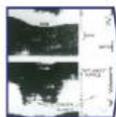
□ 1895 : Découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen



1895
1^{ère} radio



1920
1^{ère} artéri



1953
1^{ère} écho



1960
1^{ère} mammo



1970
1^{er} scanner



1980
1^{ère} IRM



1990
Radio num

□ À partir de 1990 accélération brutale des évolutions technologiques



1994
Scanner
2 détecteurs



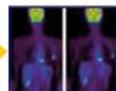
1995
1^{ers} réseaux
d'imagerie



2000
3D



2002
Mammo num



2002
TEP



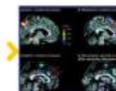
2003
1^{ers} Pacs



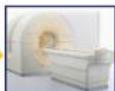
2003
Endoscopie
virtuelle



2004
4D



2005
IRM
fonctionnelle



2007
IRM à 7 Tesla



2008
Imagerie
moléculaire



2008
Généralisation
de l'archivage



2009
Scanner 310
barrettes



2010
Projet région
sans film ?

LES TECHNIQUES D'IMAGERIE MÉDICALE

- ❑ **Imagerie Médicale par Rayons X** : mesure de l'atténuation des rayons X par les tissus biologiques – informations sur la nature et la forme des tissus

« Le contraste dépend de la densité des structures radiographiées »

- ❑ **Gamme d'énergie des rayons X utilisés en imagerie médicale** : de 20 à 150keV

- ❑ **Conséquence** : Irradiation du patient par des rayonnements ionisants

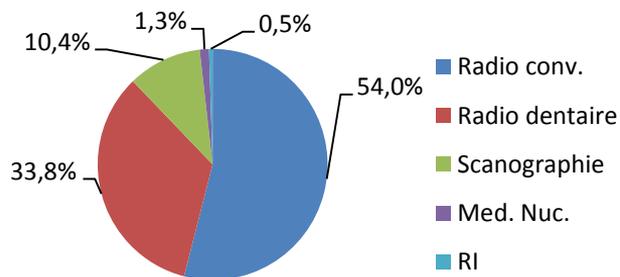
- La prescription d'une radiographie est un acte médical
- Elle ne se justifie qu'en cas de rapport bénéfice/risque favorable

EXPOSITIONS MEDICALES EN FRANCE

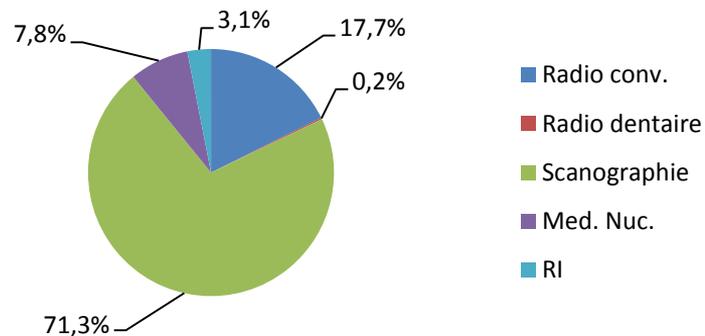
Rapports IRSN : rapport PRP-HOM n°2014-6 et rapport n° PSE-SANTE/SER/2018-00004

Population française

Fréquence des actes (2012)



Dose efficace collective (2012)



L'IMAGERIE 2D « PLANAIRE »

Table de radiologie conventionnelle



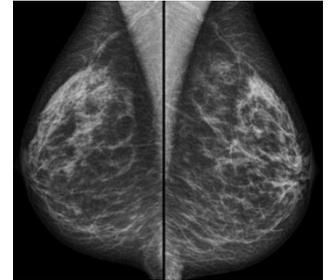
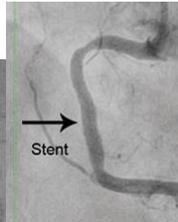
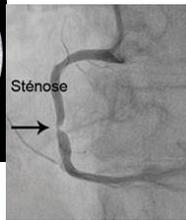
Table de radiologie interventionnelle



Arceau de bloc



Mammographe



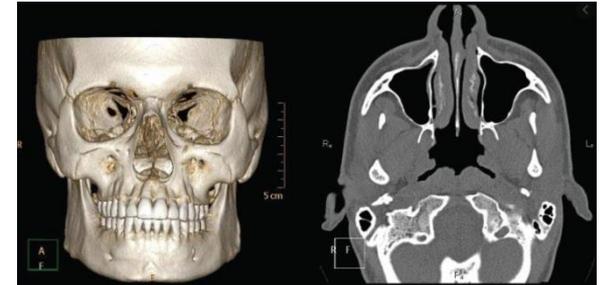
L'IMAGERIE 3D « VOLUMIQUE »

LA TOMODENSITOMETRIE

Cartographie tridimensionnelle de l'atténuation des tissus

- Dépend de la nature et de la densité du tissu
- Basé sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de photons X traversant le patient selon un grand nombre d'orientations

⇒ Autres noms: TDM, scanner, scanographie, CT scanner



Quatre générations de scanner

1G: Translation-rotation
monodétecteur

Vidéo1

Projections parallèles

→ **Simplicité de reconstruction**

→ **Temps d'acquisition très long**

2G: Translation-rotation
multidétecteurs

Plusieurs projections simultanées

→ **Gain en temps d'acquisition**

Géométrie quasi-parallèle

3G: Rotation continue

Grand nombre de projections en
simultanées

→ **Acquisition rapide**

Géométrie non parallèle: faisceau
éventail

→ **Méthode de reconstruction plus
complexe**

Vidéo2

4G: Couronne de détecteurs fixes

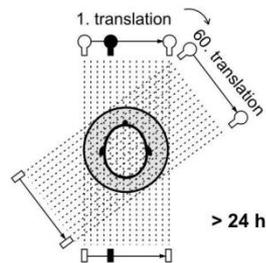
Connectique détecteurs plus simple

→ **Coût**

→ **Pas de grille antidiffusante**

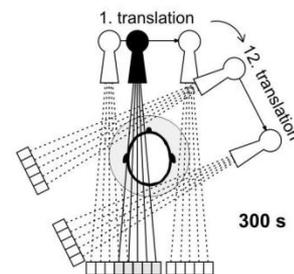
Vidéo3

pencil beam (1970)



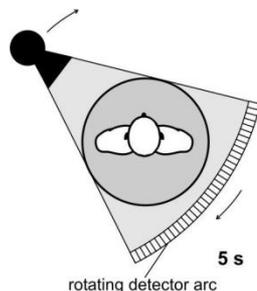
1st generation: translation / rotation

partial fan beam (1972)



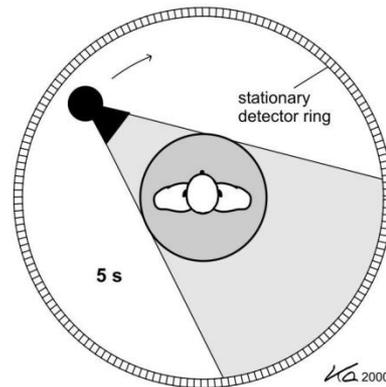
2nd generation: translation / rotation

fan beam (1976)



3rd generation: continuous rotation

fan beam (1978)



4th generation: continuous rotation

INTRODUCTION

Intérêt du scanner en imagerie médicale

En radiographie conventionnelle superposition des structures 3D dans un plan 2D \Rightarrow perte de contraste CT_SCAN



Résolution Spatiale Scanner < Résolution Spatiale Radiographie conventionnelle

MAIS

Résolution Contraste Scanner > Résolution Contraste Radiographie conventionnelle
(facteur 10)

\Rightarrow *Possibilité de détecter de très petits changements dans la structure des tissus*

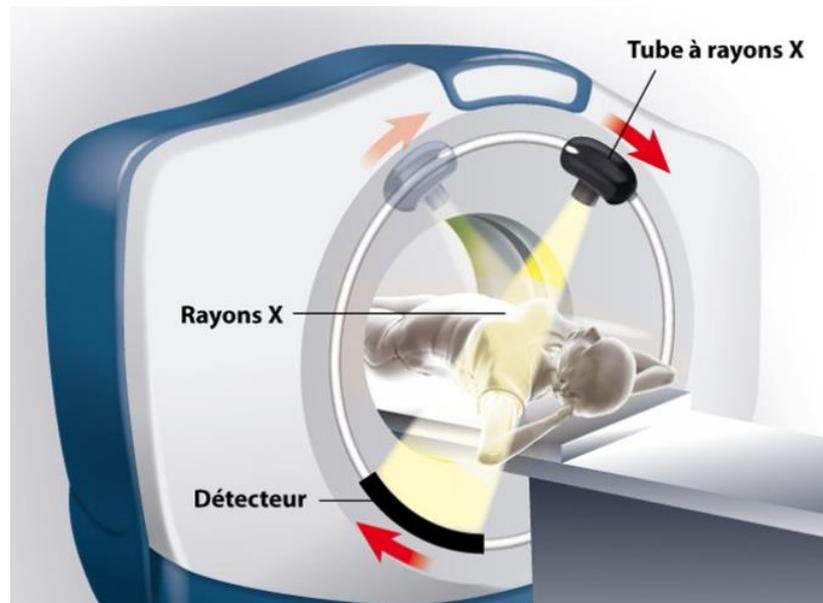
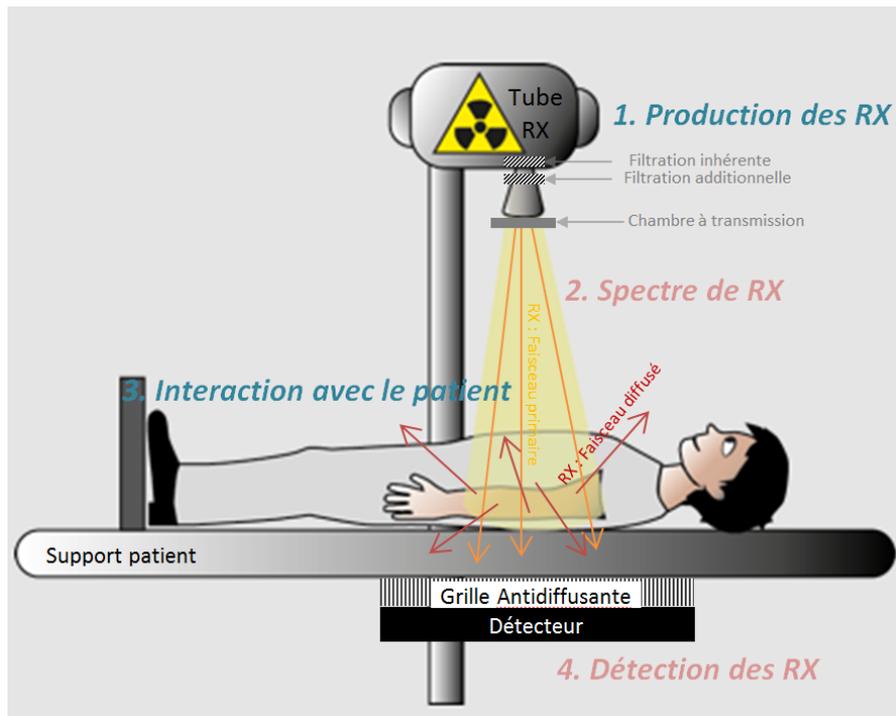


INTRODUCTION

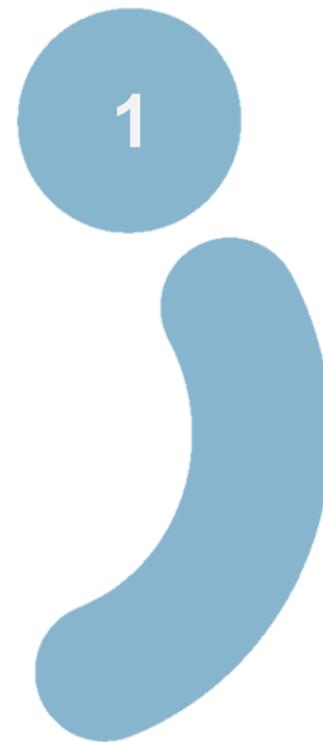
Radiographie conventionnelle vs TDM

| Radiographie Conventionnelle | TDM |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none">• résolution spatiale excellente (< 0,1 mm)• les structures de faible densité sont masquées par celles de forte densité• pas d'information sur la profondeur des structures | <ul style="list-style-type: none">• résolution spatiale limitée (~0,5 mm)• résolution en contraste 10 fois supérieure à la radiologie conventionnelle: imagerie des tissus mous• information tridimensionnelle |

LES ELEMENTS DE LA CHAINE D'IMAGERIE



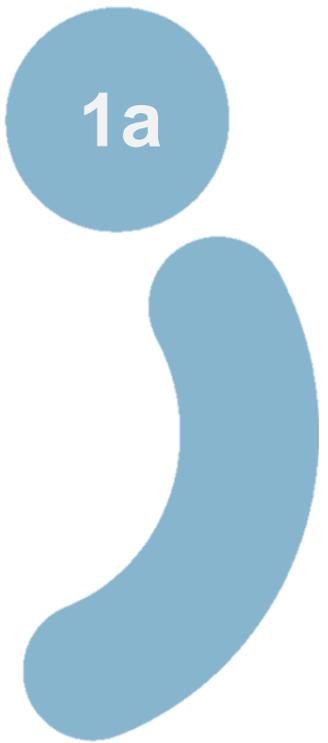
PRODUCTION DES RX « EMISSION »



PRODUCTION DES RX « EMISSION »

LE TUBE RX

1a



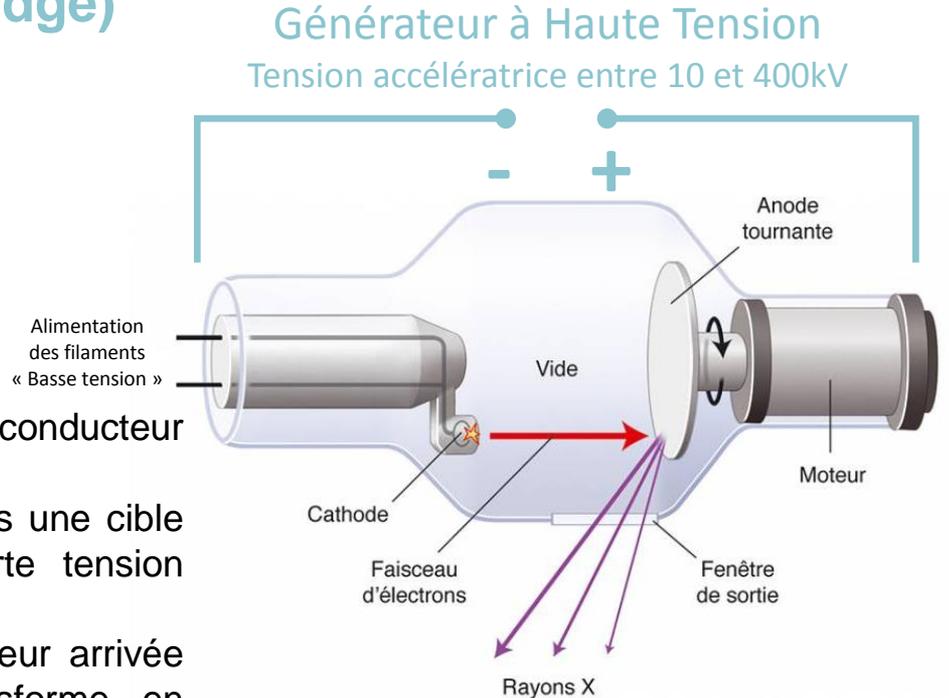
LE TUBE RX (ou tube de Coolidge)

Tube RX comprenant 3 éléments :

- Une source d'électrons **CATHODE**
- Une différence de potentiel **HAUTE TENSION**
- Une cible métallique **ANODE**

Principe :

- Thermo-émission d'électrons par un filament conducteur chauffé à rouge (effet thermo-ionique)
- Accélération des électrons par attraction vers une cible métallique (Anode) portée à une très forte tension positive (Anode = Anticathode)
- Décélération brutale des électrons lors de leur arrivée sur l'Anode. L'énergie cinétique se transforme en chaleur (99%) et rayons X (1%)



LE TUBE RX

Les constructeurs développent des tubes RX adaptés aux pratiques en scannographies

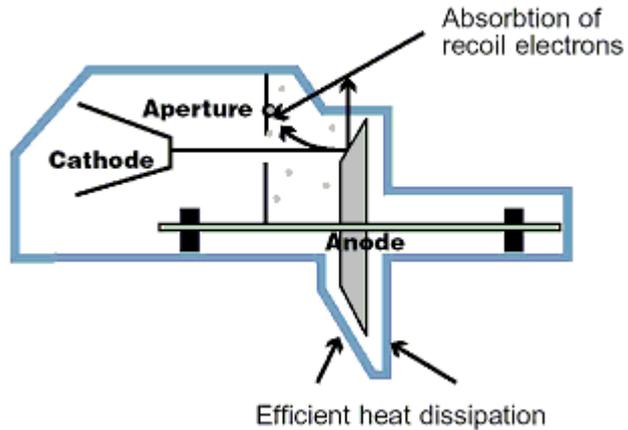


Schéma du tube MegaCool - TOSHIBA

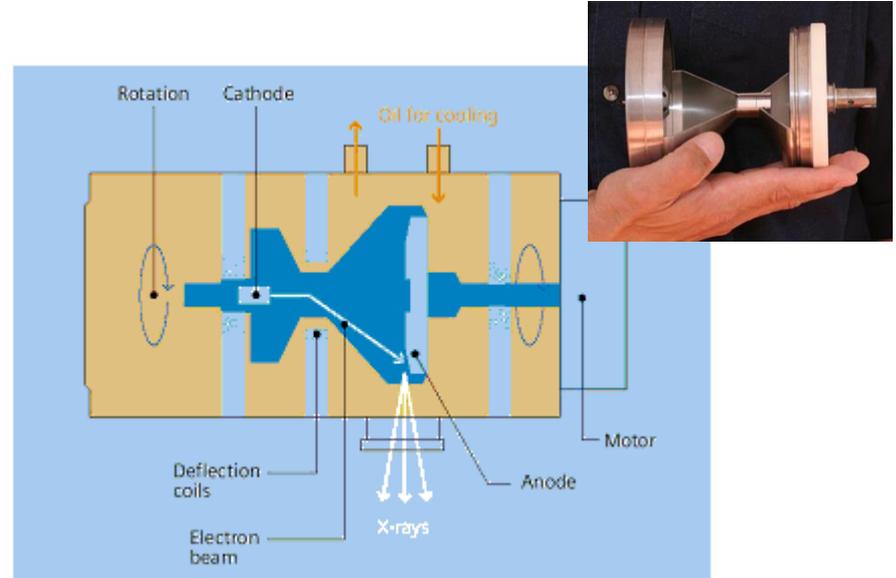
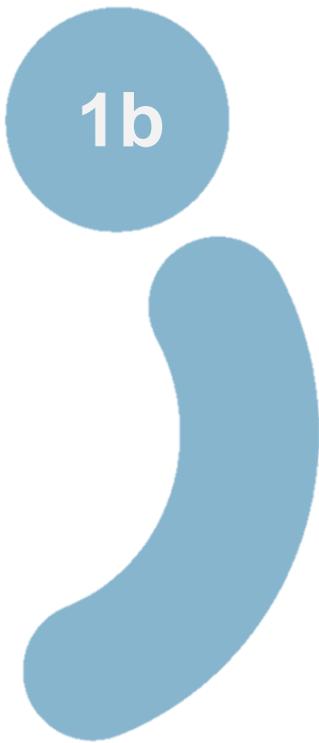


Schéma du tube Straton - SIEMENS

PRODUCTION DES RX « EMISSION »

LE GENERATEUR

1b



LE GENERATEUR : A QUOI SERT-IL ?

- Applique une Haute Tension au tube
 - C'est-à-dire transforme le courant alternatif basse tension du secteur en un courant continu stable et de haute tension
 - La valeur de la haute tension et la forme détermine la qualité
 - Paramètre au pupitre : kV
- Chauffe la cathode du tube afin d'obtenir l'intensité désirée
 - C'est-à-dire règle l'intensité de chauffage du filament afin de contrôler la quantité de RX à produire
 - Paramètre au pupitre : mA
- Détermine le temps d'application de la Haute Tension
 - C'est-à-dire gère la durée d'exposition
 - Paramètre au pupitre : s
- Assure la sécurité du tube RX
 - Vérifie que les constantes programmées seront supportées par le tube RX
 - C'est-à-dire que le trio kV/mA/s soit compatible avec la capacité thermique du tube

LE GENERATEUR : EN RADIOLOGIE

Il est contenu dans une armoire électrique reliée au tube par des câbles électriques

Il est contrôlé par le pupitre de commande



LE GENERATEUR : AU SCANNER

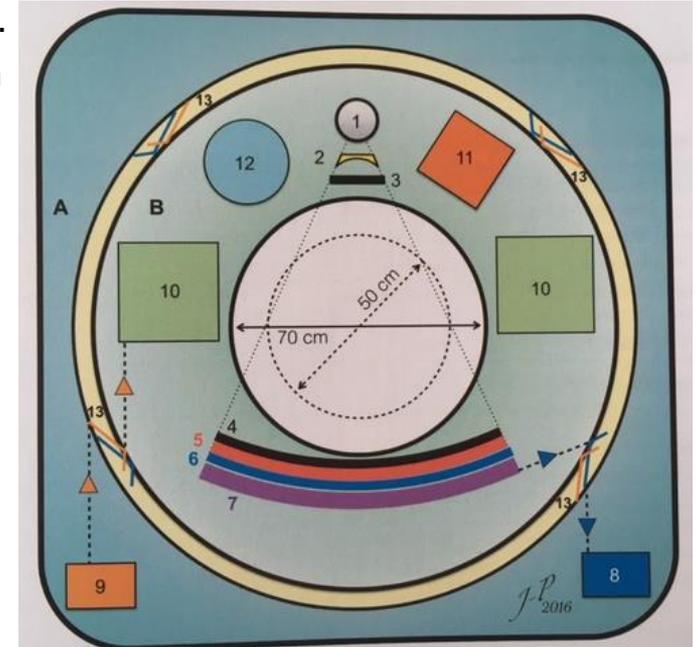
L'alimentation des tubes RX à rayons X est assurée par des **générateurs** de courant haute fréquence très stable (1/1000V).

⇒ permet d'apporter un flux énergétique quasi constant – conditionne en partie la précision de calcul des unités Hounsfield (HU dépendent des kV)

Les générateurs sont situés soit dans le statif fixe soit dans le statif mobile (10)

Les dimensions et poids des générateurs embarqués ont considérablement diminués permettant ainsi d'atteindre des vitesses de rotation élevées

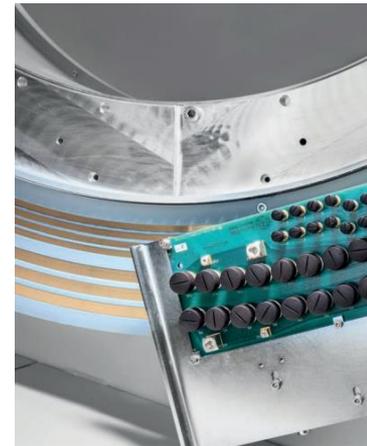
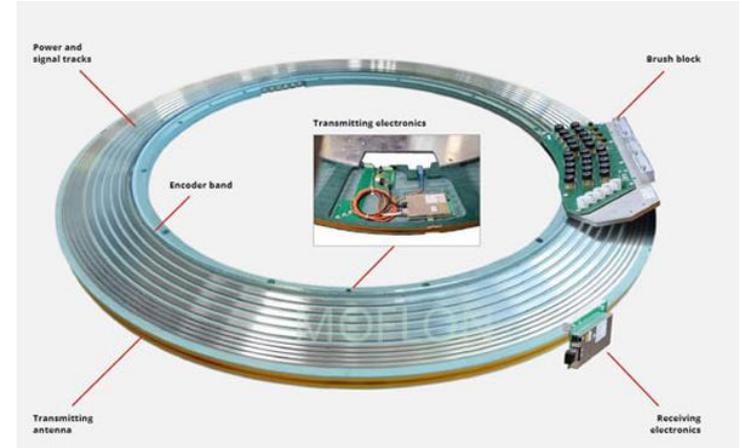
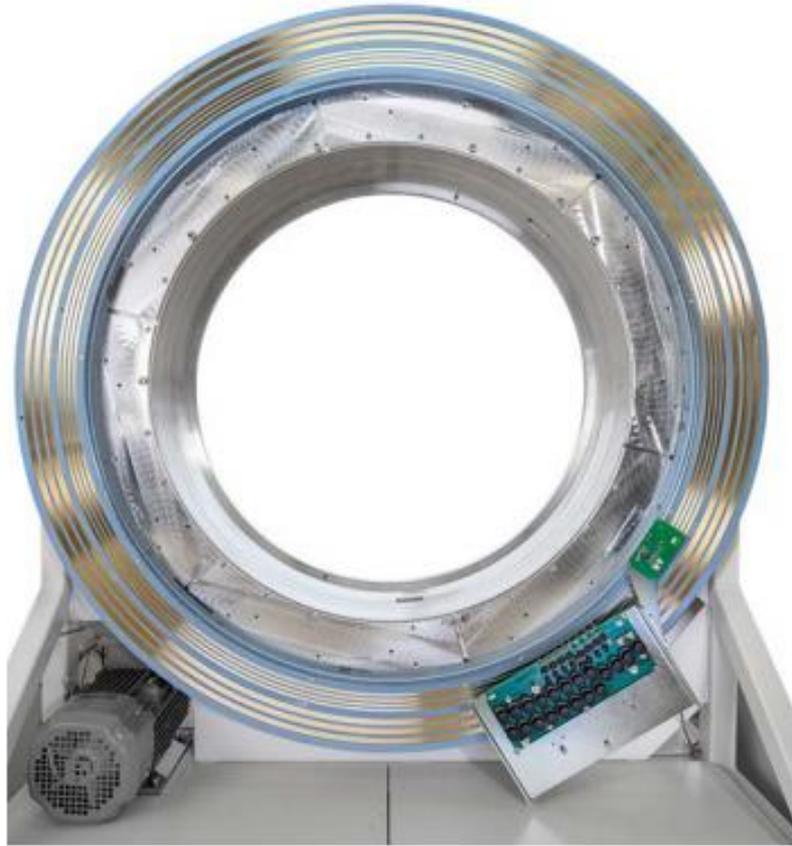
Des « frotteurs » ou *slip rings* (13) permettent l'échange de données électriques entre le statif mobile et le statif fixe



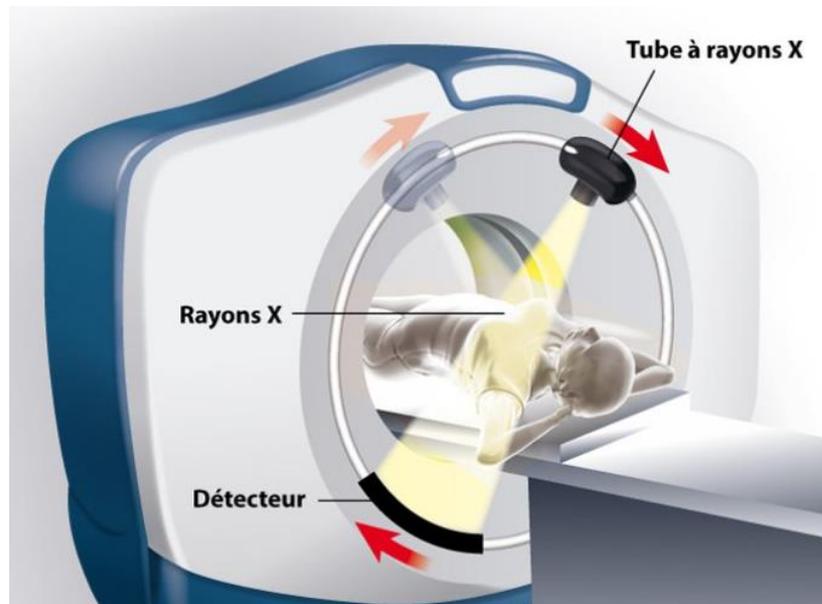
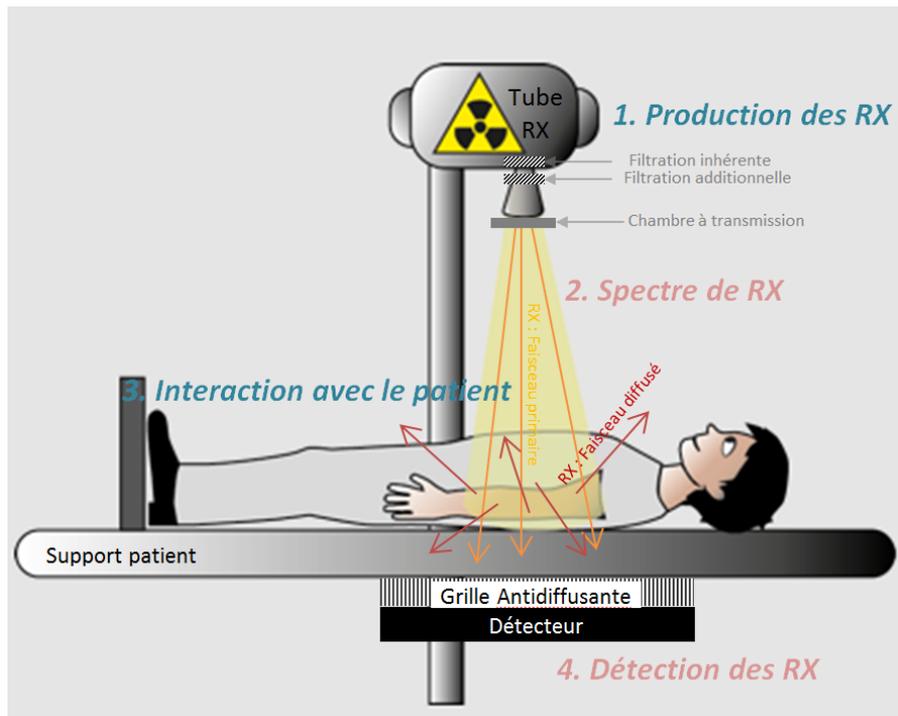
A : Statif fixe

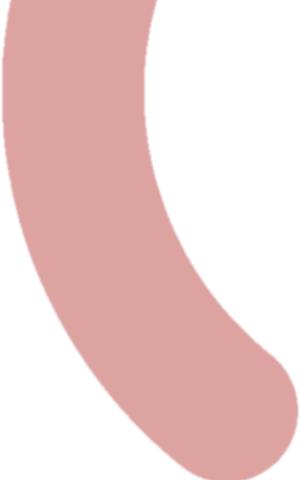
B : Statif mobile

LE GENERATEUR : AU SCANNER



LES ELEMENTS DE LA CHAINE D'IMAGERIE





2

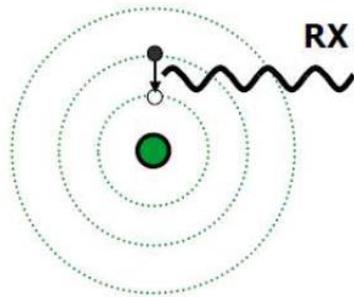
SPECTRE DE RX

SPECTRE DE RX : COMPOSITION

Un tube à rayons X génère du rayonnement par deux processus distincts :

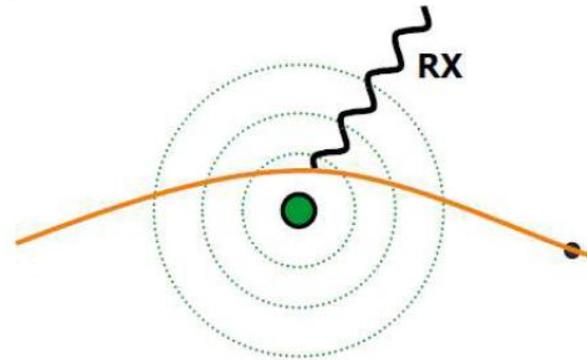
la fluorescence et le rayonnement de freinage

Le spectre du rayonnement émis par un tube à rayons X est constitué d'un fond continu issu du rayonnement de freinage des électrons (Bremsstrahlung) et de raies caractéristiques de la fluorescence



Rayonnement caractéristique

- Éjection d'un électron hors d'une couche interne
- Remplissage de la vacance
- → Emission d'un photon de fluorescence caractéristique



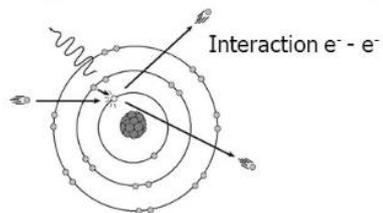
Rayonnement de freinage

- Déviation d'un électron
- → Perte d'énergie et émission d'un photon
- (effet important pour les matériaux à Z élevé)

SPECTRE DE RX : COMPOSITION

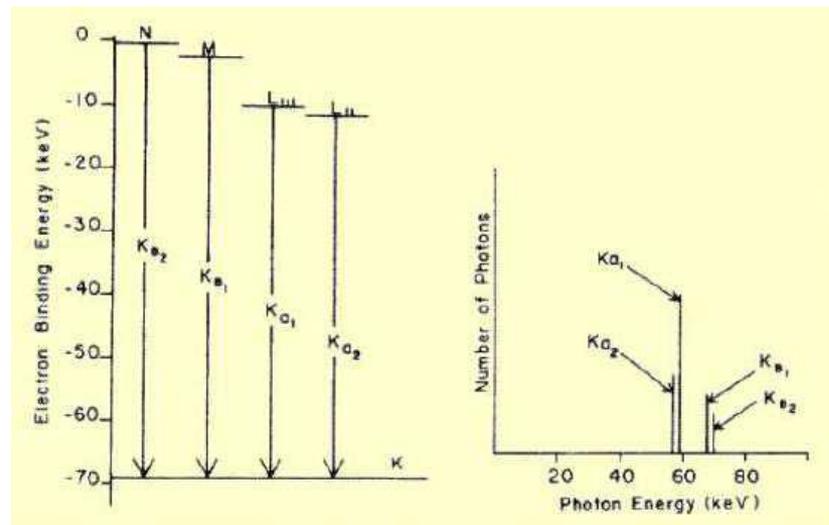
Interactions dans l'anode : Spectre de raie du rayonnement de fluorescence

- collisions (électrons des atomes de l'anode)



TUNGSTENE

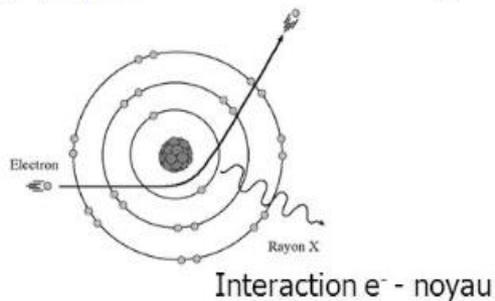
| Transition | Raies | Energies (keV) |
|----------------------|-----------------|----------------|
| N - K | K _{β2} | 69,07 |
| M - K | K _{β1} | 67,24 |
| L ₁₁₁ - K | K _{α1} | 59,32 |
| L ₁₁ - K | K _{α2} | 57,98 |



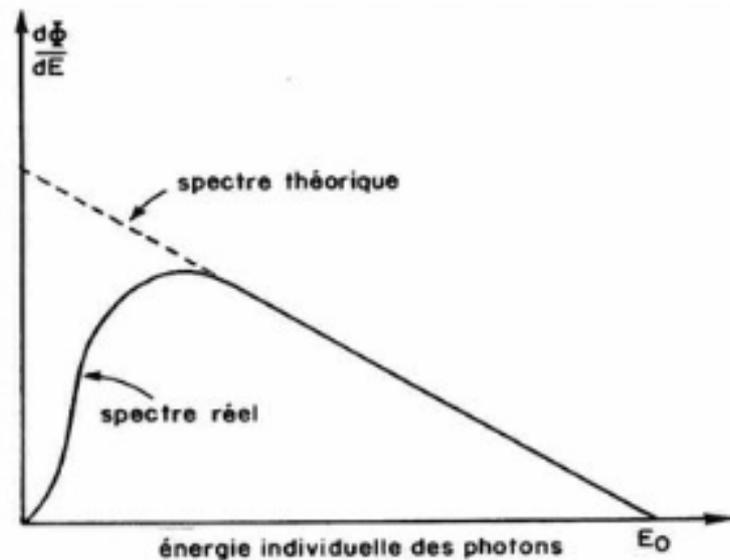
SPECTRE DE RX : COMPOSITION

Interactions dans l'anode : Spectre continu du rayonnement de freinage / Bremsstrahlung

- freinage (noyaux des atomes de l'anode)



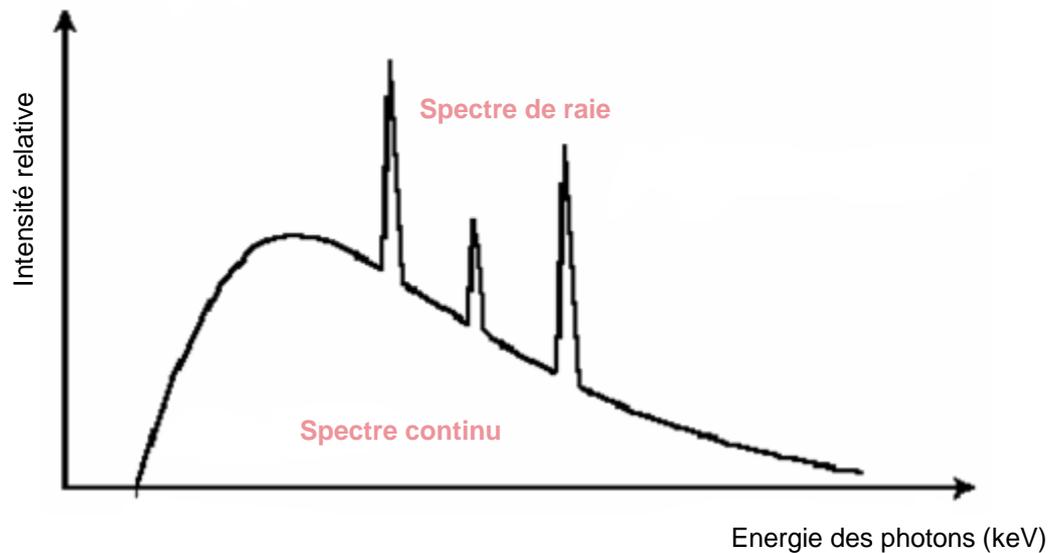
↔ Absorption par la cible des photons les moins énergétiques



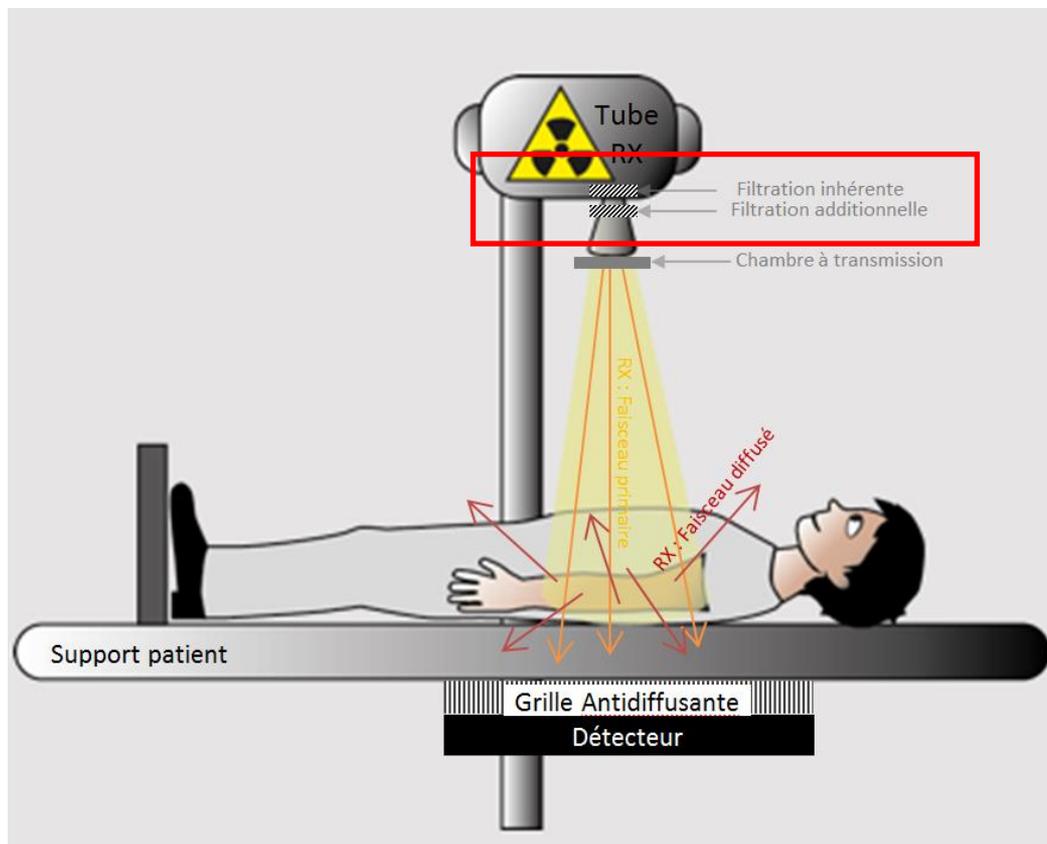
SPECTRE DE RX en sortie de tube

Superposition :

- Spectre de raie du rayonnement de fluorescence
- Spectre continu du rayonnement de freinage / Bremsstrahlung



SPECTRE DE RX après filtration

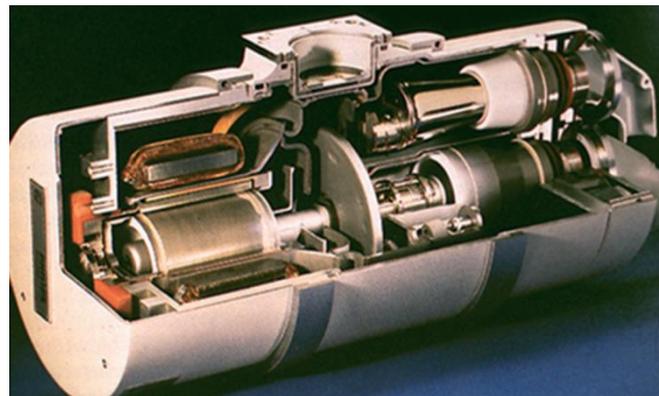
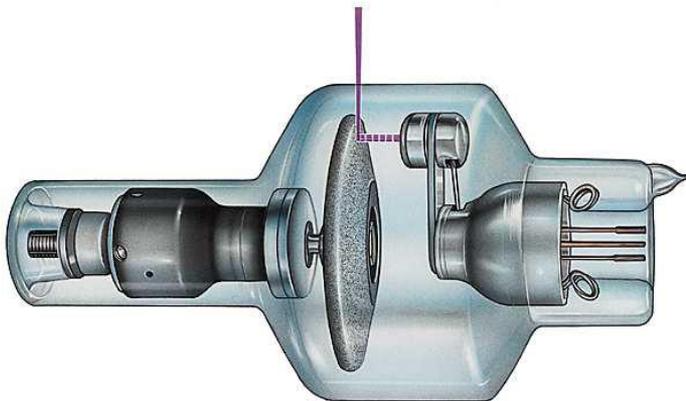


SPECTRE DE RX après filtration : La Filtration inhérente

Filtration propre au tube

- Enveloppe de verre : épaisseur 1,4mm \leftrightarrow 0,78mm Eq Al
- Huile isolante : épaisseur 2,36mm \leftrightarrow 0,07mm Ep Al
- Fenêtre de la gaine : épaisseur 1mm \leftrightarrow 0,05mm Eq Al

Au total, on évalue **la filtration inhérente entre 0,5 et 1mm Eq Al**



SPECTRE DE RX après filtration : La Filtration additionnelle

Filtration ajoutée à la sortie du tube RX

- Fondamentale pour la radioprotection et la qualité d'image
- Obtenue par l'interposition d'un assemblage de filtres métalliques sur la fenêtre de sortie des photons X, au niveau de la gaine
- Elimine les photons de faibles énergies
 - ↔ les photons de basse énergie sont inutiles pour la création de l'image mais très irradiants pour la peau du patient
- L'épaisseur de filtration doit être adaptée au kV
 - 60 à 120kV : 2 à 3mm d'Al
 - > 120kV : 0,1 à 0,2mm de Cu + 2 à 3 mm d'Al

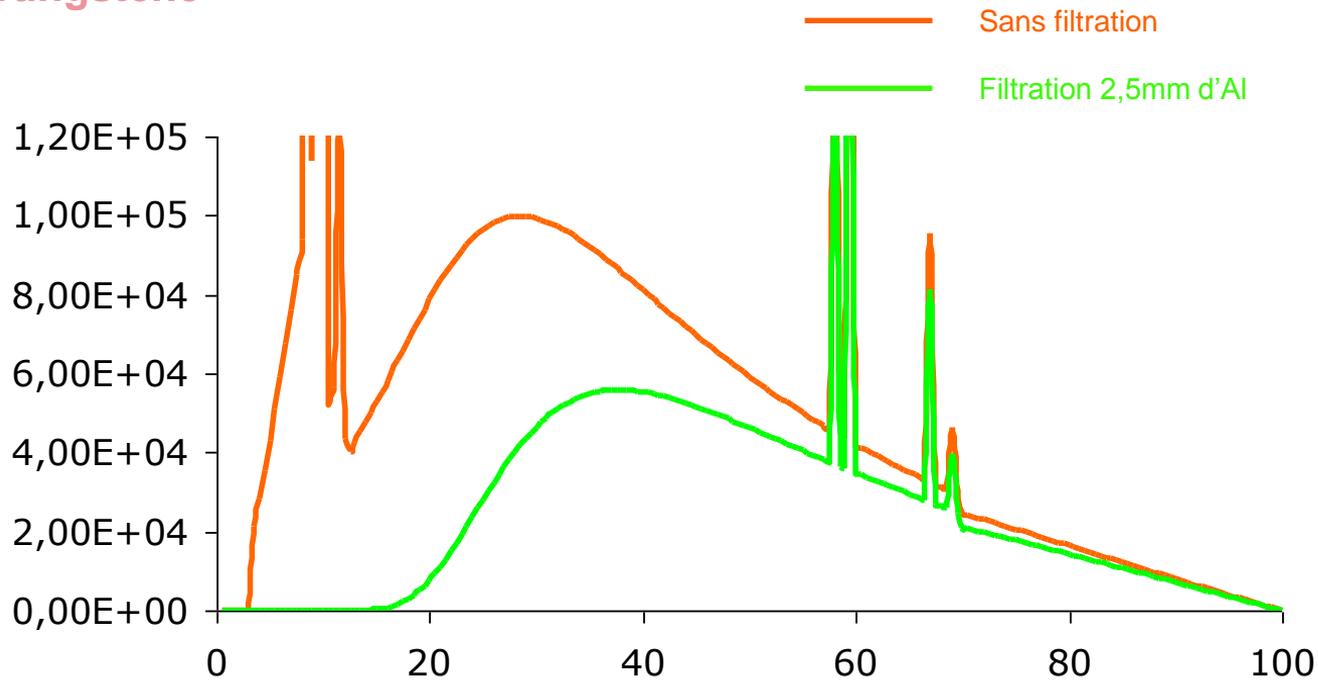


On trouvera toujours minimum 2mm d'Al en sortie de tube
L'absence ou une épaisseur inadéquate de filtration peut entraîner une surexposition au niveau de la peau des patients.



SPECTRE DE RX après filtration : spectre RX de 100kV

Anode Tungstène



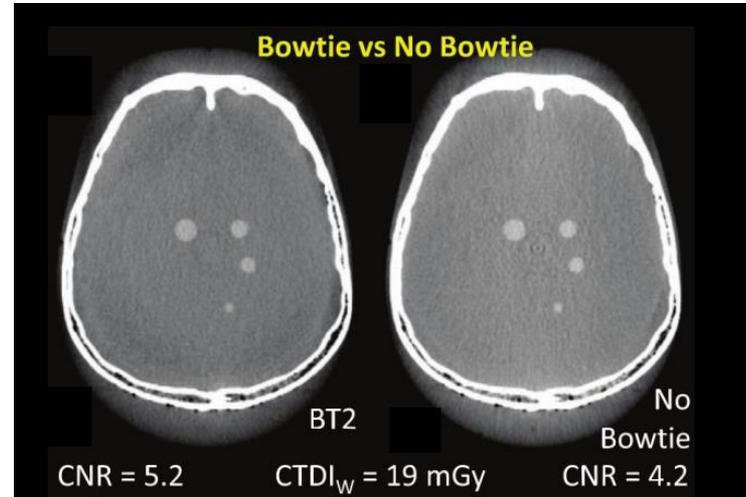
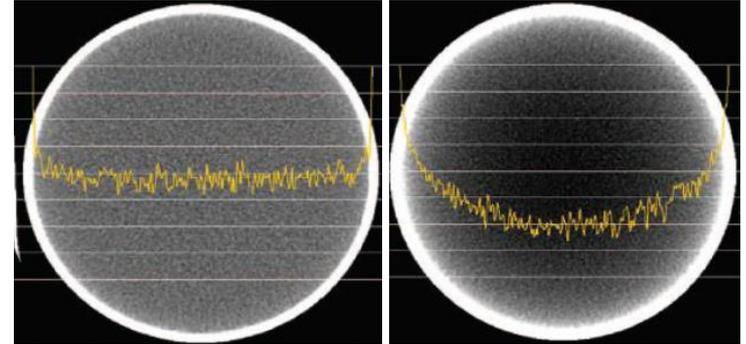
CAS PARTICULIER AU SCANNER : FILTRE PAPILLON (BOWTIE FILTER)

Lors de la traversée du patient ou de l'objet à imager, l'énergie moyenne du faisceau de RX augmente

→ le faisceau devient plus « dur » d'où des μ (coefficient d'atténuation) de plus en plus faibles pour un même tissu

Impact sur l'image : artefacts sous formes de :

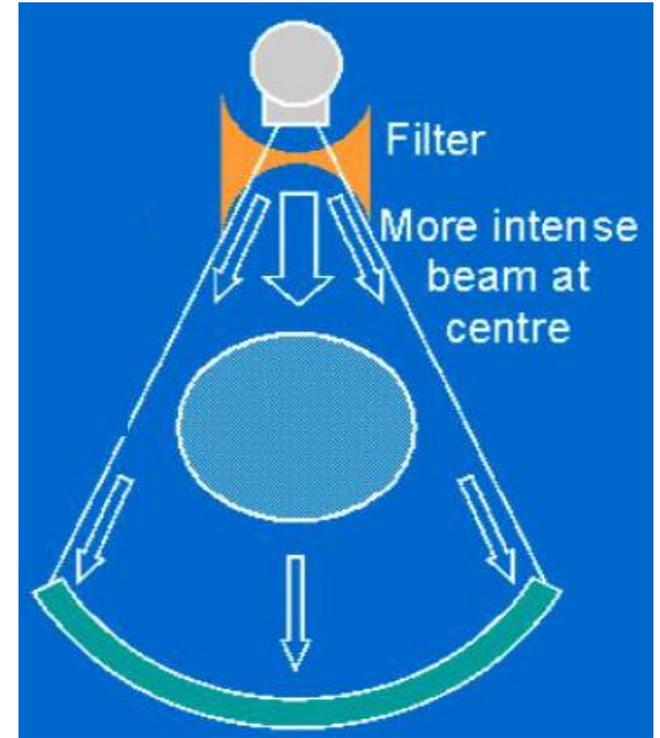
- Effet « cuvette »
- Bandes ou trainées



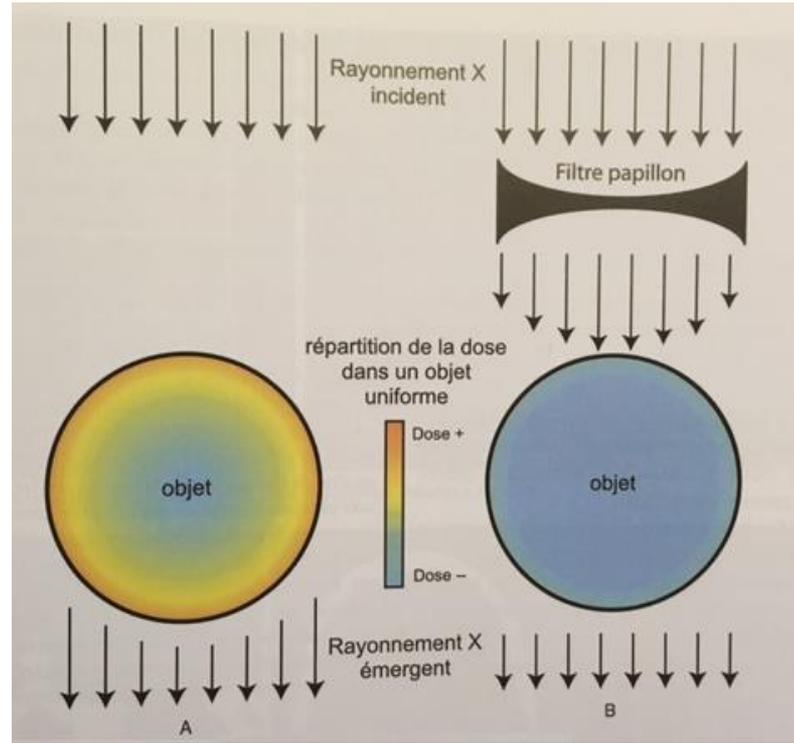
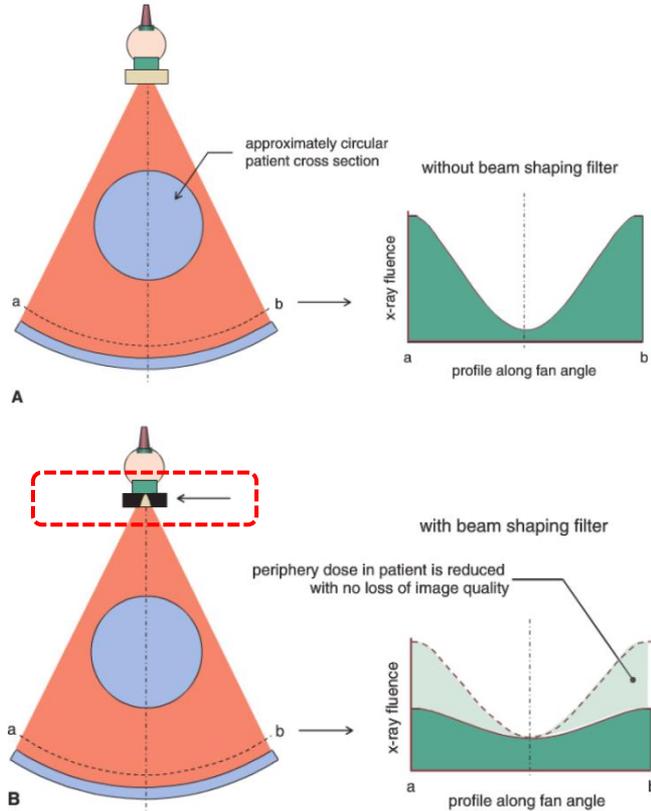
CAS PARTICULIER AU SCANNER : FILTRE PAPILLON (BOWTIE FILTER)

Objectif :

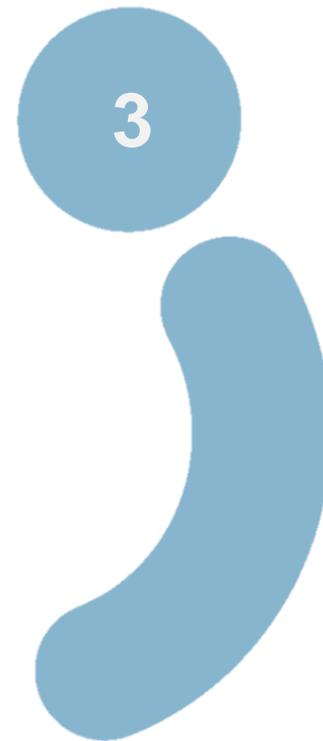
- Compenser les variations d'épaisseur du patient
- Homogénéiser le dépôt de dose dans le volume
→ Homogénéiser le rapport signal/bruit
- Limiter l'accumulation de dose au niveau cutané



CAS PARTICULIER AU SCANNER : FILTRE PAILLON (BOWTIE)



INTERACTION AVEC LE PATIENT

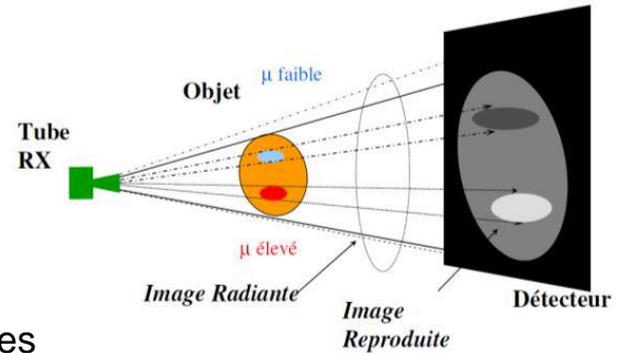


INTERACTION AVEC LE PATIENT

L'image radiologique n'est pas l'image de l'objet lui-même mais la projection sur un plan des valeurs des coefficients d'atténuation (μ) de chaque structure traversée par les rayons X

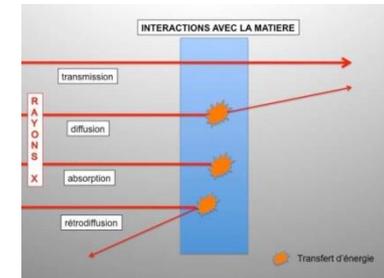
L'image radiante dépend :

- Des formes et des épaisseurs des structures traversées
- Des différentes densités rencontrées
- Du rayonnement diffusé (+ ou – important)



L'atténuation du faisceau de rayonnements X a plusieurs causes physiques :

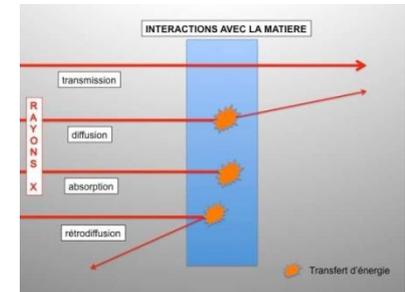
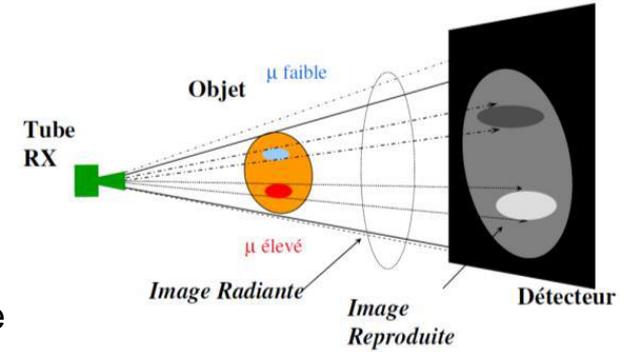
- l'absorption due à l'effet photoélectrique
- la diffusion élastique ou effet Thomson-Rayleigh
- la diffusion inélastique ou effet Compton



INTERACTION AVEC LE PATIENT

Dans le domaine d'énergie de la radiologie *entre 20keV et 150keV* les interactions prédominantes des rayonnements X avec la matière sont :

- L'effet photoélectrique
- L'effet Compton
- (L'effet Thomson-Rayleigh - négligeable)



INTERACTION AVEC LE PATIENT

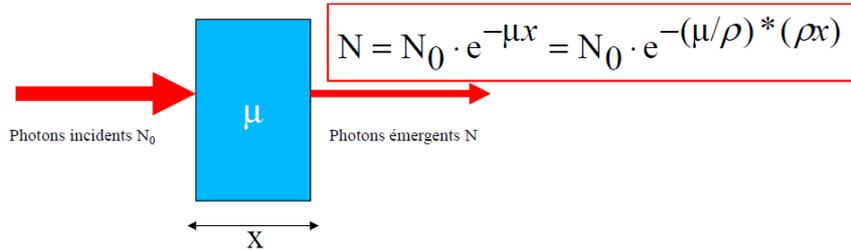
Probabilité des différents processus d'interaction des photons dans l'eau en fonction de leur énergie

| Energie des RX | Effet Photoélectrique | Effet Compton |
|-----------------------|-----------------------|---------------|
| 10 keV | 95% | 5% |
| 25 keV (Mammographie) | 50% | 50% |
| 60 keV (Radiologie) | 7% | 93% |
| 150 keV | 0 | 100% |
| 4 MeV | 0 | 94% |
| 10 MeV (Thérapie) | 0 | 77% |

À partir de la probabilité d'interaction pour chacun de ces effets sont déterminés les coefficients d'atténuation linéiques et massiques.

INTERACTION AVEC LE PATIENT : L' ATTÉNUATION

Atténuation = Absorption + Diffusion



Avec

- x (cm) épaisseur de matériau
- μ (cm^{-1}) coefficient linéique d'atténuation
- μ/ρ ($\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$) coefficient massique d'atténuation
- ρ ($\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$) masse volumique

μ dépend de l'énergie des Photons incidents et de la nature du matériau

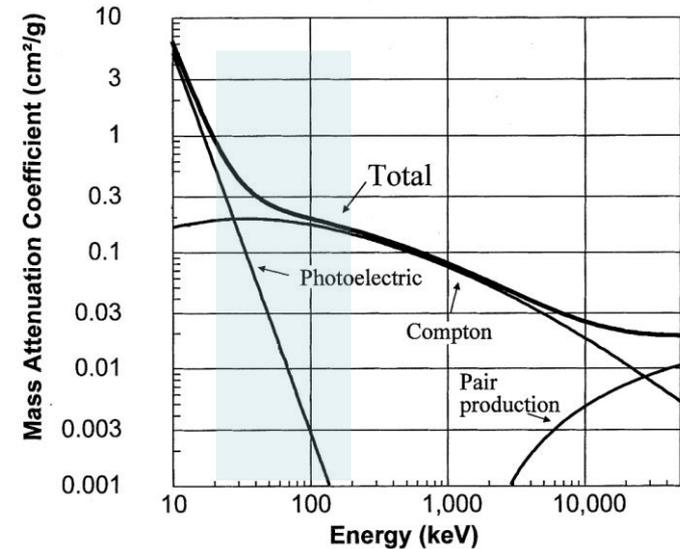
INTERACTION AVEC LE PATIENT : L' ATTÉNUATION

μ dépend de l'énergie des Photons incidents et de la nature du matériau

Les principaux milieux rencontrés en imagerie médicale :

- les os (sternum, cotes et rachis)
- les tissus mous et le sang (équivalents à l'eau)
- l'air dans les voies respiratoires

Mass Attenuation Coefficients for Soft Tissue



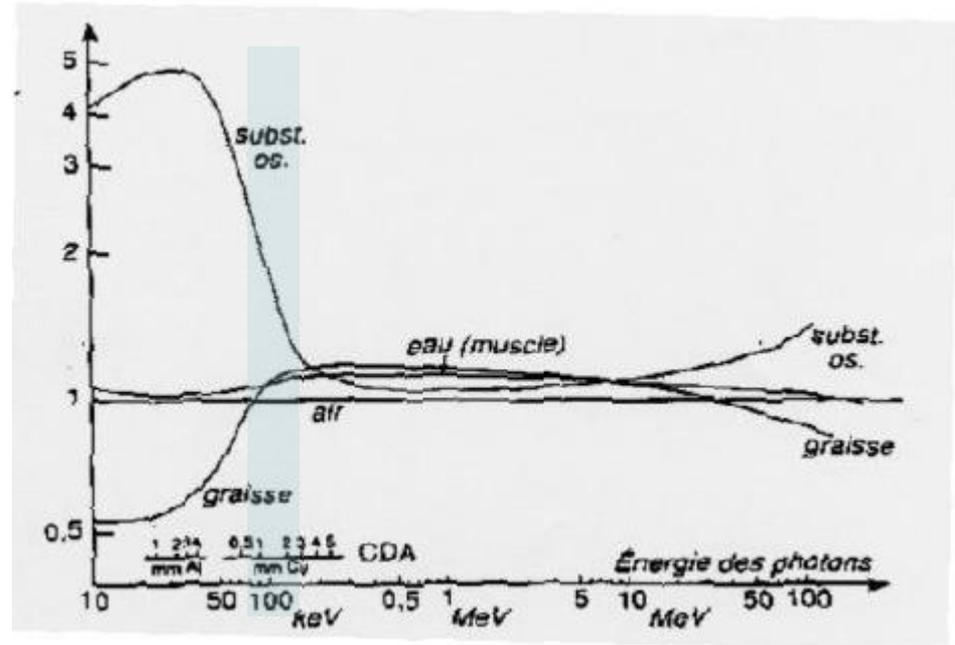
INTERACTION AVEC LE PATIENT : L' ATTÉNUATION

Les variations de μ et image radiographique



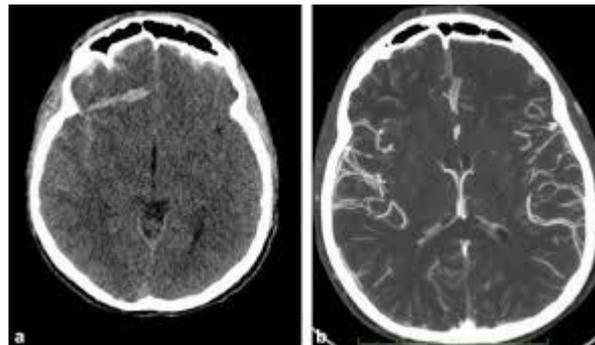
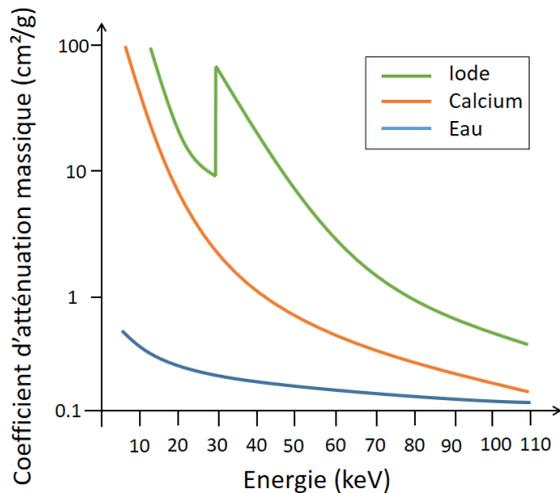
L'image radiographique est formée par les différences d'atténuation du faisceau de rayons X dans les milieux traversés

- A 70 keV : $\Delta\mu_{(os-muscle)} = 1,6 \text{ cm}^{-1}$
- A 150 keV : $\Delta\mu_{(os-muscle)} = 0,3 \text{ cm}^{-1}$



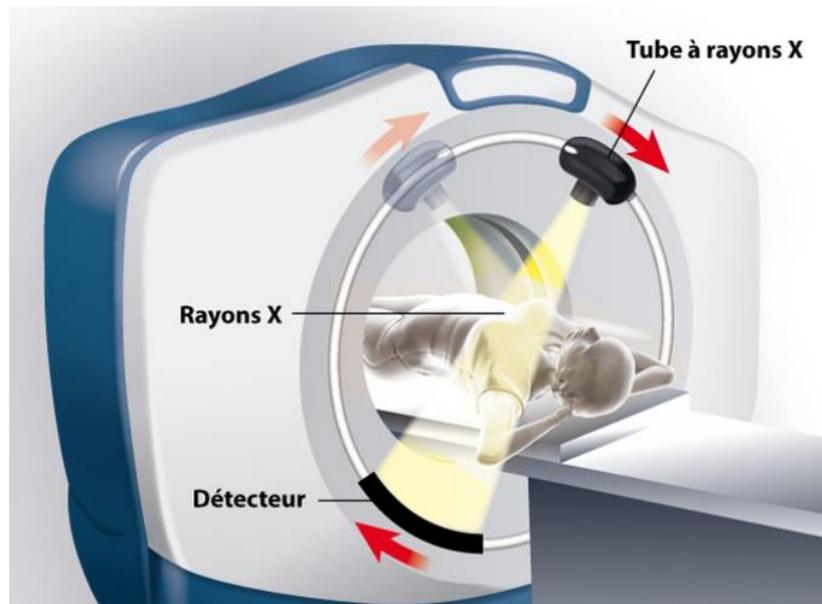
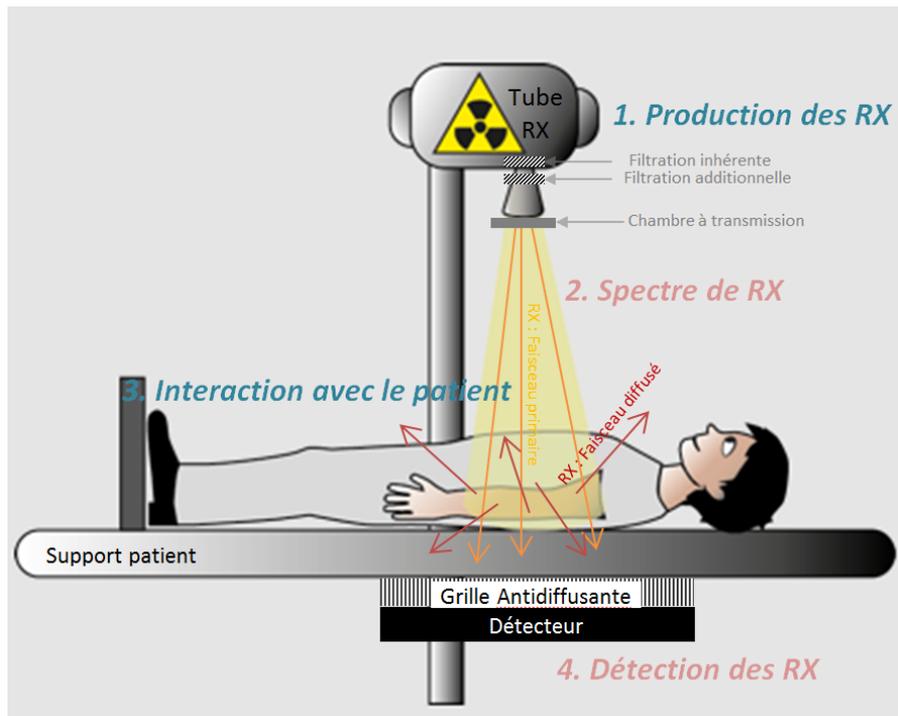
INTERACTION AVEC LE PATIENT : L' ATTÉNUATION

Utilisation des produits de contraste



Produits de contraste ↔ Matériaux haut Z

LES ELEMENTS DE LA CHAINE D'IMAGERIE

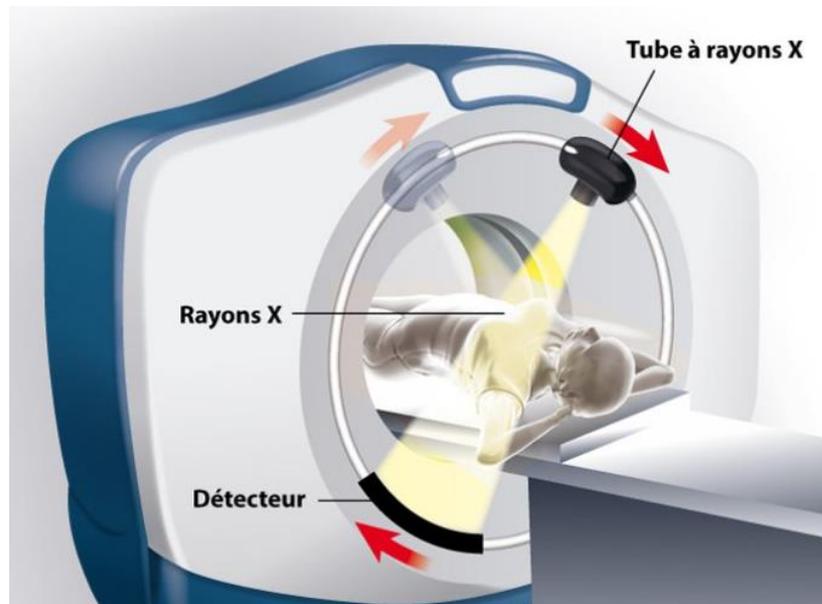
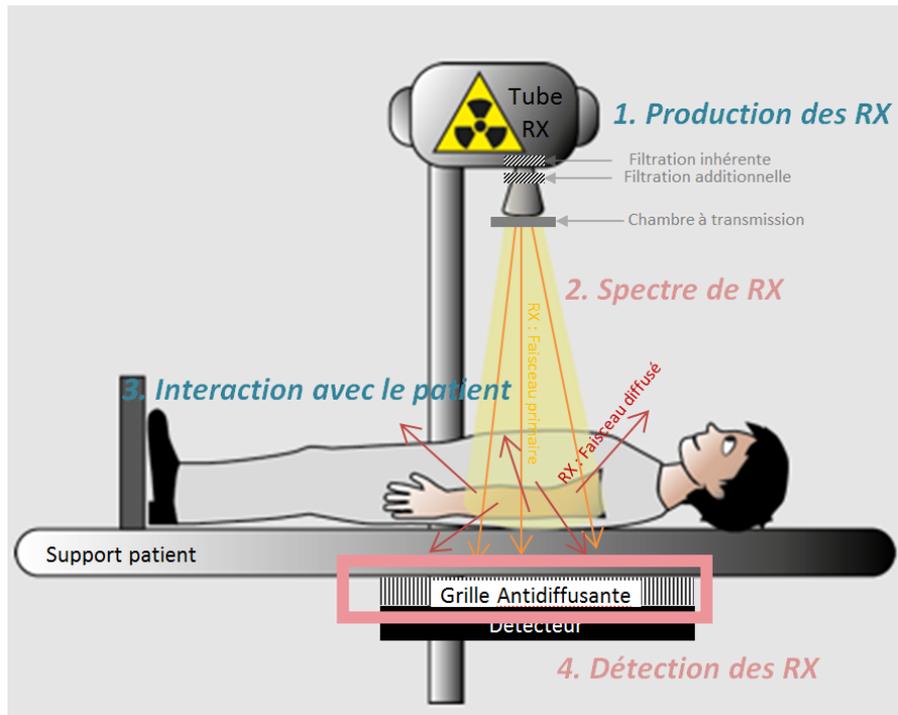




4

DETECTION DES RX

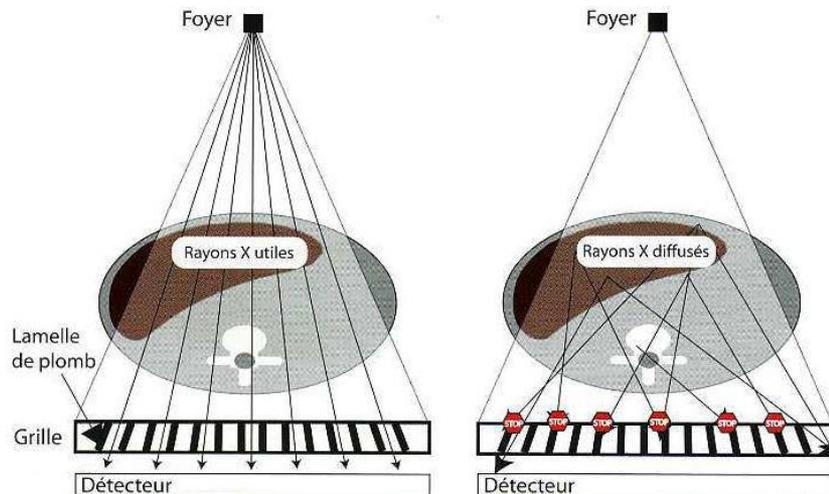
LES ELEMENTS DE LA CHAINE D'IMAGERIE



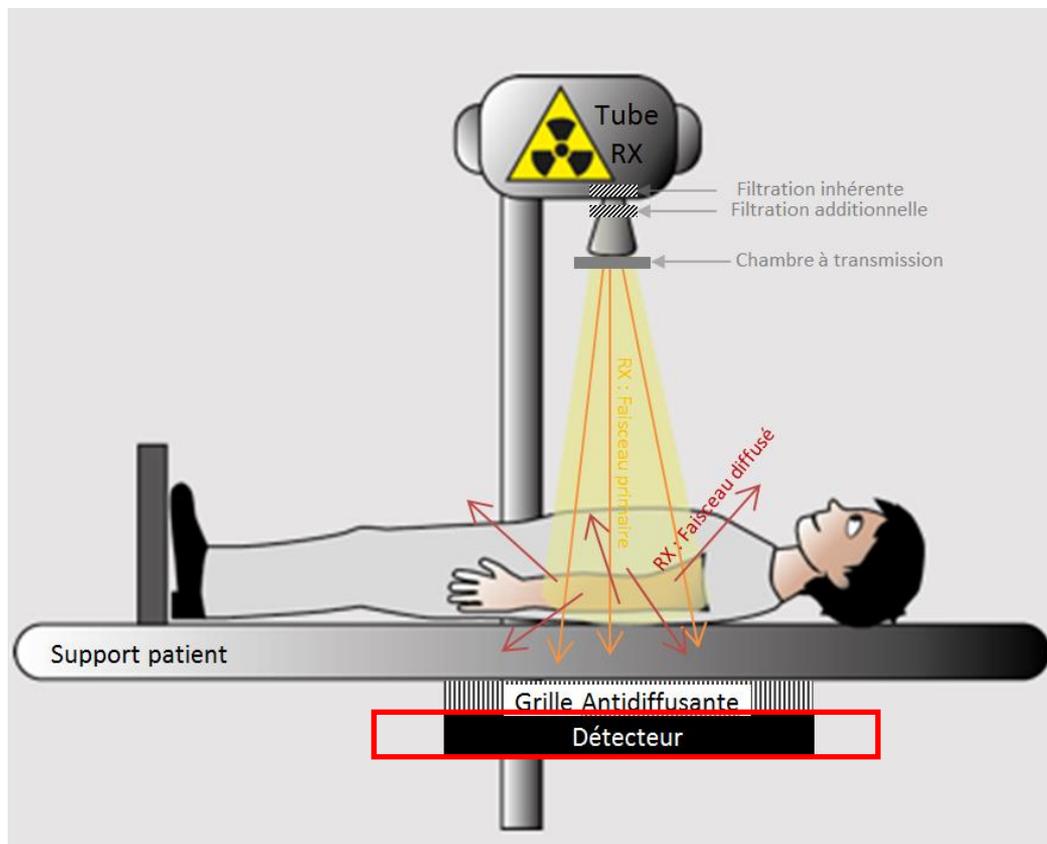
DETECTION DES RX : LA GRILLE ANTI DIFFUSANTE

La grille anti diffusante est utilisée pour améliorer la qualité de l'image radiologique. Elle permet de diminuer la contribution du rayonnement diffusé (Compton, Rayleigh). La grille anti diffusante se place entre le patient et le détecteur. Elle est composée de lamelles de plomb.

Le rayonnement diffusé, dont la direction est aléatoire est intercepté par les lames de plomb



DETECTION DES RX : EN RADIOLOGIE



DETECTION DES RX : EN RADIOLOGIE

LE DETECTEUR

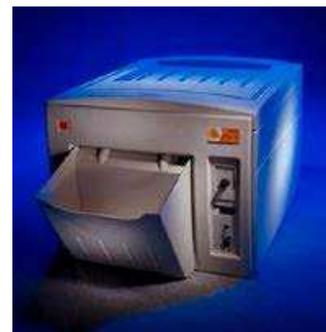
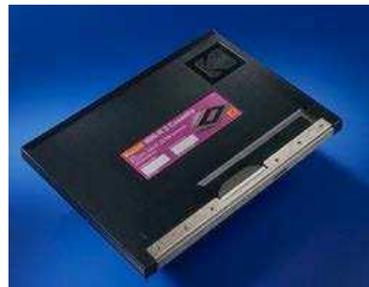
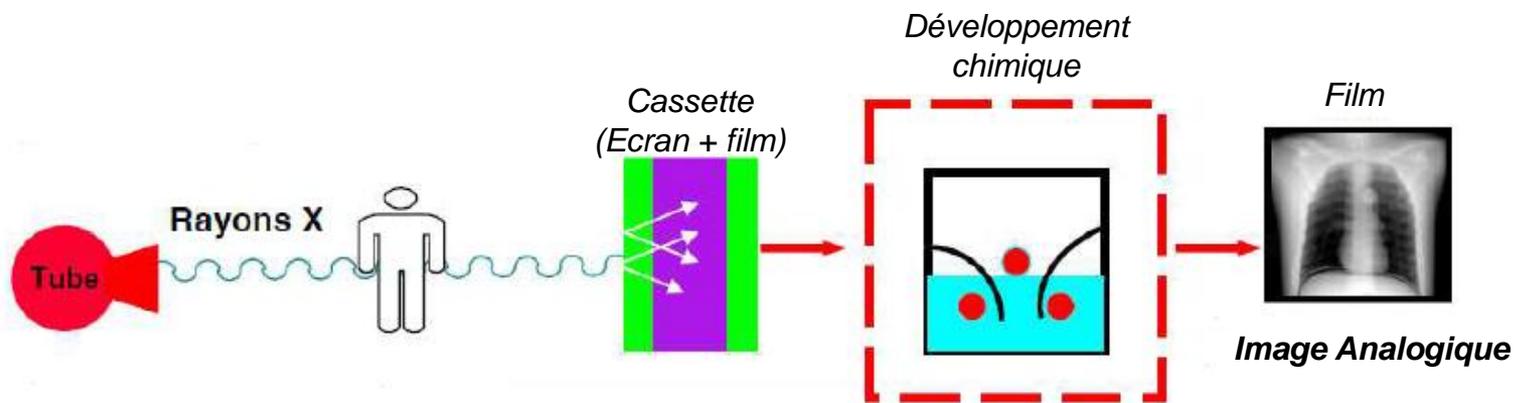
Formation de l'image radiologique

Types de détecteurs :

- Le film radiographique
- Les détecteurs ERLM (Electro Radio Luminescents)
- Les détecteurs plans
- L'amplificateur de luminance

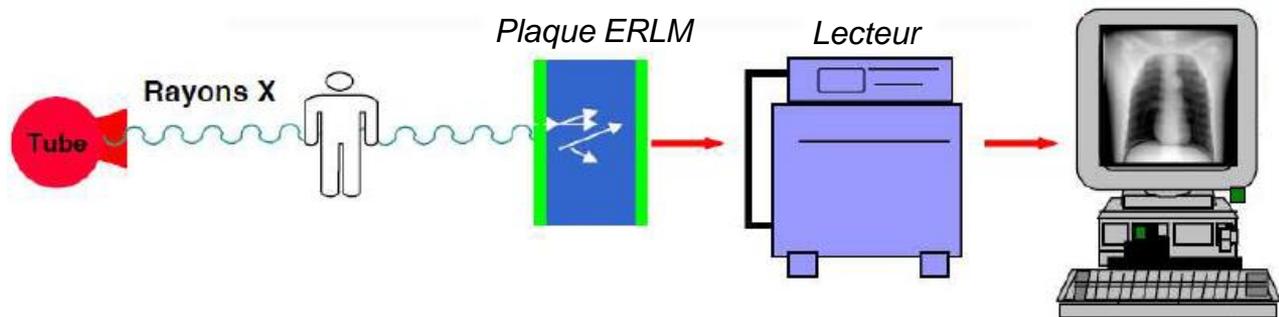
DETECTION DES RX : EN RADIOLOGIE

LE FILM RADIOGRAPHIQUE ↔ COUPLE ECRAN + FILM



DETECTION DES RX : EN RADIOLOGIE

LE DETECTEUR ERLM (CR) ↔ ERLM ELECTRO RADIO LUMINESCENT



(CR : Computed Radiography)

DETECTION DES RX : EN RADIOLOGIE

LE DETECTEUR PLAN (DR)

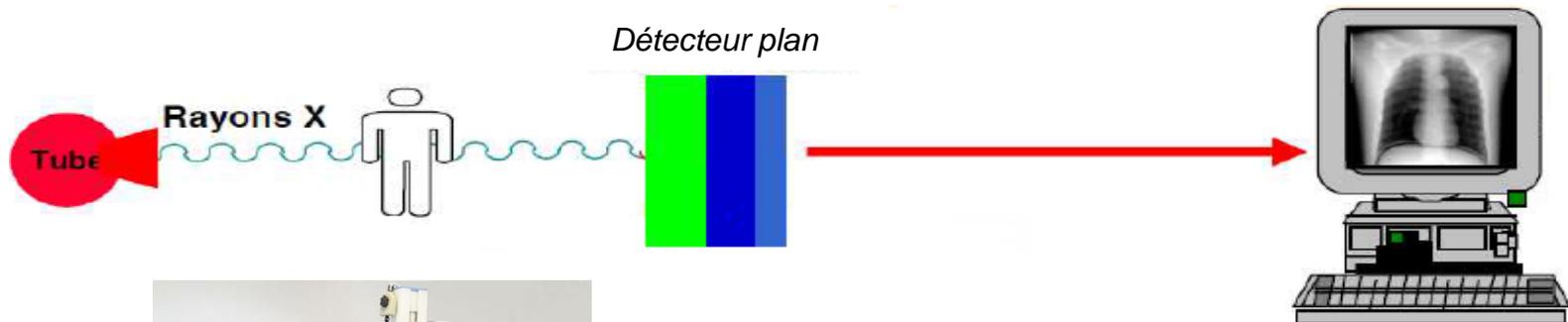
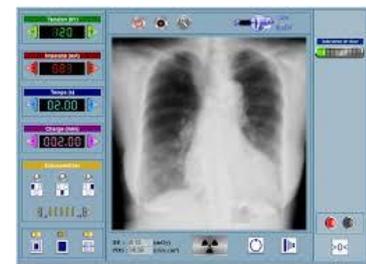
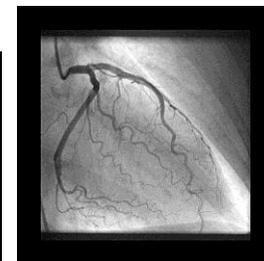
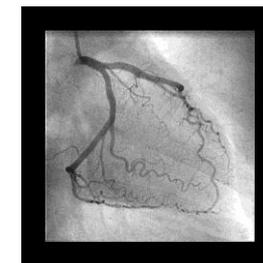
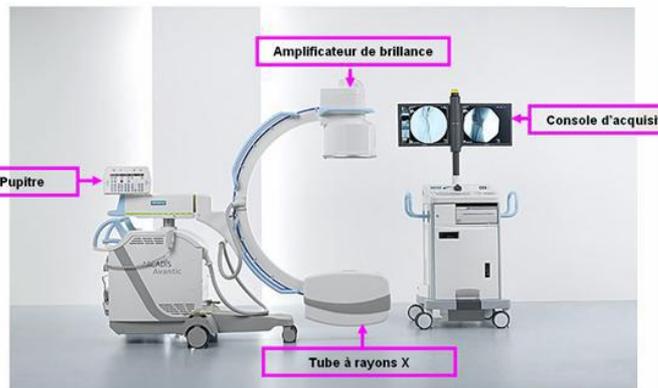
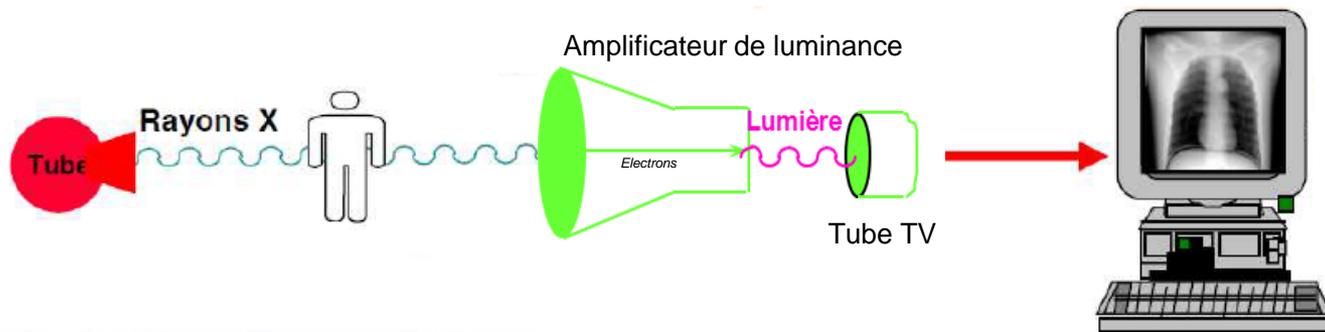


Image numérique



DETECTION DES RX : EN RADIOLOGIE

L'AMPLIFICATEUR DE LUMINANCE



DETECTION DES RX : EN TOMODENSITOMETRIE

LES DETECTEURS SOLIDES A SCINTILLATION

Les détecteurs à scintillation ont une efficacité de détection supérieure aux détecteurs à gaz (utilisés historiquement)

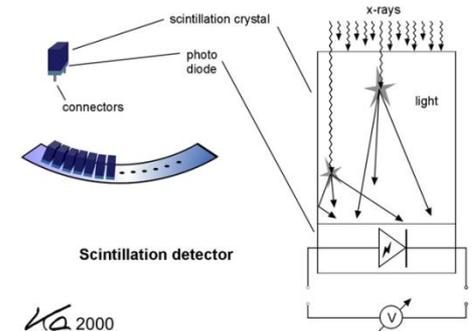
- Il s'agit de matériaux solides donc compacts
- Ils peuvent être usinés en multibarrettes, ce qui en fait le système privilégié aujourd'hui

Un élément de détection est composé :

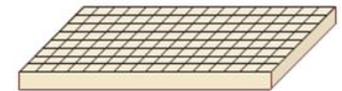
- D'une couche de scintillateur qui transforme le rayon X en photons lumineux
- D'une photodiode qui récolte les photons et transforme le signal lumineux en signal électrique

Scintillateur:

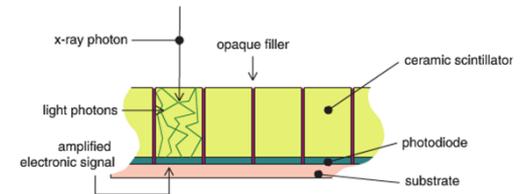
- Cristal : Iodure de césium (structure cristalline en aiguille)
- Céramiques de type oxysulfide de gadolinium (meilleure efficacité de détection)



(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)



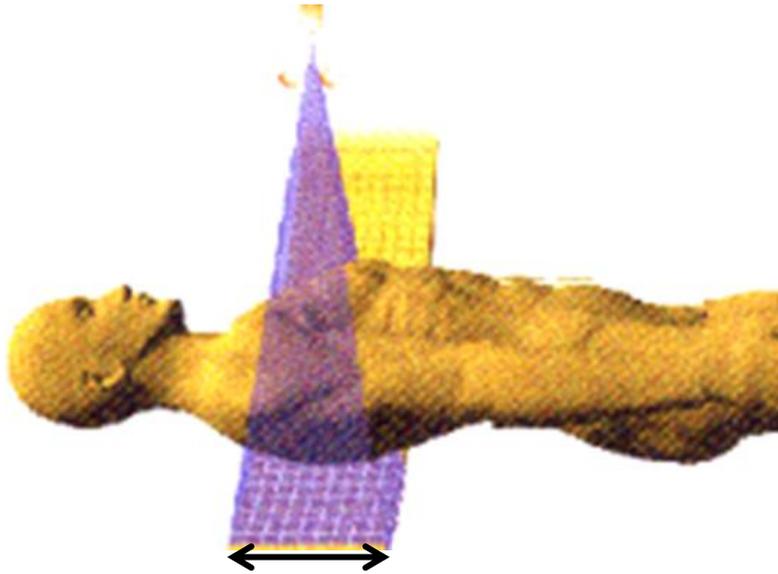
perspective view



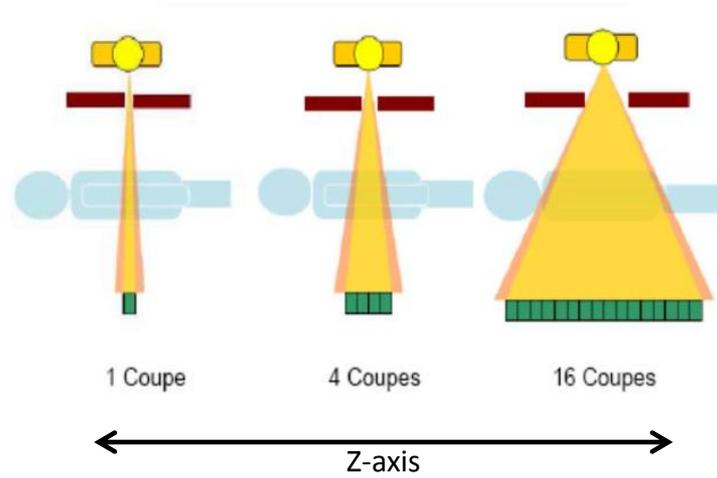
side view

DETECTION DES RX : EN TOMODENSITOMETRIE MULTI DETECTEURS

Scanner Multi coupes / Multi Barrettes / Multi détecteurs



8 à 64 rangées de détecteurs
dans la direction z



DETECTION DES RX : EN TOMODENSITOMETRIE

MULTI DETECTEURS

AVANTAGES

Augmentation de la couverture selon l'axe Z par rotation du tube

- soit exploration du même volume avec des coupes larges
→ examens plus rapides en un seul blocage respiratoire
- soit exploration du même volume avec des coupes fines
→ sensibilité en Z plus fine

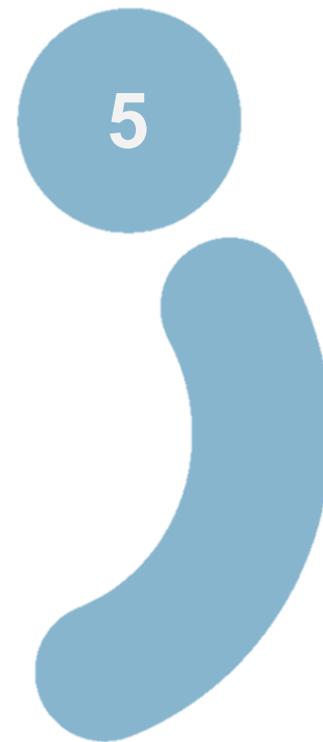
Collimation plus large du faisceau RX

- Longueur imagée plus grande pour une même charge du tube
- Charge de tube plus faible qu'en mono coupe sur l'ensemble de l'acquisition

Fusion de plusieurs coupes fines en une seule coupe large

- Diminue les artefacts associés aux coupes larges
- Coupes acquises simultanément \Rightarrow pas de mouvements entre les coupes

L'IMAGE



L'IMAGE : IMAGES ANALOGIQUES ET IMAGES NUMERIQUES

IMAGES ANALOGIQUES (films)

Images 2D

Densité Optique – noircissement

Contraste

Résolution Spatiale



IMAGES NUMERIQUES

Images 2D et 3D

Taille de Pixel

Echantillonnage – Nombre de Pixel

Quantification – Niveau de gris

Contraste

Résolution

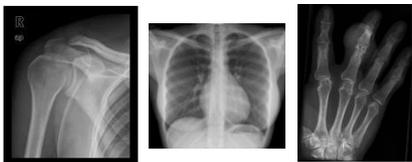
Bruit



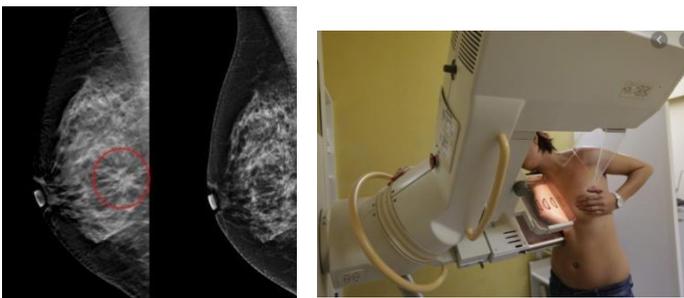
L'IMAGE : IMAGES STATIQUES - IMAGES DYNAMIQUES – IMAGES 3D

IMAGES STATIQUES 2D

- Radiographie de l'épaule – de la main – des poumons



- Examen du sein : Mammographie



IMAGES DYNAMIQUES 2D

- Examen cardiaque : radioscopie



- Radiologie Interventionnelle



VIDEO Avant pose filtre cave
VIDEO Pendant pose filtre cave
VIDEO Après pose filtre cave

IMAGES 3D

- Imagerie du Sein : TomoSynthèse
- Radiologie Interventionnelle : Reconstruction 3D
- Tomodensitométrie

VIDEO Avant cimentoplastie

VIDEO Après cimentoplastie

L'IMAGE : IMAGES ANALOGIQUES ET IMAGES NUMERIQUES

IMAGES NUMERIQUES

Taille de Pixel

Le pixel:

Plus petit élément d'une surface de détection (capteur/détecteur)

Plus petit élément d'une surface de visualisation (écrans des consoles d'interprétation)

Plus petit élément constituant l'image numérique

Echantillonnage – Nombre de Pixel

Une image numérique est constituée d'un ensemble de points appelés Pixels », cet ensemble de points constitue la matrice

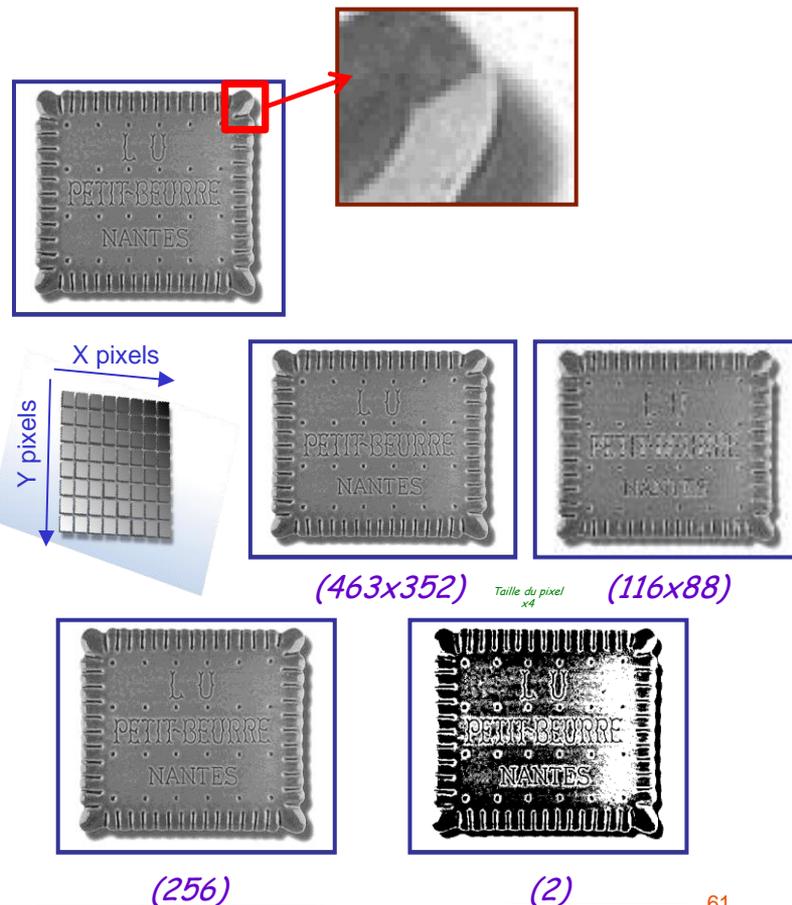
L'image numérique est échantillonnée en X*Y pixels

Quantification – Niveau de gris

Mesure de l'amplitude de chaque échantillon (pixel)

Chaque pixel « contient » une information appelée en imagerie médicale « niveau de gris »

On affecte une valeur numérique à chaque échantillon (pixel)



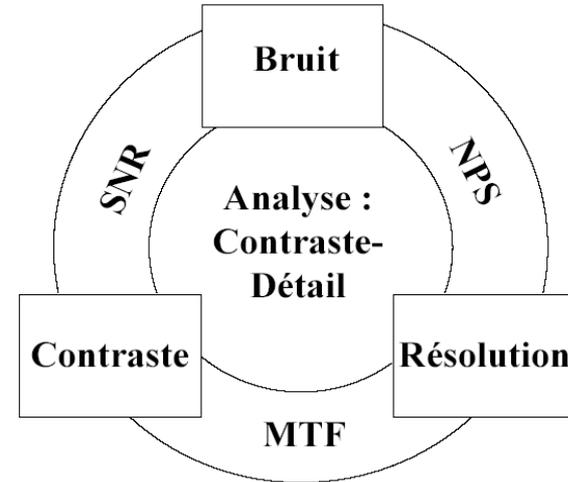
L'IMAGE : IMAGES ANALOGIQUES ET IMAGES NUMERIQUES

IMAGES NUMERIQUES

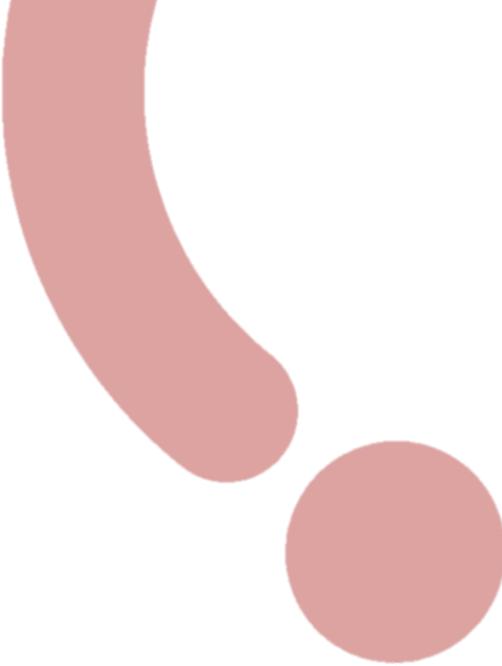
Contraste – résolution spatiale - Bruit

La qualité d'une l'image numérique dépend:

- 1) *Du bruit de l'image*
- 2) *De la résolution spatiale*
- 3) *Du contraste*



« COMPROMIS TECHNOLOGIQUE »



CONCLUSION/RESUME

L'IMAGERIE MEDICALE

Table de radiologie conventionnelle



Table de radiologie interventionnelle



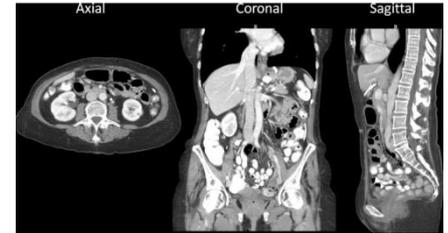
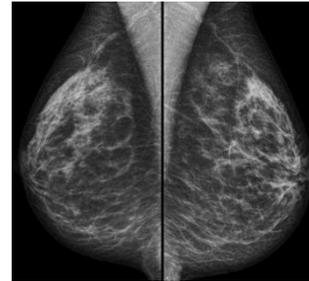
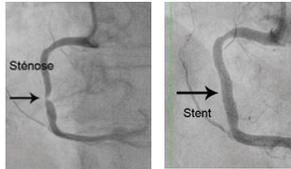
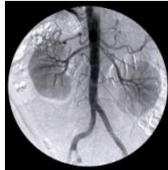
Arceau de bloc



Mammographe



Scanner



MER C I