

Support de cours

TDM et Médecine Nucléaire

جامعة ابو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaid-tlemcen



Chapitre I: Introduction à l'Imagerie Médicale

Mme A. Feroui

10/10/2023

Tomodensitométrie et médecine nucléaire



Plan

- **Introduction**
- **Types d'imagerie (Imagerie morphologique, Imagerie fonctionnelle et moléculaire)**
- **Généralités sur les techniques et instrumentation d'imagerie médicale**
- **Définition de l'image et ces propriétés.**
- **Types d'images**
- **Principaux formats d'images**
- **Processus d'analyse d'image (Acquisition, Traitement, Analyse, Interprétation)**

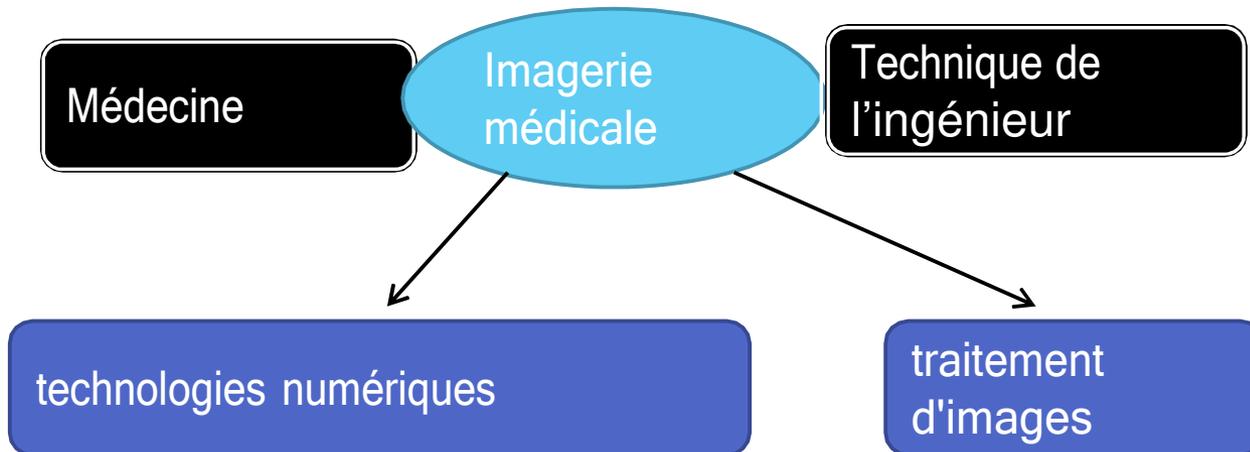
I. Introduction

4

- Le corps humain n'a pratiquement plus aucun secret pour la médecine.
- Découvertes en matière d'examens permettant d'étudier et de voir le corps humain dans toutes ses dimensions.
- L'imagerie médicale est la plus grande avancée dans ce domaine,

I. Introduction

5



I. Introduction

Définition de l'imagerie médicale

- Regroupe l'ensemble des techniques utilisées par la médecine pour **le diagnostic** mais offrent aussi de nouveaux espoirs **de traitement** pour de nombreuses maladies. Cancer, épilepsie... l'identification précise de la lésion facilite déjà le recours à la chirurgie,
- Ces techniques permettent également de mieux comprendre **le fonctionnement** de certains organes encore mystérieux, comme le cerveau.
- Regroupe les moyens d'acquisition d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion d'ondes ultrasons ou la radioactivité.

I. Introduction

Définition de l'imagerie médicale

- Elle a révolutionné la médecine en donnant un accès immédiat et fiable à des informations au diagnostic clinique, comme par exemple aux caractéristiques anatomiques, voire même à certains aspects du métabolisme (fonctionnement des organes (le flux sanguin...))

I. Introduction

Role de l'imagerie médicale en médecine?

- Obtenir une image médicale révélant un ensemble d'informations sur le fonctionnement d'un organe comme le **cœur** et ses artères.
- Devenue indispensable au diagnostic d'un grand nombre de pathologies (exp: maladie d'Alzheimer)
- Le suivi de l'évolution des maladie en offrant des comparatifs rationnels.
- Obtenir une visualisation d'information médicale: image 2D,3D et 4D

I. Introduction

Role de l'imagerie médicale en médecine

- Elle met en œuvre différents principes physiques (US, RX, RMN, RAYONS GAMA).
- Elle permet au médecin d'explorer le corps humain et ainsi d'établir **des diagnostics** de plus en plus précis
- Elle offre en outre l'avantage d'être **non invasive**
- L'imagerie médicale compile plusieurs données et informations grâce à ses différentes techniques.

I. Introduction

Role de l'imagerie médicale en médecine

- L'évolution des techniques d'imagerie a permis :
- **meilleur diagnostic** : localiser, comprendre et quantifier les pathologies
- **thérapeutique** : les traiter



I. Introduction

11

Utilisation clinique de l'image

Une pathologie peut se traduire sur l'image par :

- ▮ une différence entre la forme examinée et la forme connue (ex : sténose = rétrécissement vasculaire).



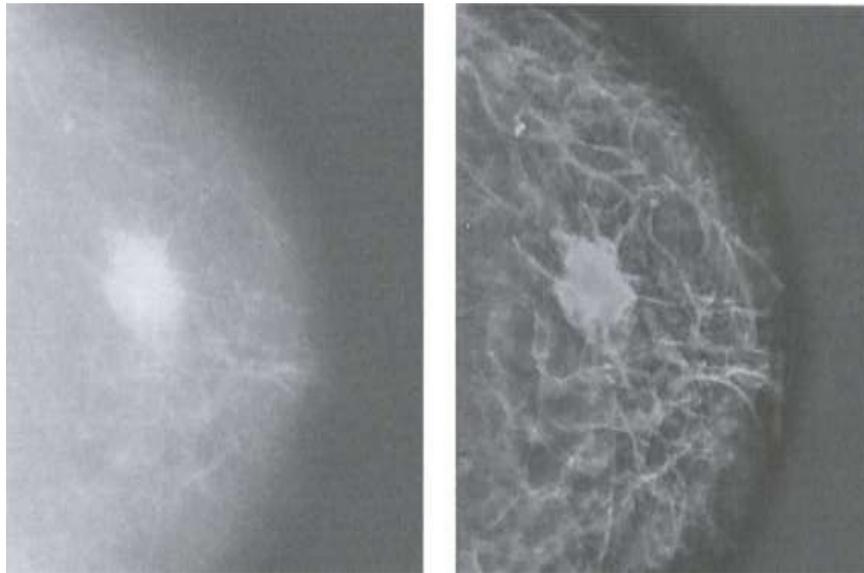
10/10/2023

I. Introduction

12

Utilisation clinique de l'image

- Une variation locale du niveau de gris d'un organe (exemple : tumeur) ;



Détection des tumeurs cancéreuses à partir d'une mammographie

10/10/2023

I. Introduction

Utilisation clinique de l'image

- Un contraste anormal (trop faible ou trop fort) entre un organe et ses voisins



I. Introduction

Utilisation clinique de l'image

- Une texture inhabituelle (exemple : ostéoporose = une maladie caractérisée par l'amincissement et l'affaiblissement des os.



I. Introduction

Intérêt et Objectif du traitement informatique des images médicales

- L'informatique peut intervenir dans toutes les phases d'acquisition et de traitement des images médicales.

Exemples de traitement de l'image en médecine :

L'informatique intervient directement dans la génération de certains types d'images qui ne pourraient être obtenues autrement (tomodensitométrie, IRM,...)

I. Introduction

Intérêt et Objectif du traitement informatique des images médicales

- **Le traitement** des images numériques peut être utilisé pour :
- Améliorer la qualité de l'image et réduire le bruit dû à l'acquisition
- Mesurer les paramètres d'intérêt clinique (mesure de surface, de distances, etc.)

I. Introduction

Intérêt et Objectif du traitement informatique des images médicales

- **La compression** des images permet de réduire le volume de stockage.
- **La télétransmission** des images entre les structures hospitalières permet une consultation rapide de plusieurs experts pour une décision diagnostique et thérapeutique.

I. Introduction

18

□ Histoire De L'imagerie Médicale

Rayons X

- 1895 : découverte du principe des rayons X par Rontgen
- 1972 : scanner mis au point par Mc Cornack et Hounsfield

Ultrasons

- 1915 : propagation des ultrasons (SONAR)
- 1955 : première échographie par Edler

IRM

- 1945 : découverte de la résonance nucléaire par Purcell et Bloch
- 1973 : première image IRM d'un animal par Lauterbur

Nucléaire

- 1934 : découverte de la radioactivité naturelle par Becquerel et Curie
- 1990 : développement de la médecine nucléaire

10/10/2023

II. Types d'imagerie Médicale

□ Trois types d'imagerie Médicale

**** Imagerie morphologique ou anatomique**

**** Imagerie Fonctionnelle**

**** Imagerie moléculaire**



II. Types d'imagerie Médicale

➤ **Imagerie morphologique** : étude de l'anatomie

organes divers, durs ou mous, immobiles ou en mouvement, réseau vasculaire, ...

- **Vocation**: mettre en évidence des anomalies morphologiques

- **Exemple**:

- détection des fractures (radiographie conventionnelle)
- contrôle du développement du fœtus (échographies fœtales)

- **Modalités privilégiées**:

Radiographie, IRM, scanner X (TDM), échographie



II. Types d'imagerie Médicale

➤ **Imagerie fonctionnelle** : Étude de la fonction d'un organe

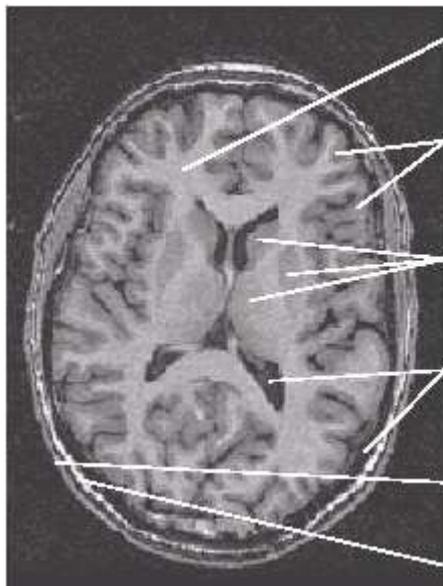
- flux sanguins, volume sanguin, mouvement, activité électrique, métabolisme du glucose, consommation d'oxygène,
 - Elle permet de détecter des dysfonctionnements précédant l'apparition d'anomalies morphologiques,
 - **Modalités privilégiées:**
- imagerie scintigraphique, IRMf
- **complémentaire à l'imagerie anatomique.**

II. Types d'imagerie Médicale

Exemples:

Imagerie cérébrale :

Anatomie



Substance blanche

Substance grise
(cortex)

Substance grise
(noyaux gris)

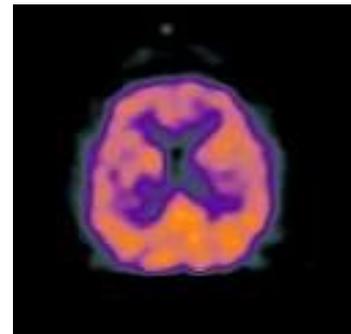
Liquide céphalorachidien
(LCR)

Peau

Graisse

Fonction

- activité « électrique »
- flux/volume sanguin
- taux d'oxygénation
- ...



Os (crâne)



Réseau vasculaire

Insuffisance de l'imagerie anatomique

23

□ Imagerie morphologique suspecte

- Imagerie fonctionnelle anormale

→ caractéristiques fonctionnelles
indispensables pour statuer sur la
nature d'une anomalie anatomique



10/10/2023

23



II. Types d'imagerie Médicale

24

- Imagerie fonctionnelle anormale Absence de repère anatomique



- Imagerie anatomique nécessaire à la localisation des anomalies fonctionnelles



Imageries anatomiques et fonctionnelles : **complémentaires**

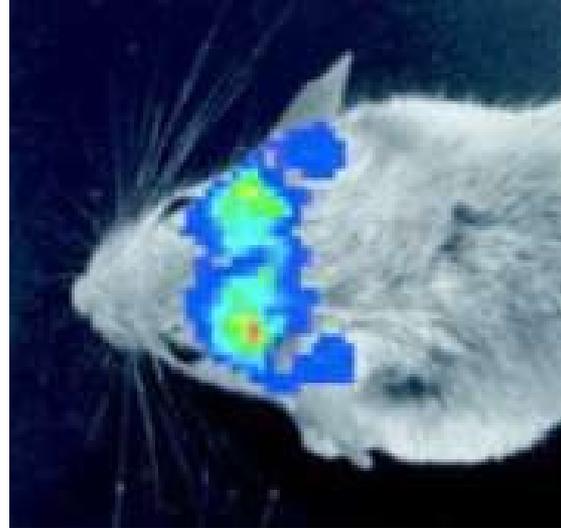
10/10/2023

II. Types d'imagerie Médicale

25

** Imagerie moléculaire

La visualisation directe ou non des gènes ou des protéines.
Actuellement essentiellement développée chez le petit animal





III. Modalités et instrumentation d'imagerie médicale

26

- Les modalités d'imagerie **anatomiques** en coupe
 - scanner X
 - IRM
 - Echographie 2D
- Les modalités d'imagerie **fonctionnelles** en coupe
 - La scintigraphie
 - IRMf

La tomographie: Scanner X

27

- **Tomodensitométrie, computerized tomography (CT)**



La tomographie: Scanner X

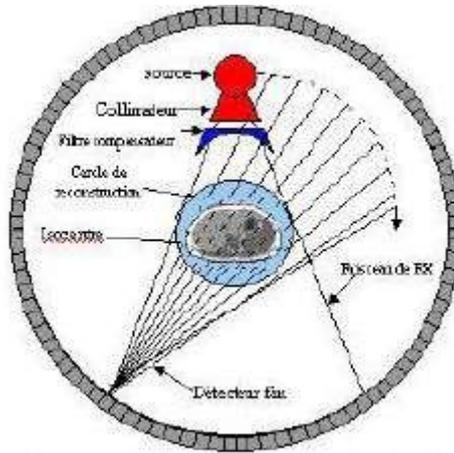
28

□ **Méthode:**

- Atténuation du faisceau RX par les tissus traversés
- 1 paramètre physique: μ (coefficient d'atténuation)
- Projection : détection du faisceau modifié dans une direction
- Coupe tomographique: calcul dans un plan de la distribution des points atténuants (tissus)
- Image = distribution dans le plan de coupe des coefficients d'atténuation = $\mu(x,y)$

Tomodensitométrie

□ 4^{ème} génération



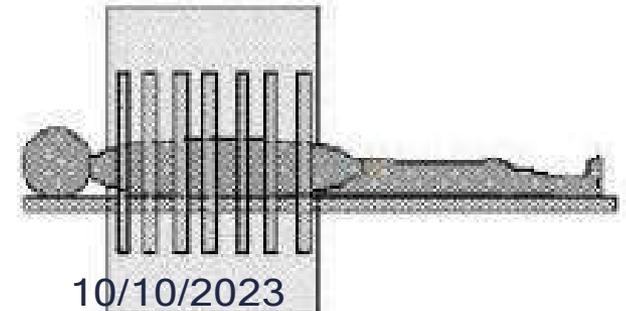
Cerveau normal



Hématome Cérébral

- La couronne de détecteurs est fixe et seul le tube tourne autour de l'objet.

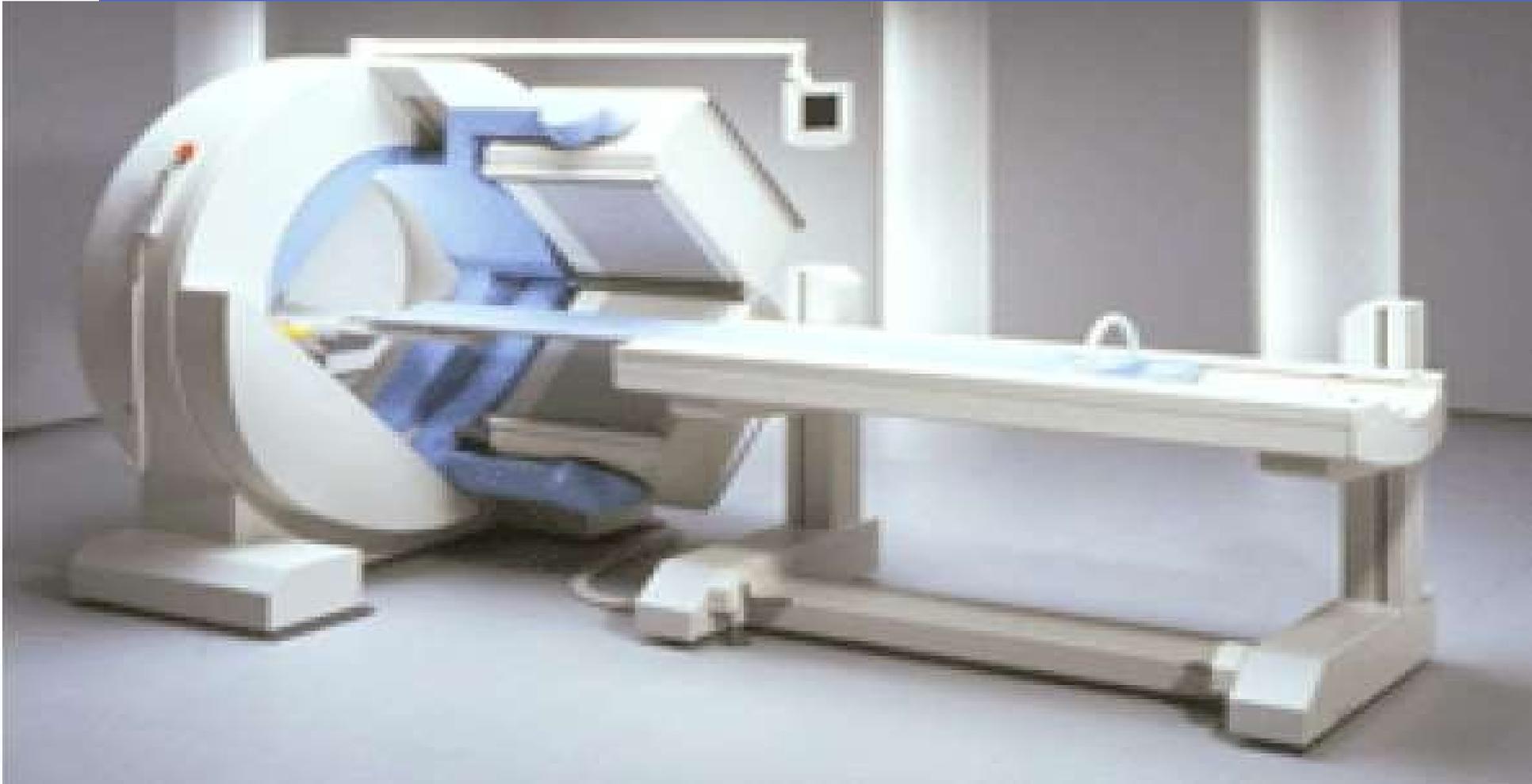
- Coupes séquentielles



Médecine Nucléaire

- 1. La scintigraphie est une technique d'imagerie utilisant des éléments radioactifs liés à des molécules spécifiques préalablement injectés au patient.
- 2. La collection des images utilise une instrumentation formée d'une gamma-caméra connectée à un système informatique de traitement de l'image.
- 4. Procédé d'imagerie:
 - - Tomographie par émetteur de positon (TEP)
 - - Tomographie d'émission à simple photon (SPECT)

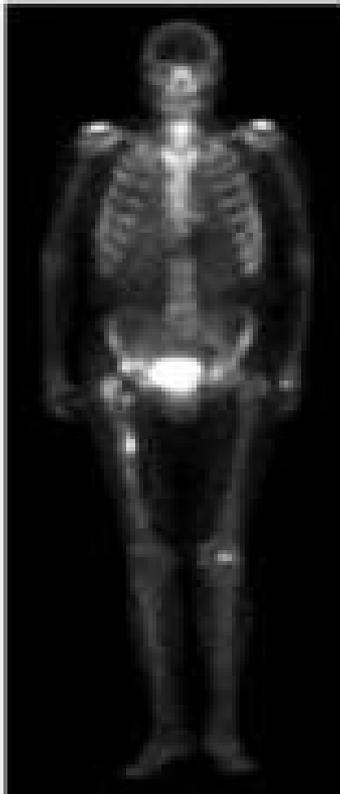
Médecine Nucléaire



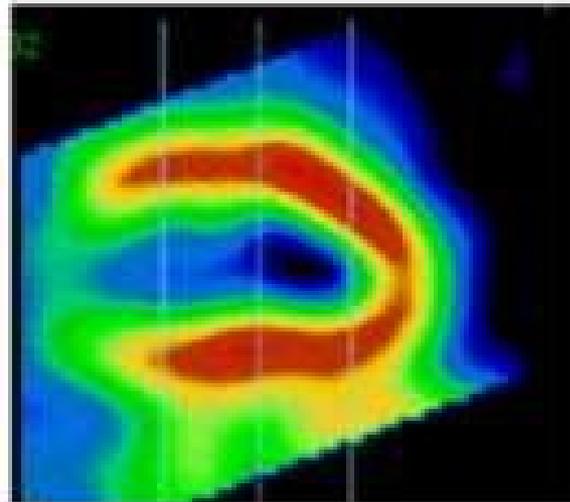
10/10/2023

Médecine Nucléaire

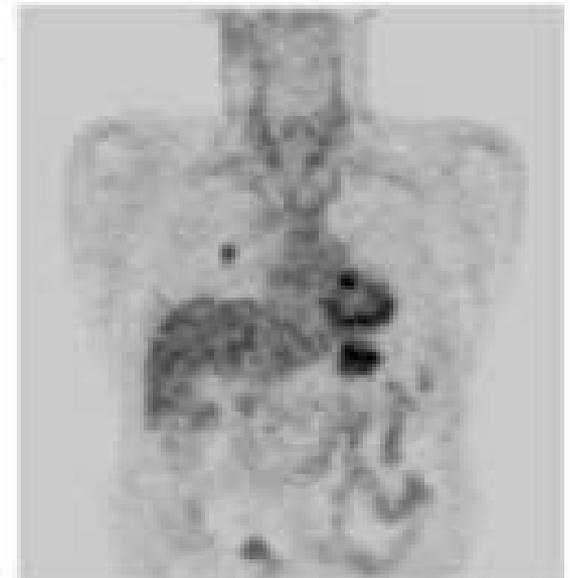
Exemples d'imagerie scintigraphique



Scintigraphie osseuse



Tomoscintigraphie
cardiaque



Tomographie à
Emission de
Positons

Imagerie par résonance magnétique

□ **Méthode:**

- Principe de la résonance des protons

(noyaux d'hydrogène) contenus dans l'organisme (eau, graisse, ...)

- Aimantation des protons par des ondes électromagnétiques
(aimants, bobines)

- Signal émis lors du retour à l'état de base des protons

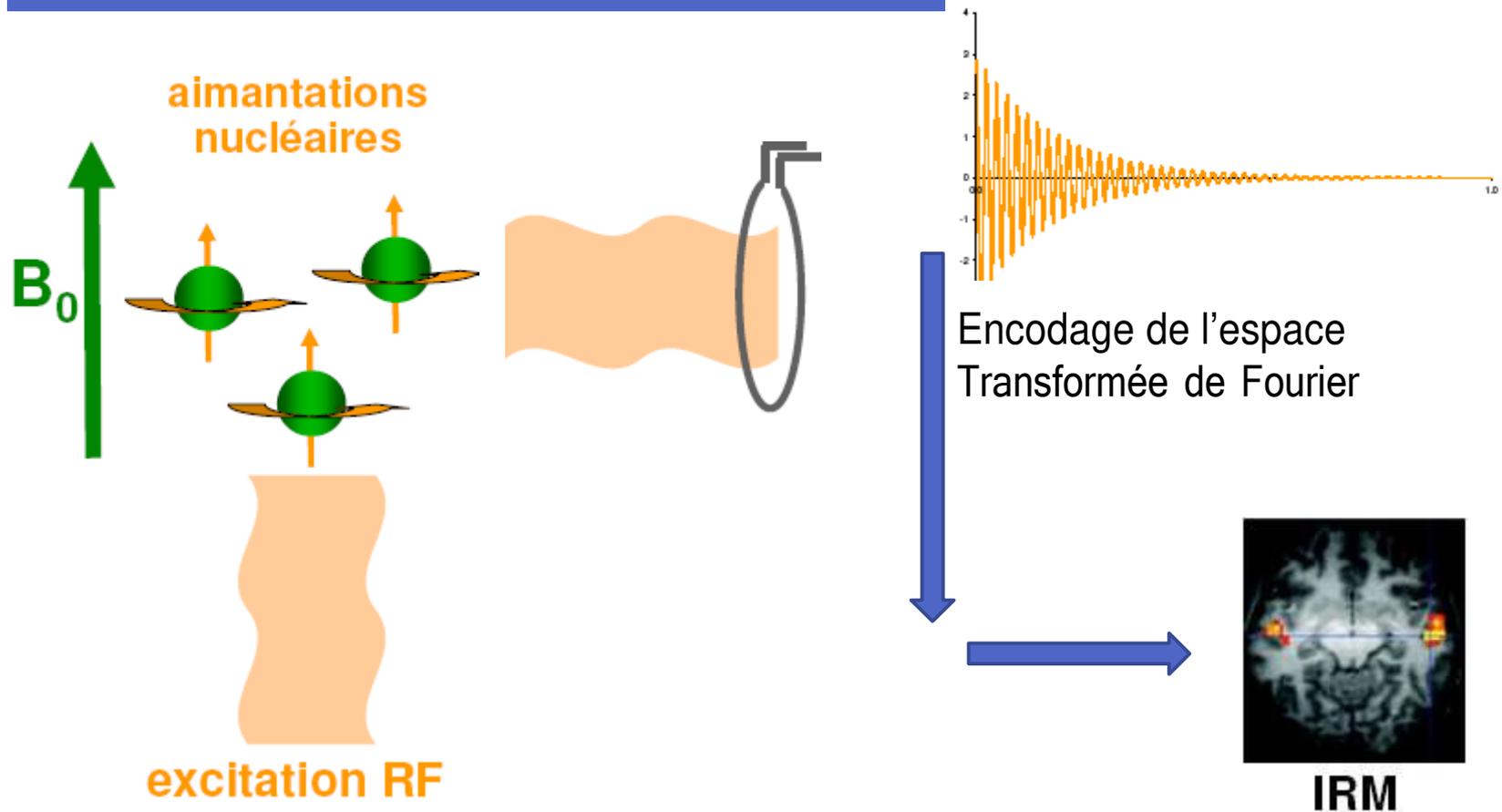
□ **Avantages:**

- NON invasive

- Très bonne résolution

- Apport d'informations morphologique et "fonctionnelle"

Imagerie par résonance magnétique



Imagerie par résonance magnétique

Appareillage



Modèle "tunnel"



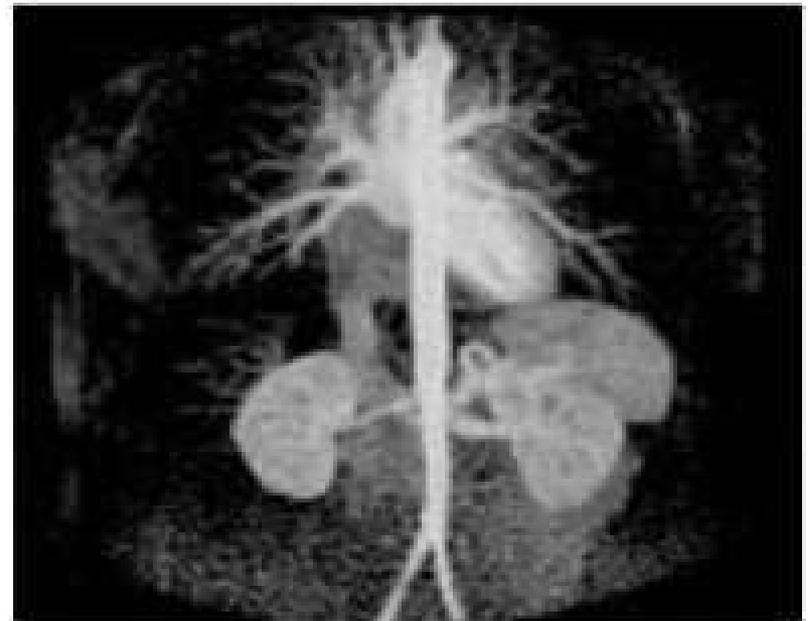
Modèle ouvert

Imagerie par résonance magnétique

Exemples d'imagerie IRM



Systeme nerveux



IRM vasculaire

Echographie

- Permet d'explorer toutes sortes d'organes tels que muscles, articulations, foie, rein fœtus.
- place une sonde sur la région à examiner après avoir appliqué un gel sur la sonde.
- Dans cette sonde sont placés un émetteur et un récepteur d'ultrasons inoffensifs pour le patient.
- Cette manipulation répétée de 15 à 30 fois par seconde permet d'obtenir une image dynamique.

Echographie

- Quand l'émetteur émet un ultrason, celui-ci pénètre les tissus jusqu'à ce qu'il rencontre une structure entraînant sa réflexion
- Plus la structure provoquant la réflexion est éloignée de la sonde, plus le signal réfléchi mettra du temps à revenir.
- L'écho qui en résulte est enregistré et donne des informations sur la position des tissus rencontrés.

Echographie

Appareillage



Echographe



Transducteur US

Article
Doppler



Article
Echographie



Article
Echographie
cardiaque ou
échocardiographie



Article
Echographie
mammaire



10/10/2023

échographie 2D: Applications:

40

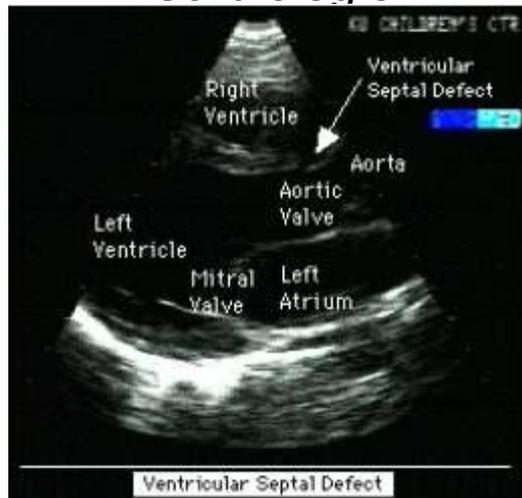
Abdomen



Développement du fœtus



Cardiologie



recherche de malformations



10/10/2023

IV. Caractéristiques des images

4.1 Définition de l'image :

- ❑ la représentation d'une scène, d'un objet ou d'un phénomène physique acquis par un système tel que : appareils photographique, caméra, radiographies, scanner....etc.).
- ❑ Elle est considérée comme une fonction $f(x,y)$ définie sur un espace 2D (image radiographique...) ou 3D (image échographique..) .
- ❑ Elle peut être sous deux formes : Analogique (ex: photographie, vidéo..) ou numérique (image acquise, créée, traitée, et stockée par un codage binaire (image traitée par ordinateur)

4.2 Image numérique :

- ✓ matrice 2D ou les éléments sont des pixels

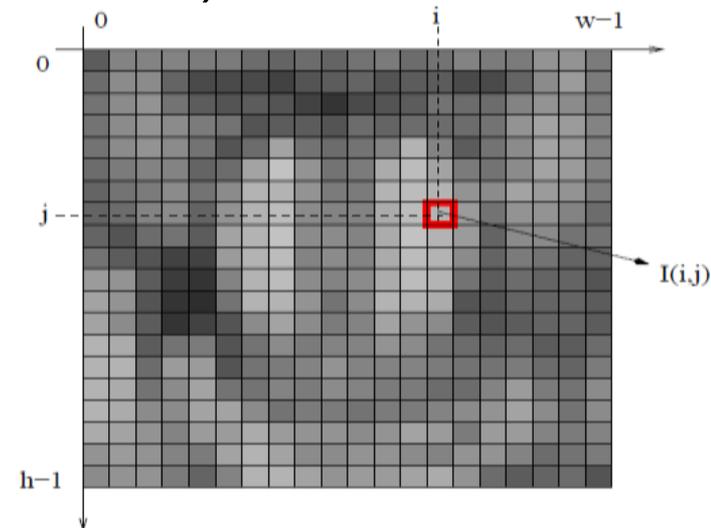
IV. Caractéristiques des images

4.3 Pixels :

- ✓ un point de l'image.
- ✓ caractérisé par sa position (x, y) ainsi que la valeur de l'intensité (couleur ou niveau de gris(NG))

4.4 Le Niveau de gris(NG)

- l'intensité lumineuse représentée par chaque pixels .
- Elle varie de 0 a 255 (0 : le noire et 255 : le blanc)



IV. Caractéristiques des images

4.5 L'Histogramme

- Pour chaque NG , le nombre de pixels présents dans l'image est calculé.
- Le nombre de pixels traduit le nombre d'apparition des NG dans l'image

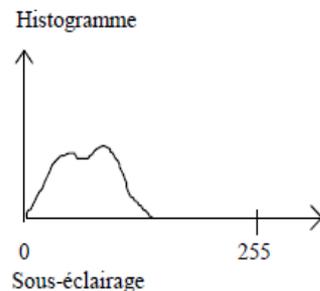
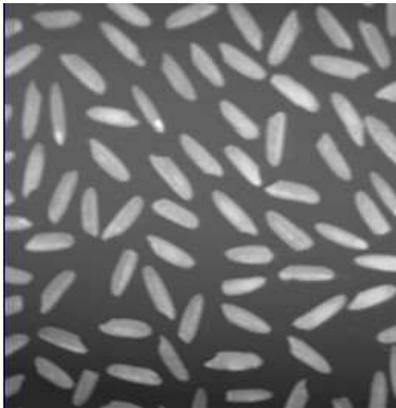
IV. Caractéristiques des images

4.6. la Luminance (Brillance)

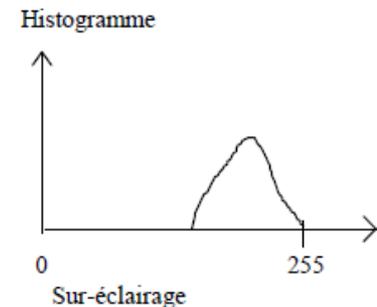
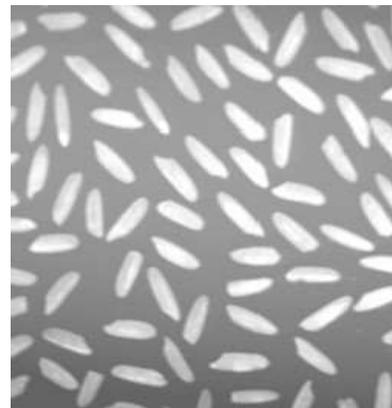
- ✓ la moyenne de tous les pixels de l'image.

$$moy = \frac{1}{NM} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} A(i,j)$$

- Dans les deux images suivantes, seule la luminance est différente :



Moyenne Faible



10/10/2023 Moyenne Elevée

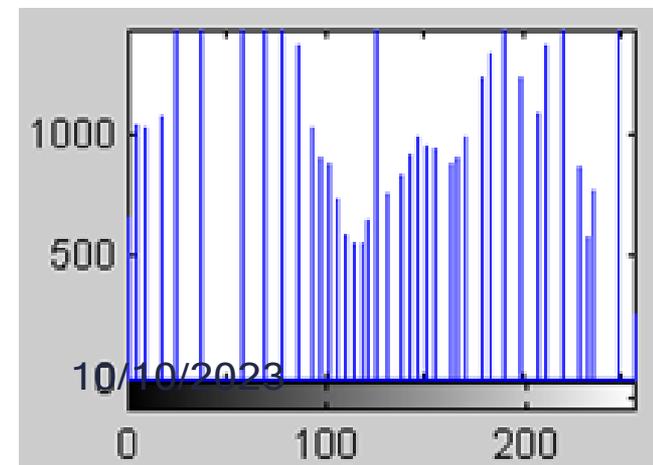
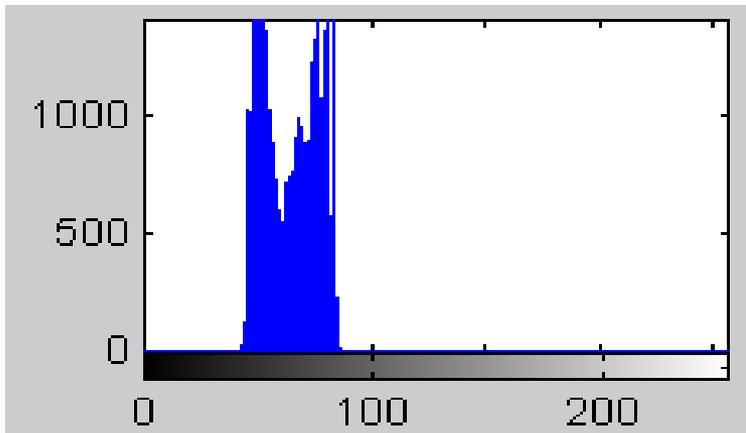
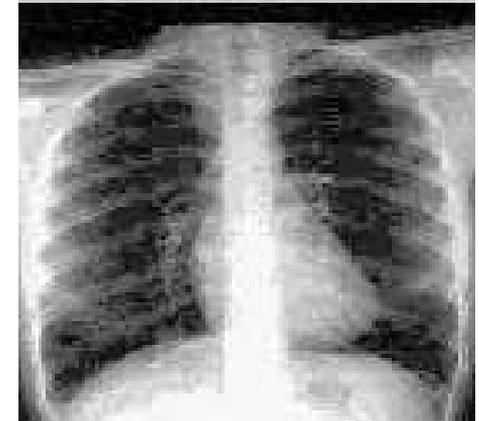
IV. Caractéristiques des images

4.7. Le Contraste

- Ecart-type des variations des niveaux de gris



$$C = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (A(i,j) - moy)^2}$$



IV. Caractéristiques des images

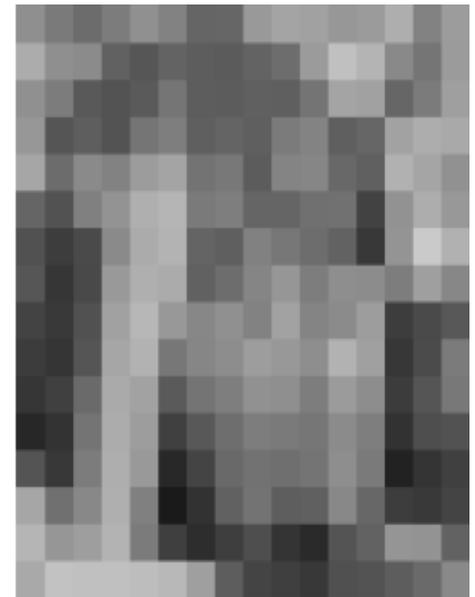
- **4.8. La résolution de l'image** : le nombre de pixels par unité de longueur de la structure a numérisé (classiquement ppp (points par pouce)).



512x512



32x32



16x16

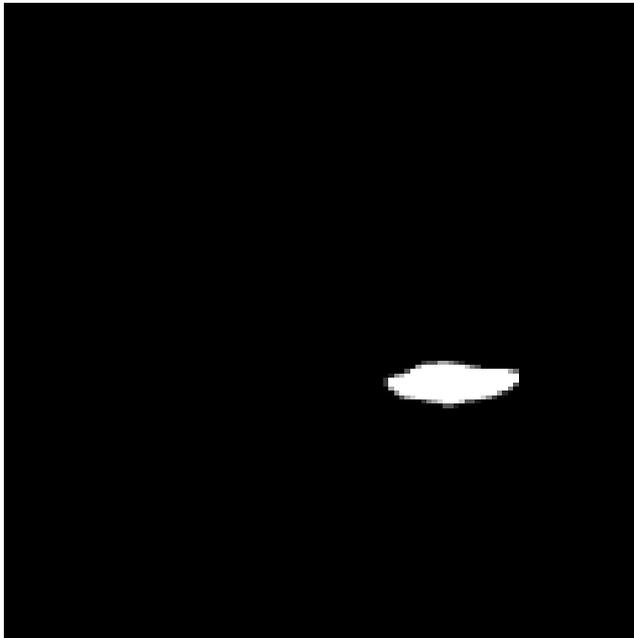
VI. Types d'images

1. Images binaires
2. Images en niveaux de gris
3. Images couleur (RVB)
4. Images indexées
5. Images 3D

VI. Types d'images

Images binaires

chaque pixel est représenté par un bit (0/1)



Images en niveaux de gris

Echelle de teintes de gris de 0 a 255
0 ----> noire,127 ---> gris
moyen ,, 255 ---> blanc.

VI. Types d'images

Images couleur (RVB)

- Des images codées par trois couleurs fondamentales (rouge, vert, bleu)
- Chaque couleur est codée sous forme d'un octet.
- Elle est de taille (m,n,3)
- elle est interprétée comme l'empilement de 3 tableaux (m,n) définissant l'intensité de chaque pixel en Red, Green et Blue.

Image RVB

Composante Rouge, intensité de 0 à 255
+ Composante Verte, intensité de 0 à 255
+ Composante Bleu, intensité de 0 à 255



On code ainsi $2^{24}=16\ 777\ 216$ couleurs différentes

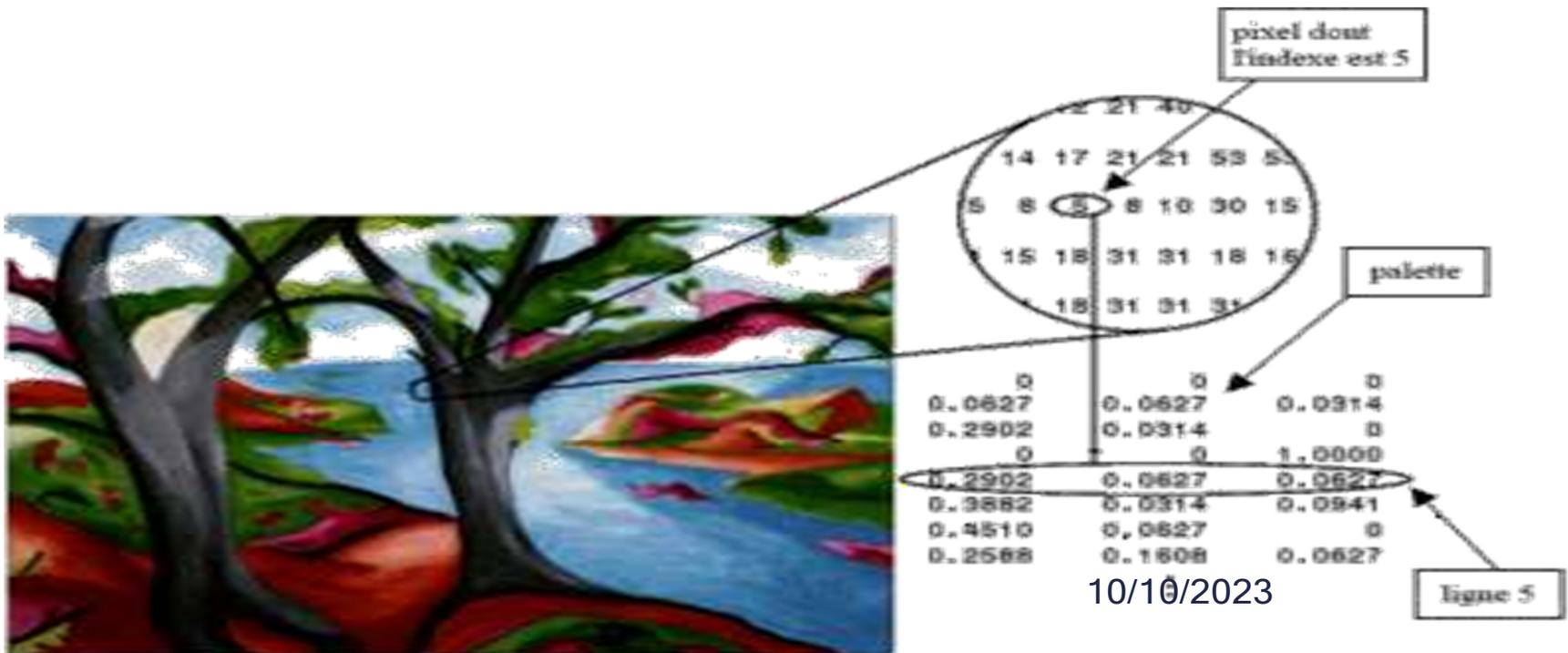
VI. Types d'images

$R(x,y)$ et $V(x,y)$ et $B(x,y)$; la combinaison de ces trois types de plan donne la couleur final

VI. Types d'images

Images indexées

- Est une image couleur.
- Ces couleurs sont mémorisées dans une table de couleurs.
- Cette table est une matrice de $n \times 3$ (n nombre de couleurs).

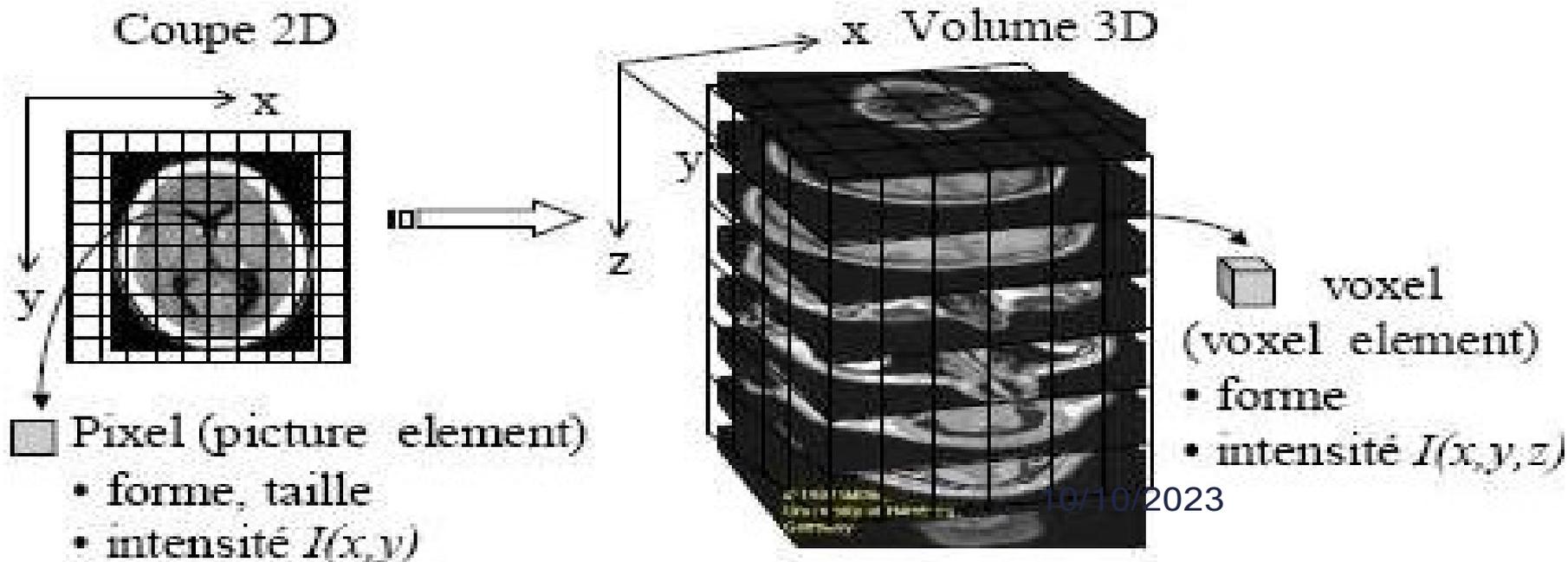


IV. Caractéristiques des images

51

Images 3D

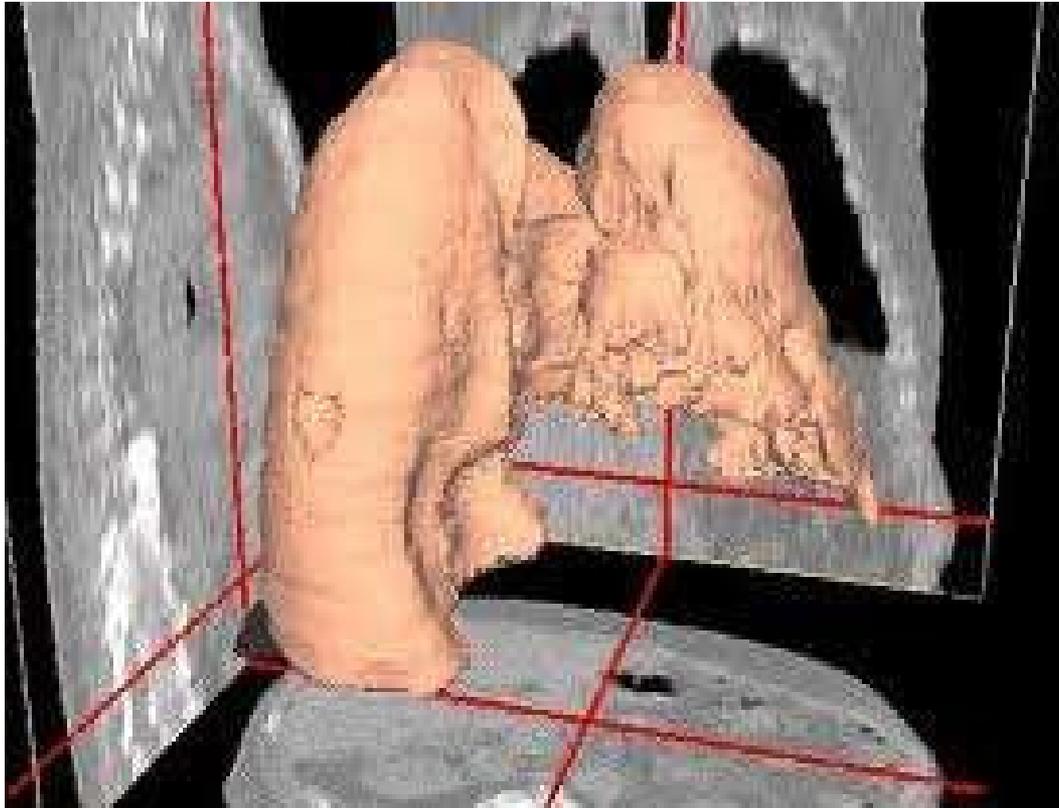
- Objet représenté par un tableau tridimensionnel de Volumes élémentaires (voxels)
- Notion de profondeur z



VI. Types d'images

52

Images 3D



10/10/2023

V. Format d'images

BMP(Windows Bitmap)

- Développé par Windows et IBM.
- Disponible uniquement sur la plateforme de Microsoft
- La qualité des images fournies : pas de compression = pas de perte de qualité.
- Format d'image très lourd (grosse taille de fichier).

V. Format d'images

JPEG (Joint Photographic Experts Group)

- Spécialement conçu pour les photographes
- Les images JPEG sont des images de 24 bits
- meilleure qualité d'images
- format intéressant pour grosses images
- Excellente compression
- provoque une perte d'information donc une perte de qualité visible si taux de compression élevé

V. Format d'images

GIF(Graphics Interchange Format)

- Utiliser pour les logos, Fond d'écran.
- permet d'avoir un fond transparent
- Ne peut afficher qu'entre 2 et 256 couleurs dans la même image
- Très répandu sur le Web malgré ses faiblesses
- À déconseiller pour les photos

V. Format d'images

PNG (Portable Network Graphics)

- Format destiné à remplacer le format GIF et ses limitations.
- Excellente compression sans perte.
- Il réunit tous les avantages du JPEG et ceux du GIF.
- ❖ **Atteint 16 millions de couleurs (comme le JPEG)**
- ❖ **Possibilité de transparence de l'image (comme le GIF).**

V. Format d'images

TIFF (Tagged Image File Format)

- Format de fichier brut.
- Utilisé par beaucoup de logiciels de traitements d'image
- permet de travailler dans la plupart des espaces de couleurs comme le RGB.
- Obtenir une image de très bonne qualité mais grosse taille de fichier.
- Permet d'utiliser des algorithmes de compression de données avec pertes ou sans pertes.
- Lourdeur des fichiers non compressés.

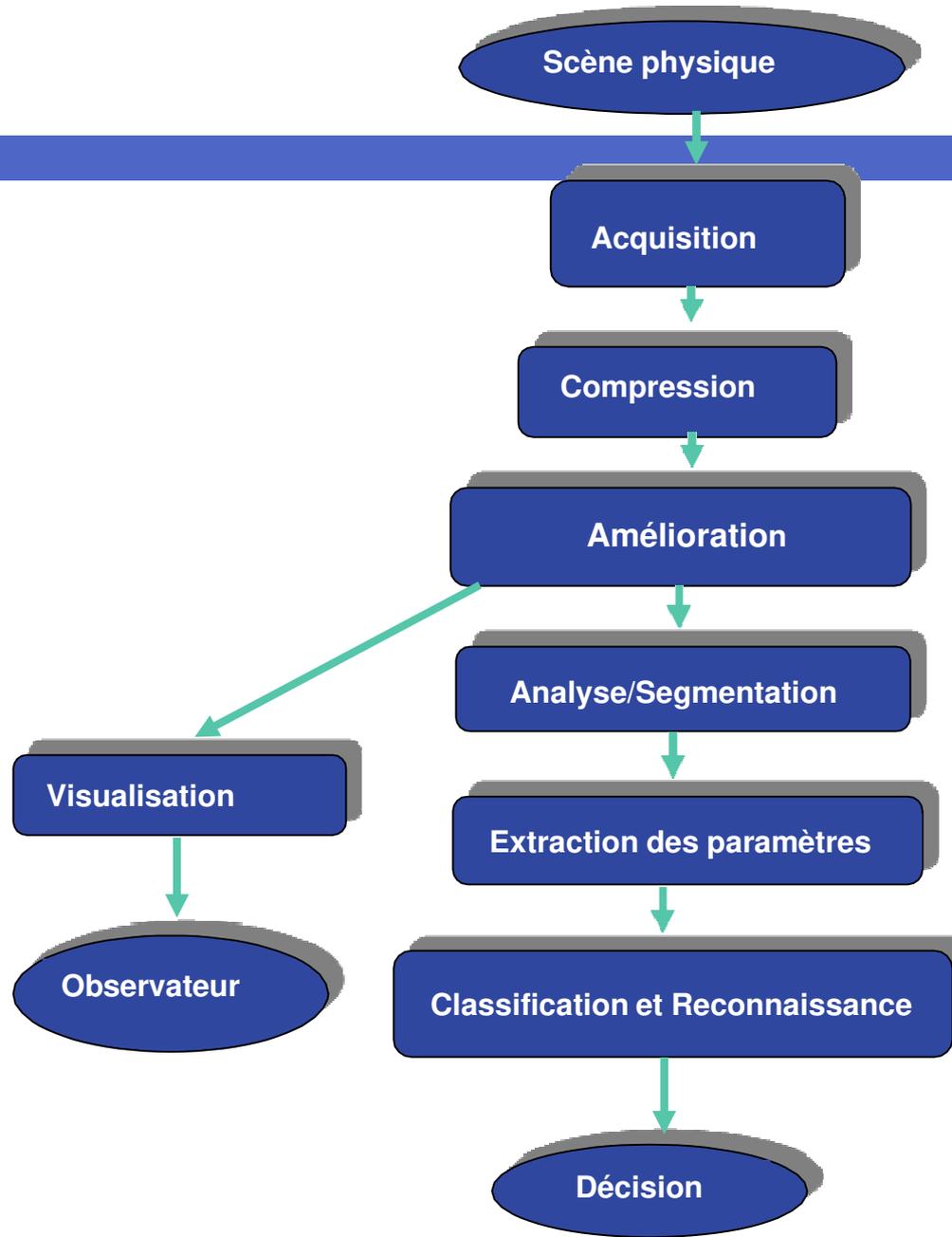
V. Format d'images

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)

- A été émise par l'ACR (American College of Radiology) en association avec la NEMA (National Electrical Manufacturers Association).
- Contient des informations textuelles concernant le patient (nom, âge, poids, ...), sur l'examen effectué (région explorée, ...), la technique utilisée (scanner, IRM, ...)
- Les données brutes.

VI. Processus d'analyse D'image

59



10/10/2023

IMAGERIE PAR RAYON X (RX)

Plan

- Introduction
- Rappel Sur La Physique Des Rayonnement
- Production Des RX
- Interaction des Electrons avec la matière
- Spectre Des Rayon X
- Paramètres De Réglage D'un Tube À Rayons X
- Bases Technologiques D'un Tube À Rayons X
- Interaction Des Rayons X Avec La Matière
- Atténuation Du Faisceaux a Rayon X



INTRODUCTION

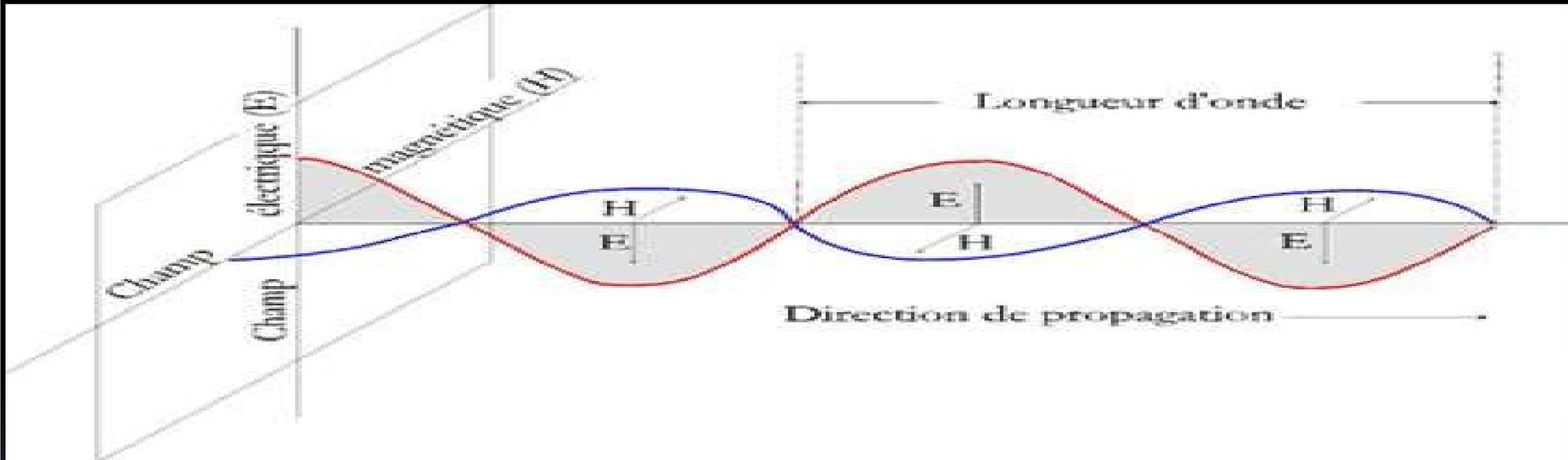
- La grande révolution de l'imagerie médicale débute en 1895 avec la découverte des rayons X par Roentgen.
- Naissance d'une spécialité médicale (imagerie par RX).
- Les applications des rayons X sont nombreuses, tant en physique qu'en biologie ou en médecine.

Découverte des rayons X

- Le 8 novembre 1895 Wilhelm Conrad Roentgen a utilisé un tube de Crooks pour étudier les effets du passage d'un faisceau électronique dans les gaz rares. Il a remarqué l'apparition d'un rayonnement inconnu, capable d'imprimer une plaque photographique lors de la mise sous tension du tube.
- Il a nommé ce rayonnement X
- Ce Rx a été issu de l'interaction d'électrons accélérés dans le vide avec cible métallique
- Il a aperçu que ces rayons inconnus étaient capables de photographier en transparence le corps humain,
- Il a réalisé le premier cliché radiographique.

I. RAPPEL SUR LA PHYSIQUE DE RAYONNEMENT

- Le processus d'émission ou de transmission d'énergie sous la forme d'ondes électromagnétiques.



- La propagation d'un champ électrique E et d'un champ magnétique B .
- se déplacent avec une vitesse constante dans le même milieu

I. RAPPEL SUR LA PHYSIQUE DE RAYONNEMENT

- Interactions avec la matière



Absorption

Diffusion

Réflexion de l'onde initiale.

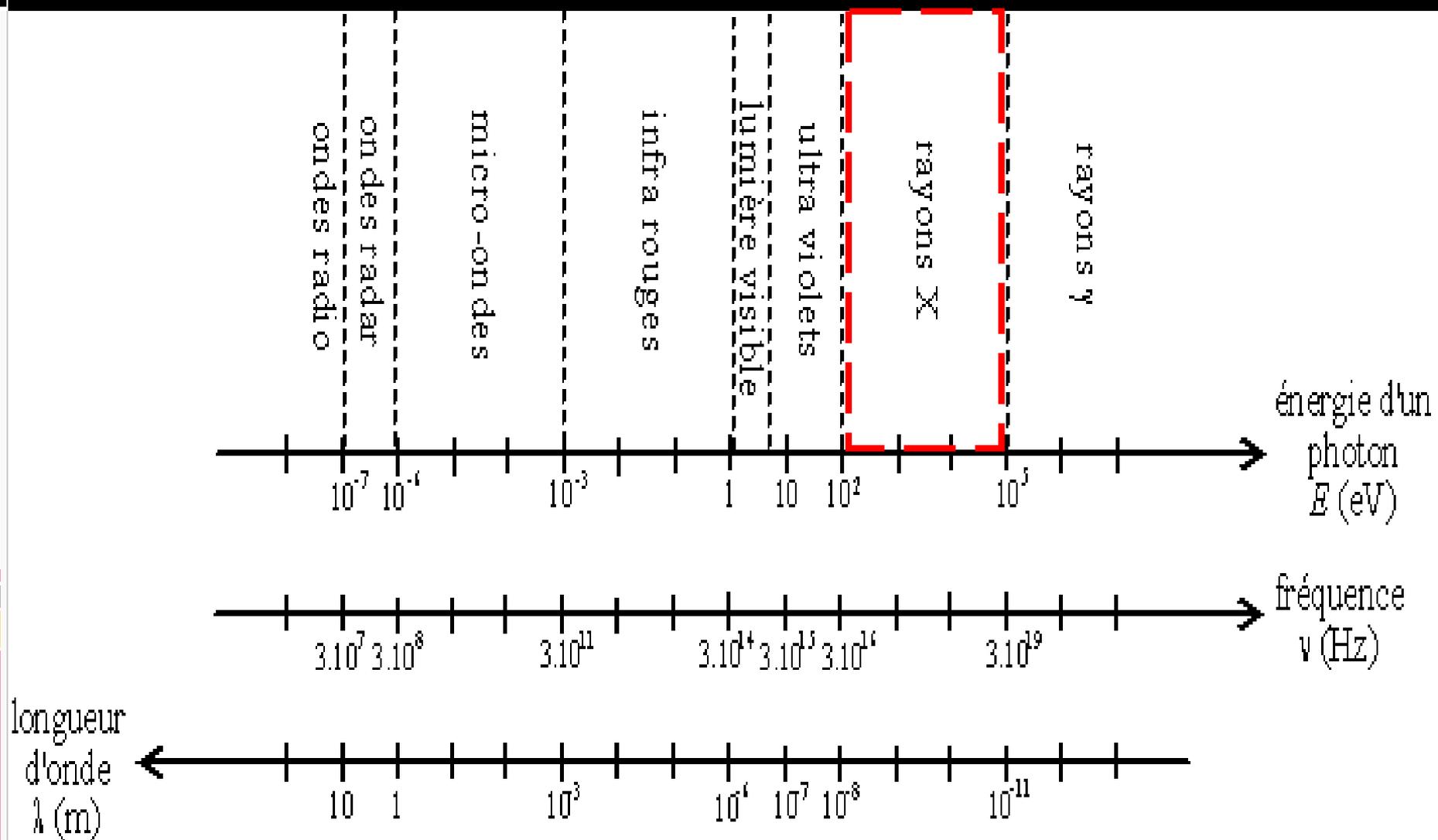
- Caractérisées par leur longueur d'onde et leur amplitude.

- La quantité d'énergie (E) :

$$E = h \nu$$

($h=6,62 \cdot 10^{-34} \text{ J.s}$).

Qu'elle est la Définition d'un spectre Electromagnétique?



classes de rayonnements électromagnétiques

- Les RX font partie de la famille des rayonnements électromagnétique.
- Energie des rayons X utilisés en diagnostic est: 5 à 150 keV
- Rayonnements ionisant.

II. PRODUCTION DES RAYON X

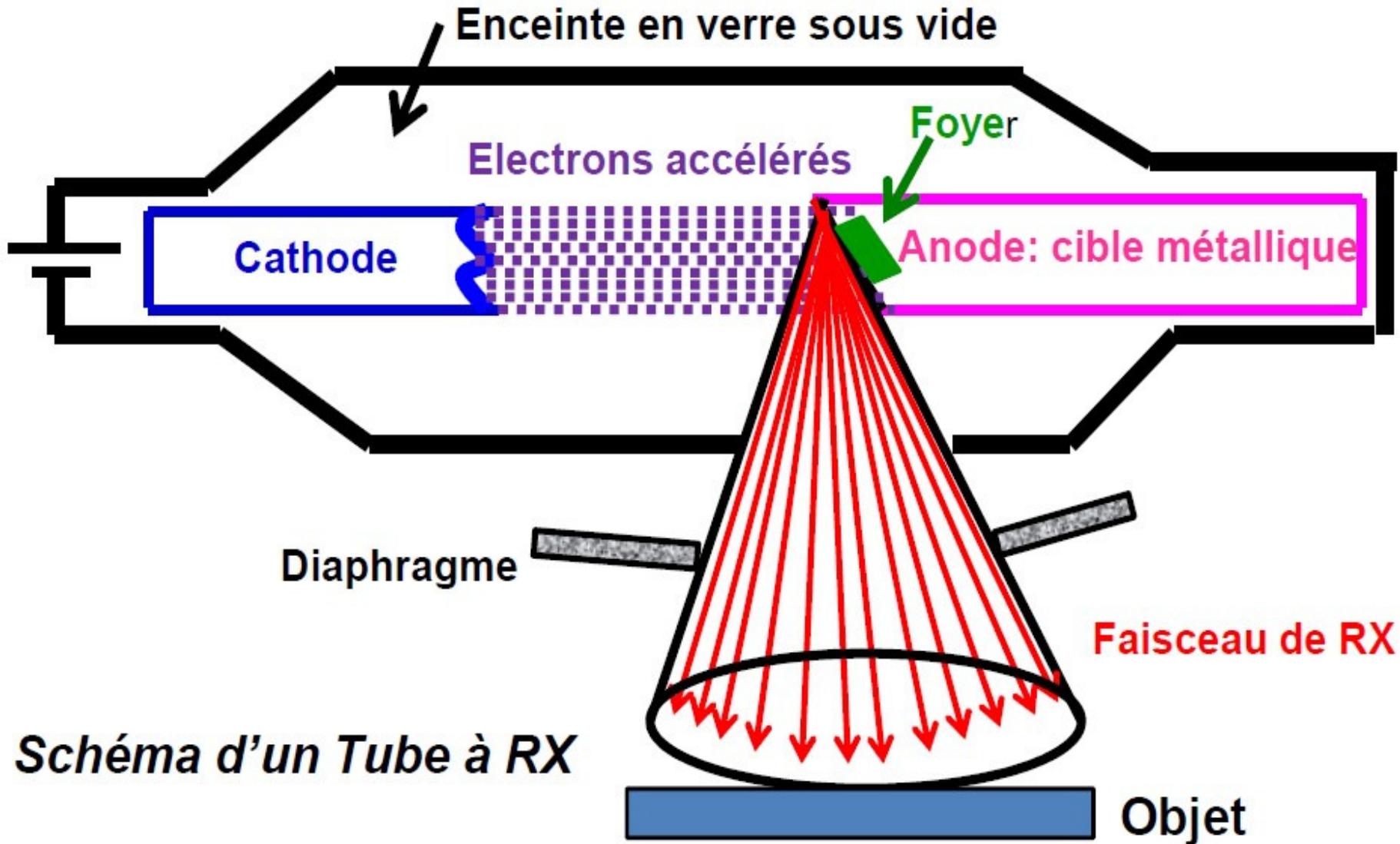
Début 1900



Début 2000



II. PRODUCTION DES RAYON X



III. INTERACTION DES ELECTRONS AVEC LA MATIERE

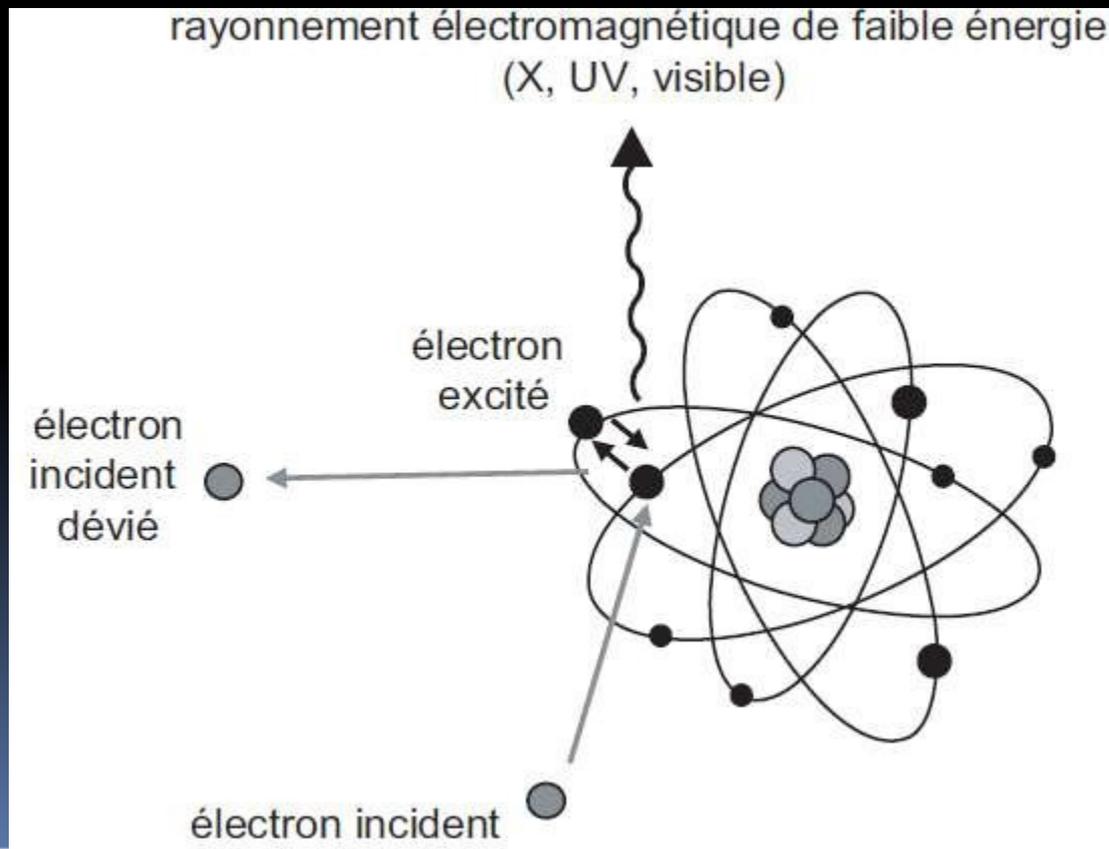
(Formation des RX)

- perte d'énergie cinétique et émission de rayonnements X.
- Deux mécanismes simultanés se produisent :
 - * une interaction d'électrons avec un électron de l'atome
 - * une interaction d'électrons avec le noyau de l'atome.

III. INTERACTION DES ELECTRONS AVEC LA MATIERE (Formation des RX)

III.1. Interactions des Electrons Avec Les Électrons De L'atome (Emission Caractéristique)

2. Excitation



III.1. Interactions des Electrons Avec Les Électrons De L'atome (**Emission Caractéristique**)

❖ Ionisation

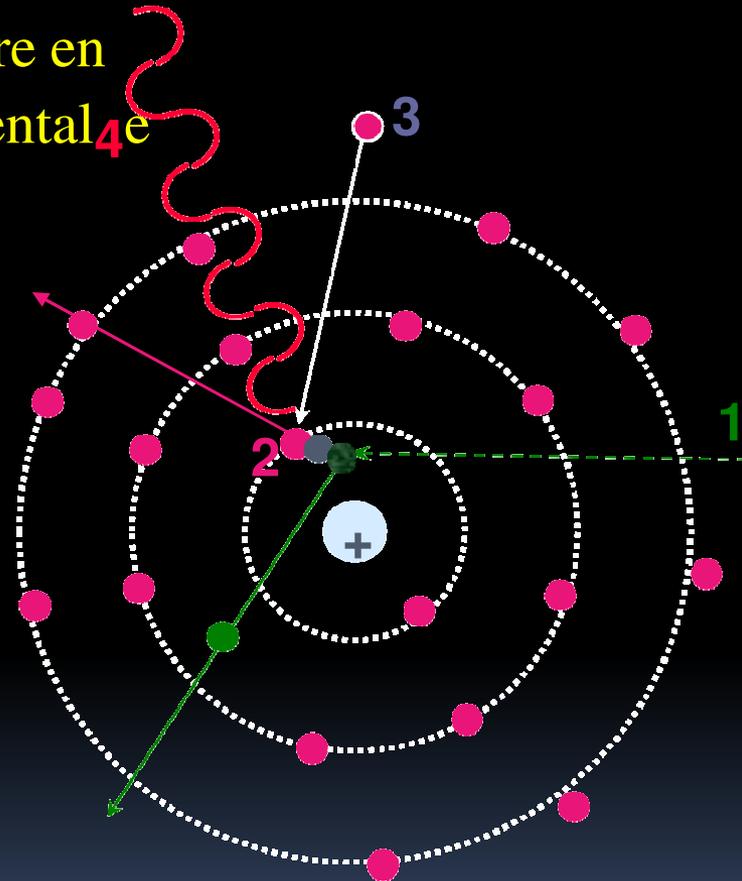
➤ Il arrive qu'un électron du faisceau (1) entre en collision avec un électron de l'orbite fondamentale $4e$ **K** d'un atome de tungstène (2).

➤ Les 2 électrons s'éjectent hors de l'atome Créant alors un espace disponible pour qu'un électron d'une orbite supérieure (3), puisse y tomber, ce qui a pour effet de libérer de l'énergie sous forme d'un rayon X (4) (**la fluorescence**)

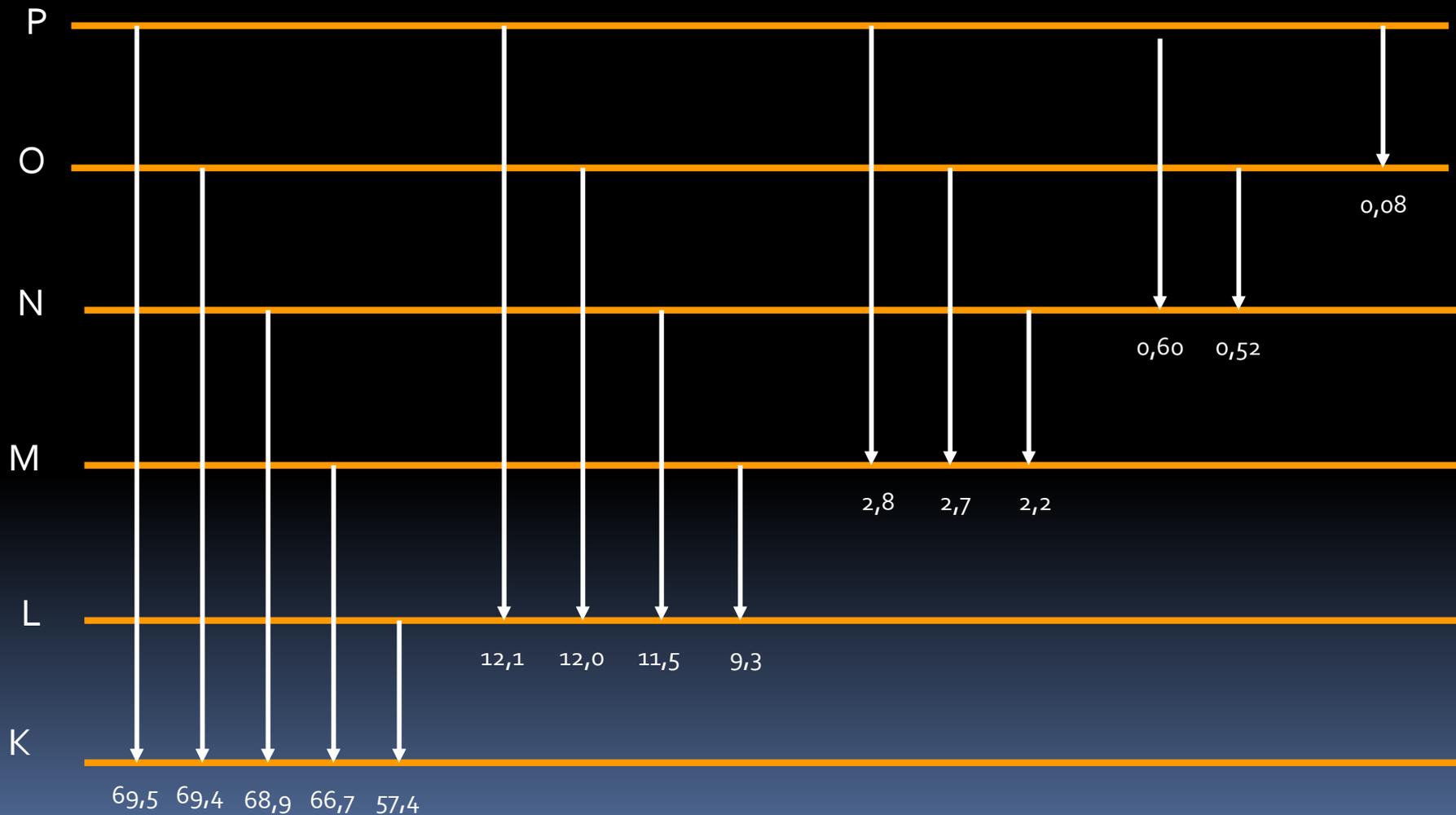
➤ Tout électron tombant au niveau **K** et provenant de n'importe quel niveau supérieur (L, M, N, O, P) libère une énergie comprise entre 57,4 keV et 69,5 keV.

➤ Ce sont *les seules transitions importantes* produisant des rayons X utiles en radiodiagnostic.

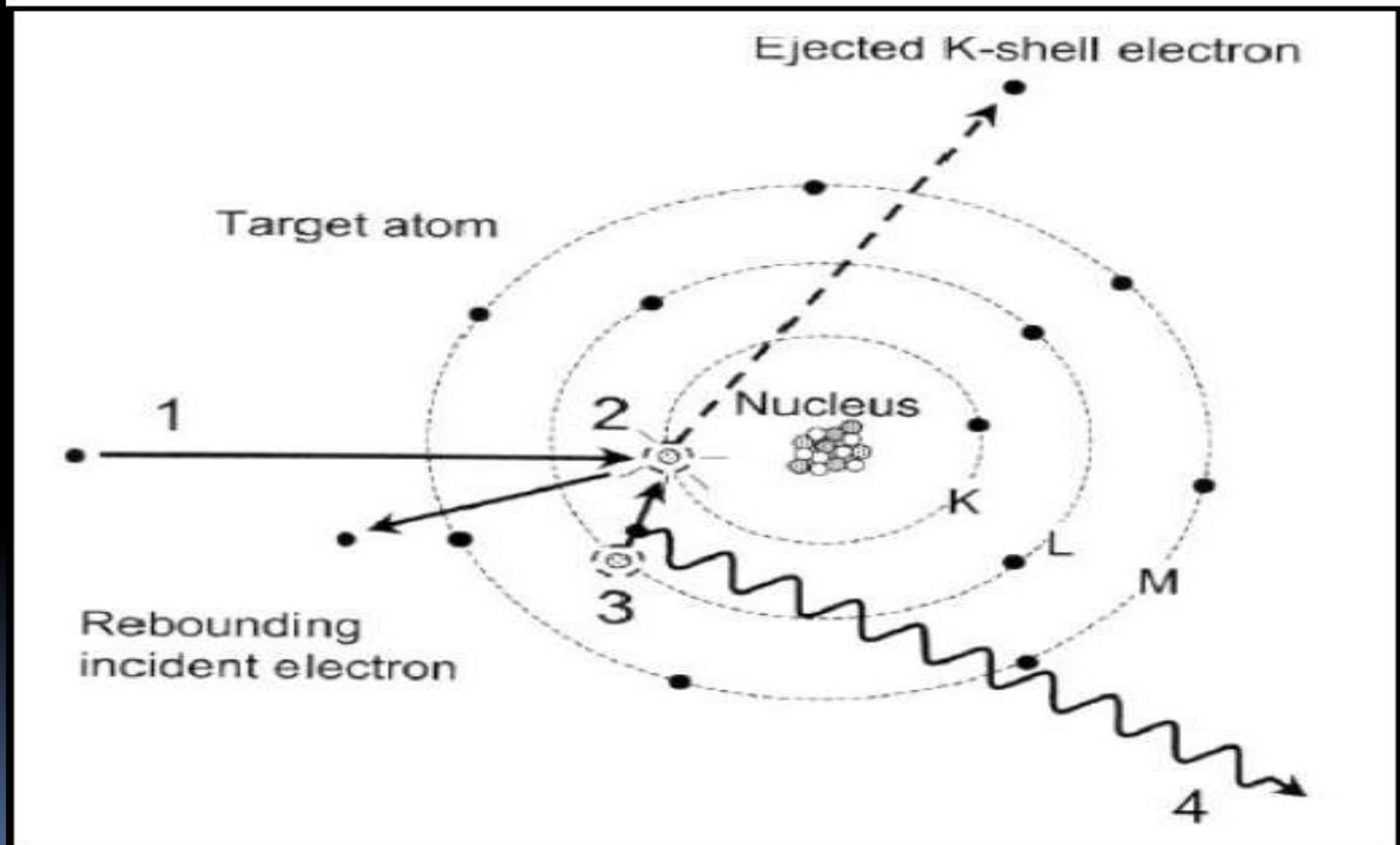
➤ L'énergie libérée par les autres transitions insuffisante



Énergie libérée (en KeV) pour chaque transition électronique de l'atome de tungstène

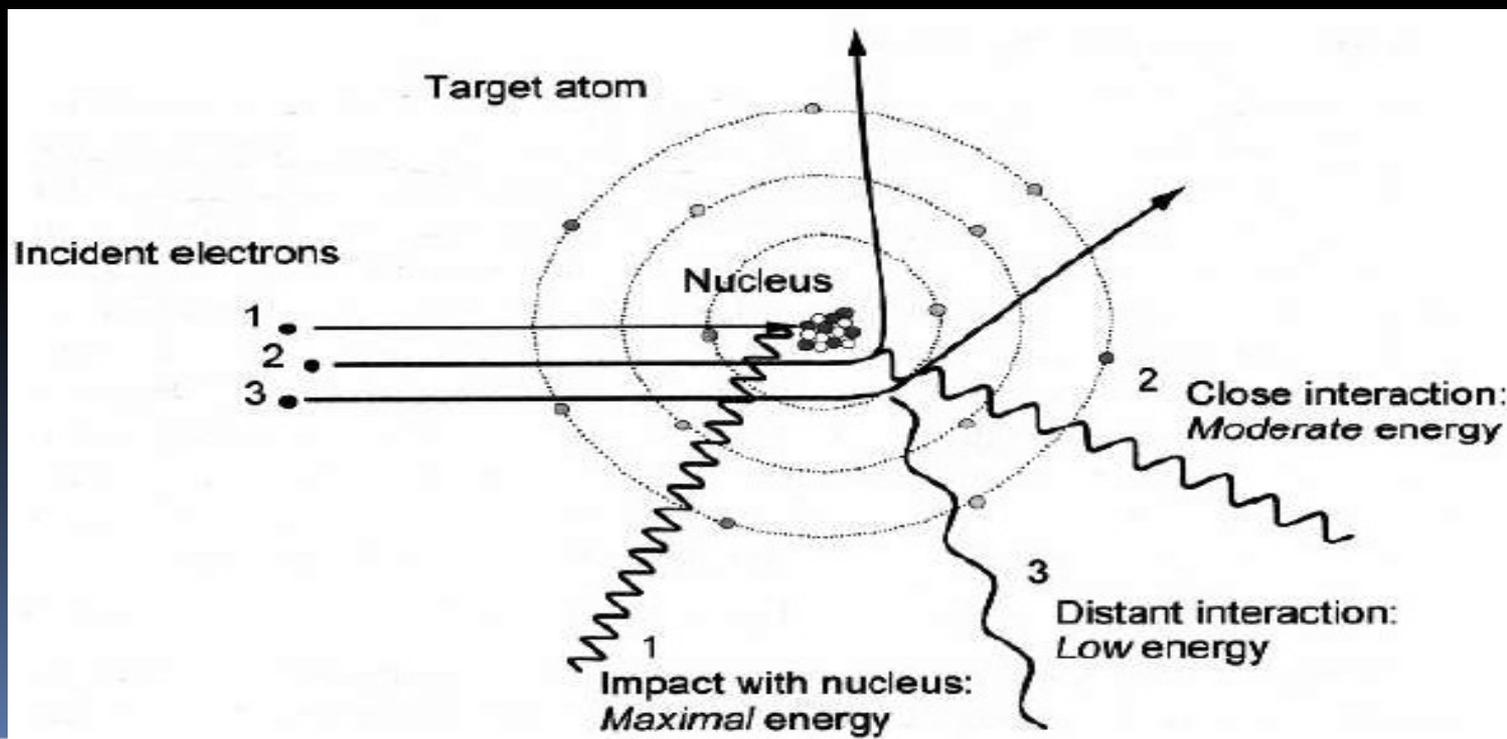


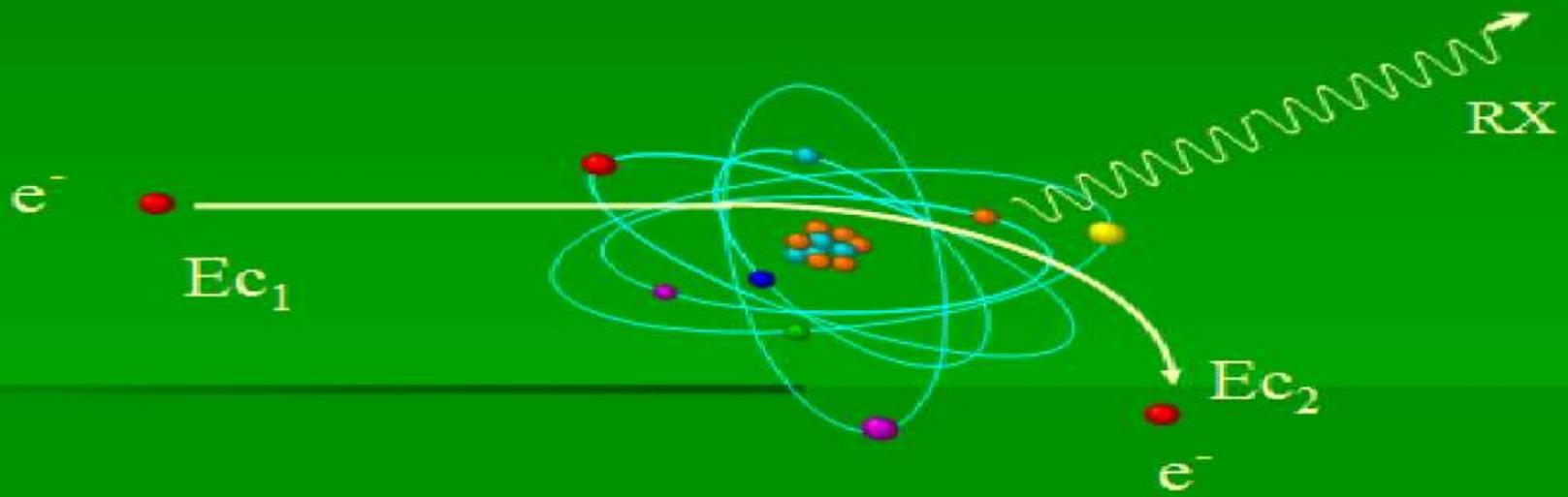
III.1. Interactions des Electrons Avec Les Électrons De L'atome (Emission Caractéristique)



II.2. Interactions des Electrons Avec le Noyau De L'atome (Emission Générale)

- lors du bombardement de l'anode: un électron pénètre dans un atome, et, à cause du champ électrique attractif très intense
- Il est dévié par la masse du noyau de l'atome cible
- IL freine en se débarrassant de la majeure partie de son énergie cinétique sous forme de rayons X.
- Les rayons X obtenus par le freinage des électrons du faisceau est appelé rayonnement de freinage.





Rayonnement De Freinage

$$\text{Energie RX} = Ec_1 - Ec_2$$

Or $Ec_2 = 0$ donc $\text{Energie RX} = Ec_1$

- L'énergie des rayons x dépend de 3 paramètres :
1. L'énergie cinétique de l'électron
 2. L'attraction du noyau, c'est à dire sa charge (Z)
 3. La distance entre l'électron et le noyau, qui est aléatoire.

IV. SPECTRE DES RAYON X

□ La superposition d'un spectre continu et d'un spectre discret de raies.

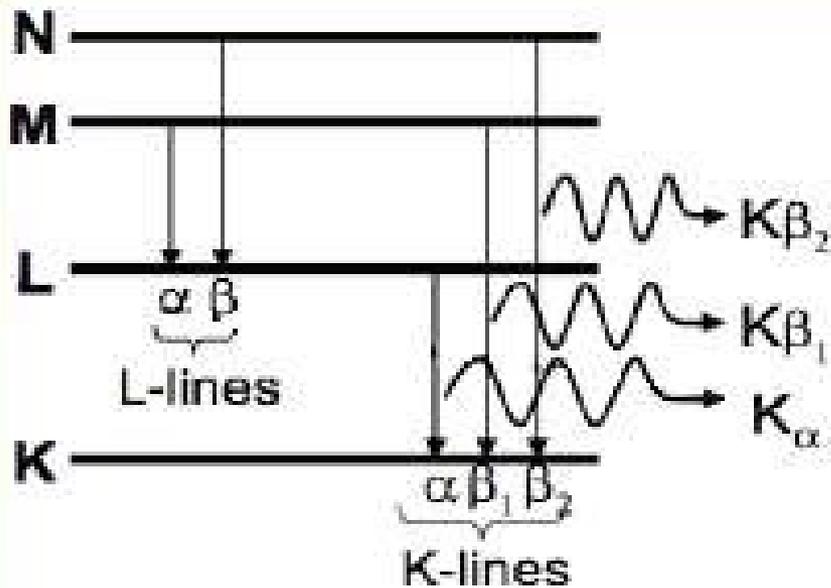
1. Spectre Continu:

➤ rayonnement de freinage.

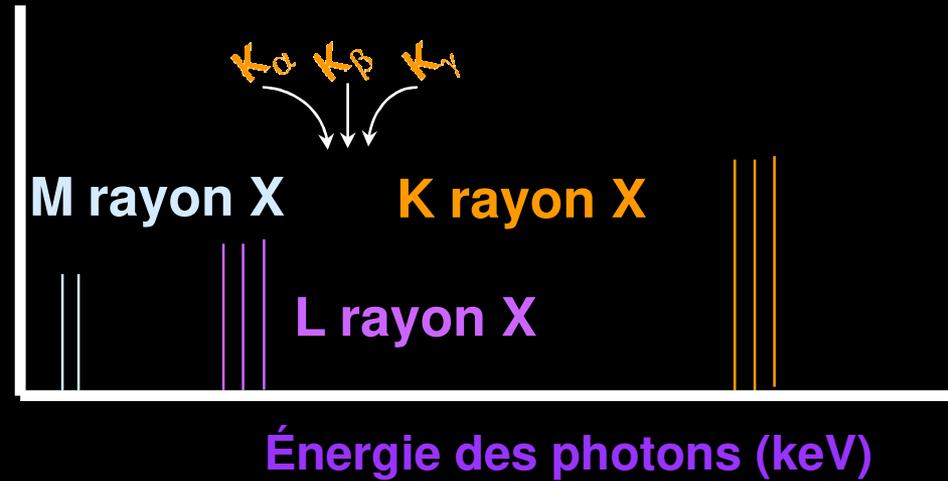
2. Spectre de raies :

➤ la répartition de l'énergie des photons de fluorescence caractéristiques du réarrangement électroniques des atomes de la cible après interaction (**excitation ou ionisation**) entre l'e- incident et un électron des couches internes du cortège

Spectre Discret

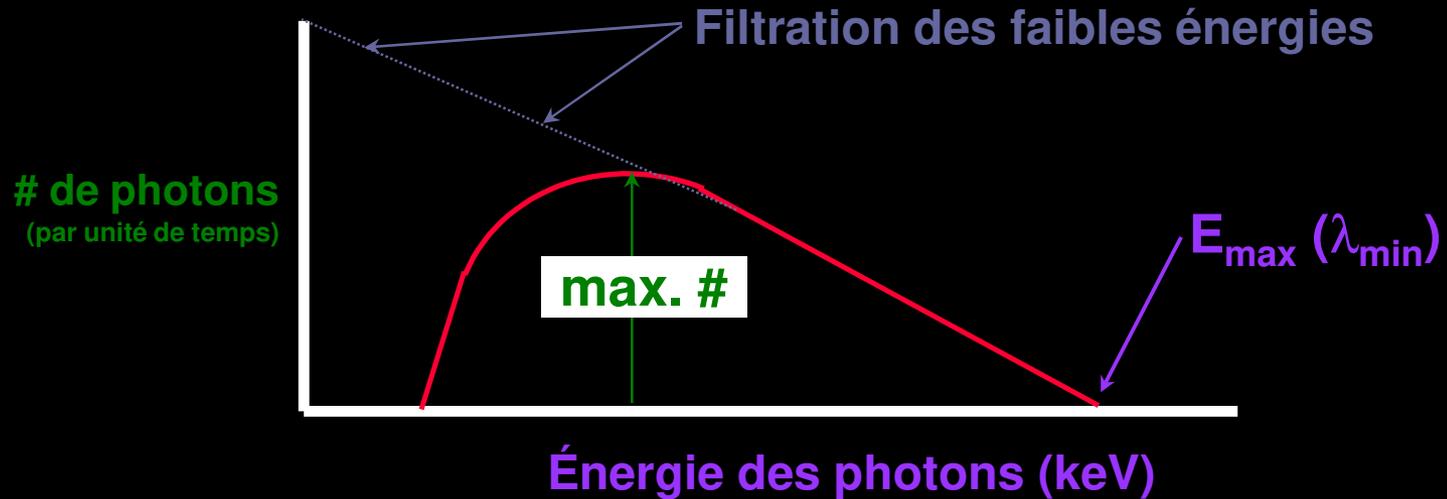


de photons



- Emission d'un rayonnement X caractéristique dépendant du numéro atomique Z de la matière qui constitue l'anode.
- Des groupes de raies nettement séparés les uns des autres;
- Le groupe K a l'énergie la plus grande.

Spectre continu

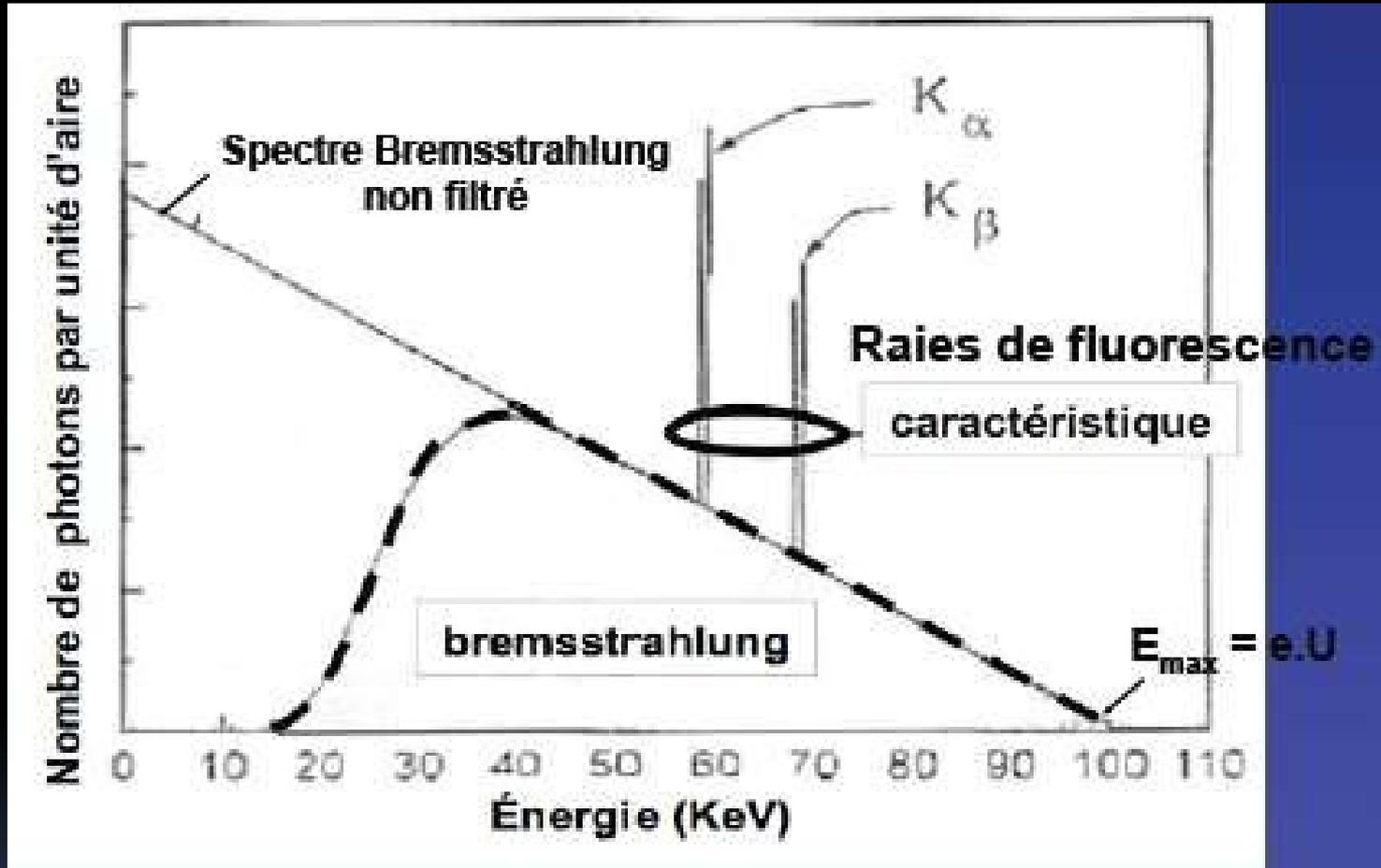


- Le spectre décroît vers les hautes énergies
- Les photons de faible énergie sont les plus nombreux
- L'énergie maximale dépend de la tension (kV) du tube;
- On observe une quantité maximale de rayonnement pour une énergie variant entre $\sim 1/3$ et $1/2$ de E_{\max}
- Entre $E = 0$ et E_{\max} où E_{\max} déterminée par tension d'accélération U
 $E_{\max} = e.U$ si $U = 90 \text{ kV}$, $E_{\max} = 90 \text{ keV}$
- Le spectre présente une limite brutale du côté des grandes énergie

Spectre continu

- **Le spectre continu est indépendant de l'élément composant l'anode;**
- **Le spectre continu du tungstène par exemple dépend de la tension d'accélération des électrons, donc de l'énergie des électrons incidents;**

Spectre combiné



- Le flux de photons est composé d'un fond de faible énergie et de raies caractéristique d'énergie plus élevée.
- Le rendement d'un tube est très faible : 1 % rayon X contre 99% de chaleur

V. PARAMÈTRES DE RÉGLAGE D'UN TUBE À RAYONS X

Dans un tube à rayons X, on contrôle:

- 1- la haute tension entre la cathode et l'anode, responsable de l'accélération et de l'énergie cinétique des électrons du faisceau;
- 2- le courant déterminant le nombre d'électrons du faisceau.

Intensité I parcourant le filament

- proportionnelle à la quantité d'électrons incidents par unité de temps
- l'intensité du faisceau X (compris entre 100 et 1000 mA pour radiographie).

Influence du courant

- Doublant le courant du faisceau, on produit deux fois plus d'électrons pour bombarder la cible de tungstène d'où 2 fois plus de photons X à toutes les énergies.
- L'énergie maximale des rayons X n'a pas changé, car la tension maximale appliquée est la même

Tension d'accélération U

- détermine à la fois la quantité et l'énergie maximum des rayons X (U compris entre 20 et 150 kV).

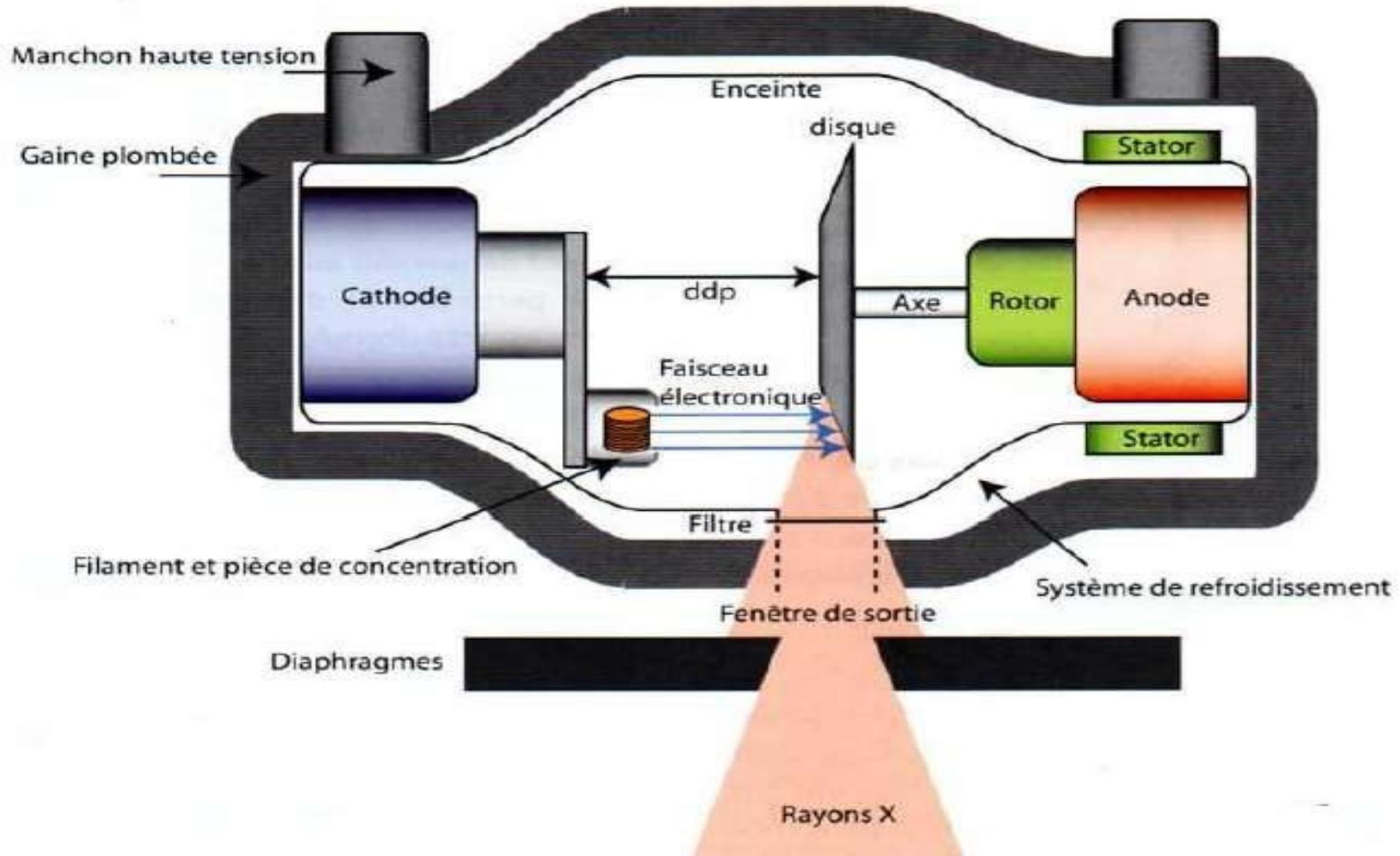
Influence de la haute tension

- Si l'on augmente la tension, l'effet sur le spectre est plus complexe; le nombre de photons émis devient plus élevé et leur énergie est surtout plus grande.
- Cela n'affecte pas la position des raies spectrales des transitions électroniques. Le nombre de photons à faible énergie n'augmente pas mais ceux d'énergie supérieure augmentent leur nombre et l'énergie maximale est plus grande.
- Les rayons X sont plus nombreux et de meilleure qualité.

Nature chimique de l'anode

- détermine le spectre discret de fluorescence X (utilisation de molybdène pour production de X mous en mammographie)

VI. BASES TECHNOLOGIQUES



Le tube à Rayons X

- ❑ Élément essentiel de la chaîne radio gène Utilisé en Radiologie conventionnelle, en tomодensitométrie.
- ❑ Il Doit répondre à deux qualités essentielles:
 1. Grande puissance (temps de pose courts)
 2. Grande finesse de foyer (résolution spatiale)

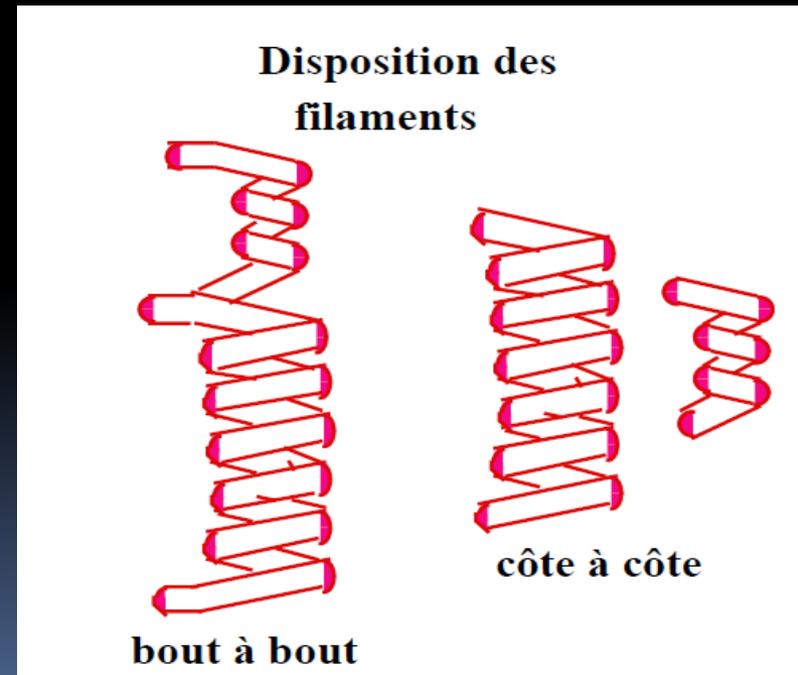
VI. BASES TECHNOLOGIQUES

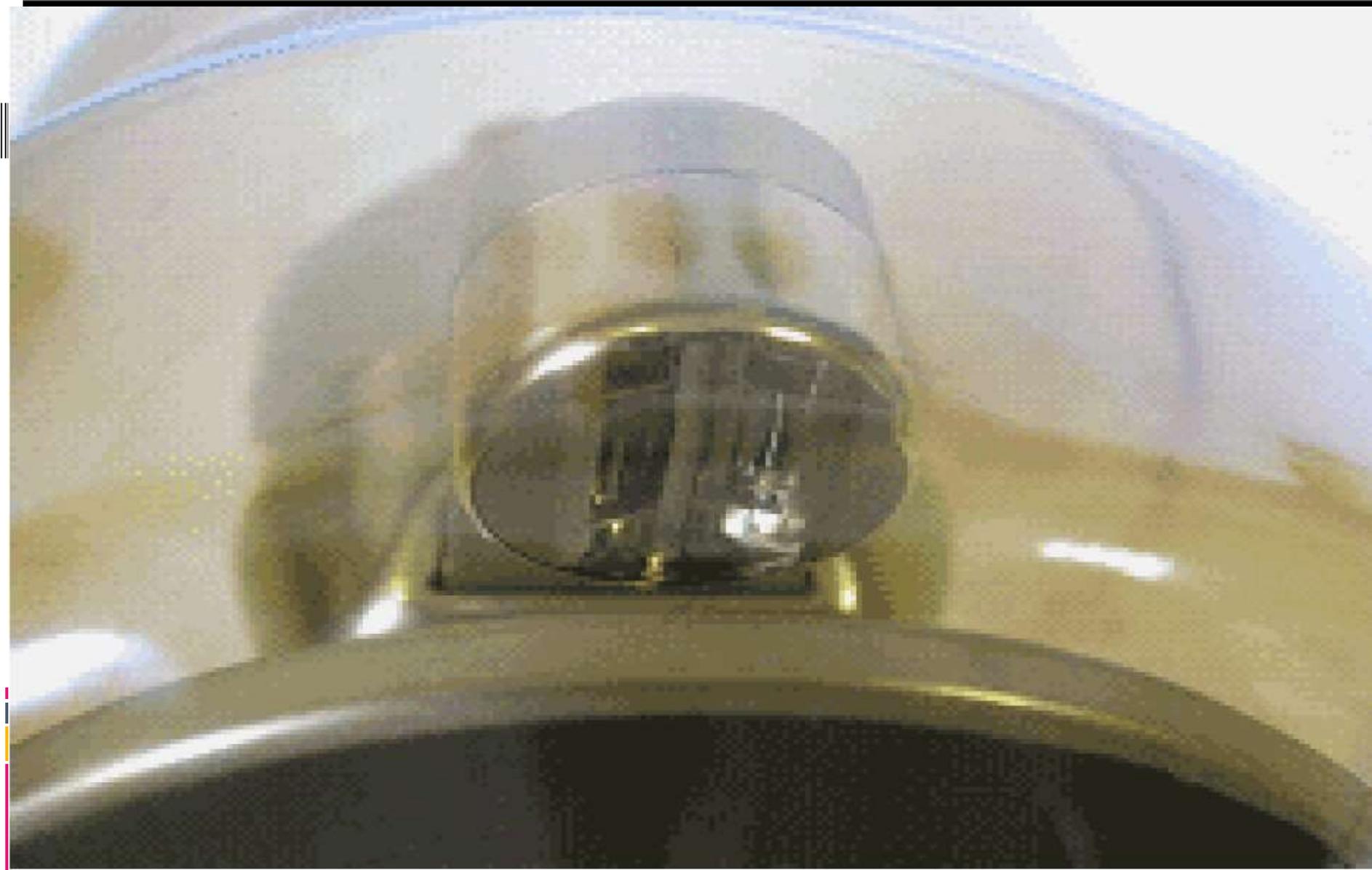
V.1. La cathode:

- Un ou deux filaments permettant de créer une source d'électrons.
- Pièce de concentration qui accueille et maintient les filaments.

V.1.1. Le filament

- ✓ Enroulement hélicoïdal d'un fil de 0,2 à 0,3 mm de section.
- ✓ parcouru par un courant de Chauffage de forte intensité.





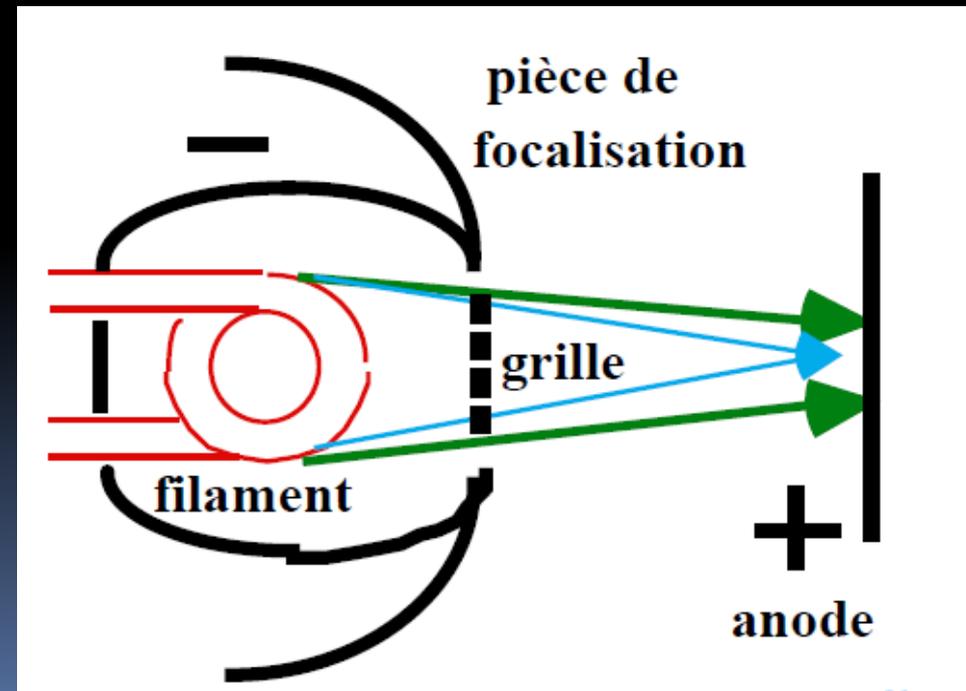
Cathode à deux filaments

VI. BASES TECHNOLOGIQUES

➤ Pour éviter la dispersion des e- due à leur répulsion électrique, le filament est entouré d'un cylindre chargé négativement.

V.1.2. Pièce de concentration

1. Elle empêche la déformation des filaments.
2. Focalise les électrons vers l'anode.
3. Détermine la forme du foyer.



VI. BASES TECHNOLOGIQUES

V.2. Anode :

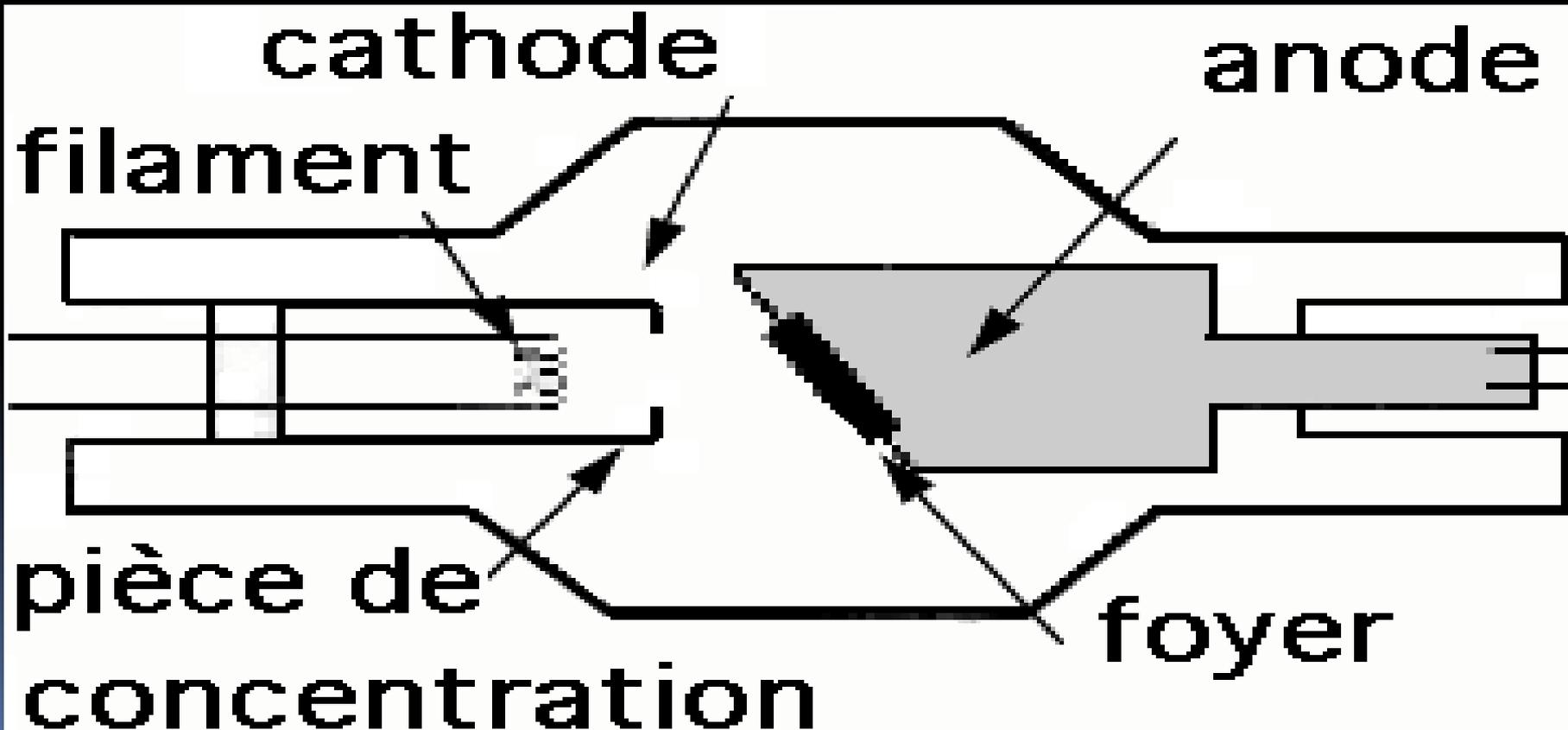
Sa conception tient compte plusieurs impératifs:

- grande puissance et surface de production des rayons X de petite taille.
- Être suffisamment dense (Z élevé) pour favoriser la production des RX.
- Être bonne conductrice thermique pour évacuer rapidement la chaleur

VI. BASES TECHNOLOGIQUES

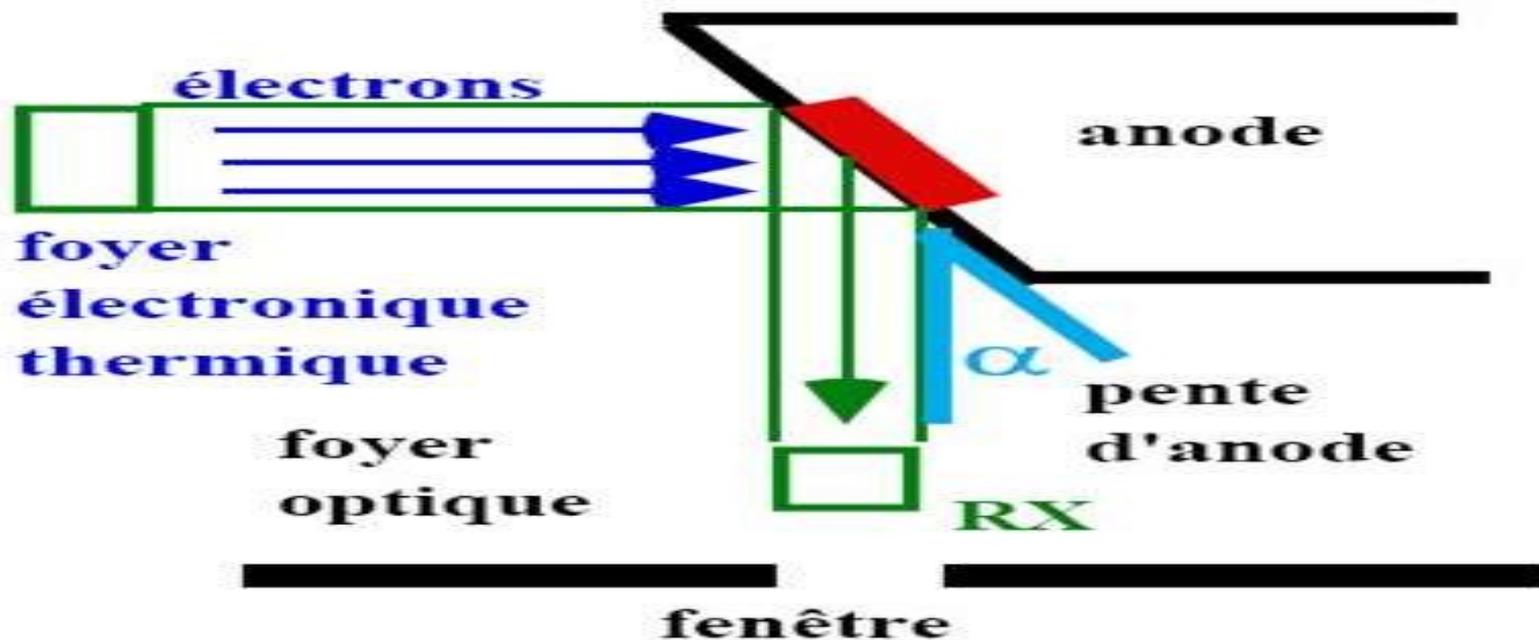
V.2.1. Anode fixe

- ✓ **Plaquette de tungstène sertie Dans un cylindre de cuivre , placée en face de la cathode pour être frappée par le faisceau électronique.**



V.2.1. Anode fixe

- ✓ La surface de l'anode frappée par Les e- ou foyer électronique est rectangulaire.
- ✓ Toute cette surface est le siège d'un important dégagement de chaleur : le foyer thermique correspond au foyer électronique
- ✓ Sa projection sur la fenêtre d'émergence du tube est carrée. C'est le foyer optique

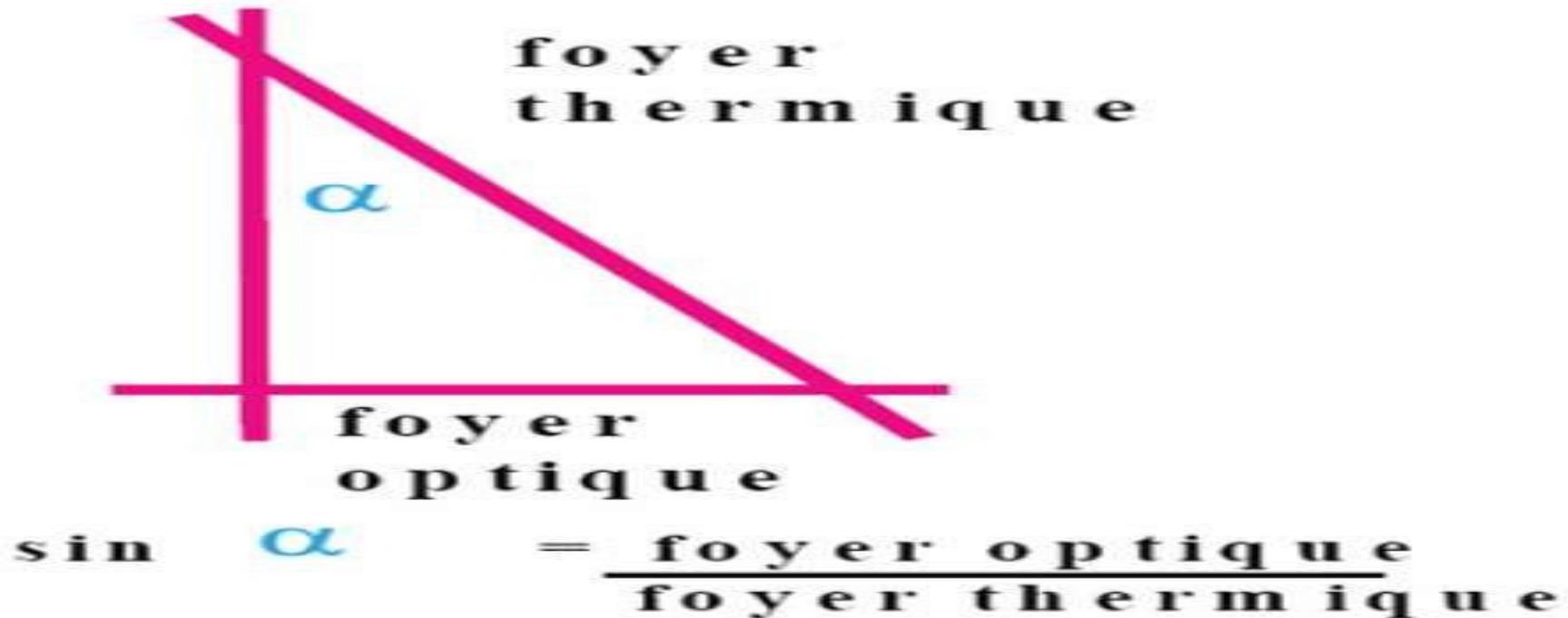


Les différents foyers d'une anode fixe

2.1.

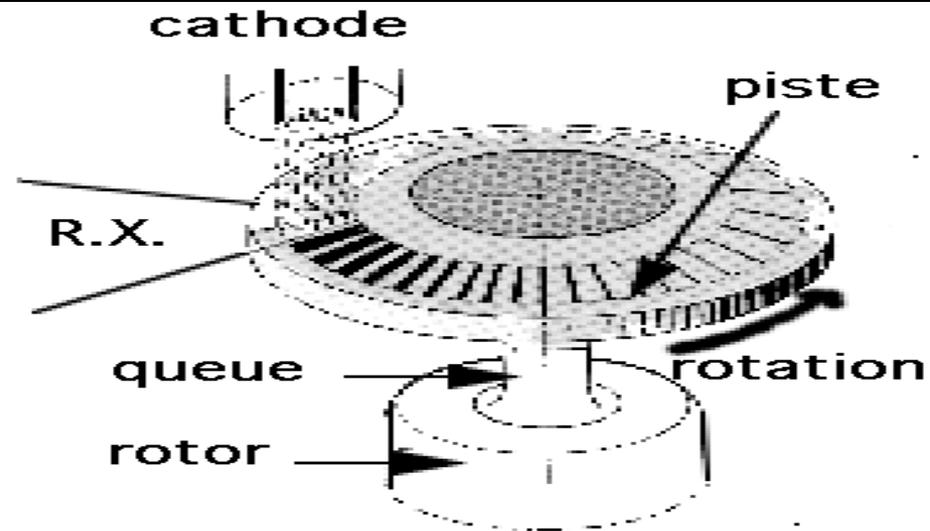
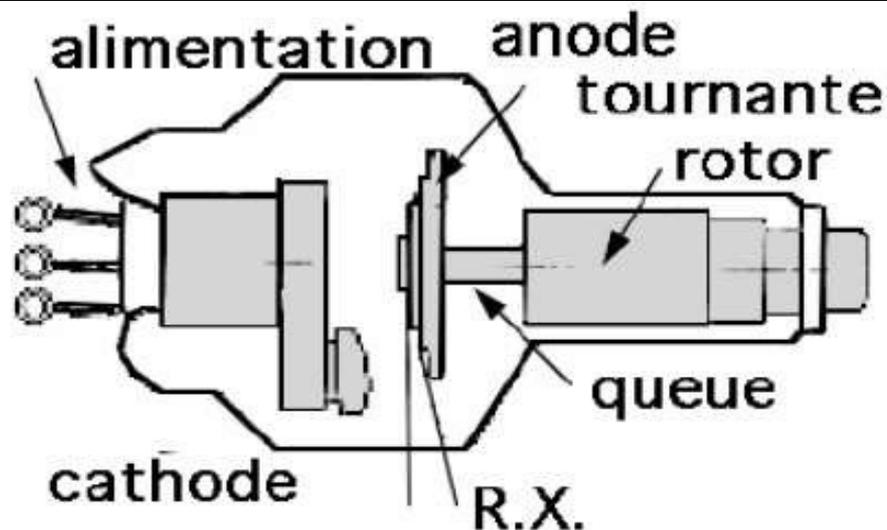
Anode fixe

- L'angle formé entre la piste d'anode et la partie médiane du faisceau X est appelé angle d'anode
- Varie entre 10° et 20°



Foyer optique et foyer thermique

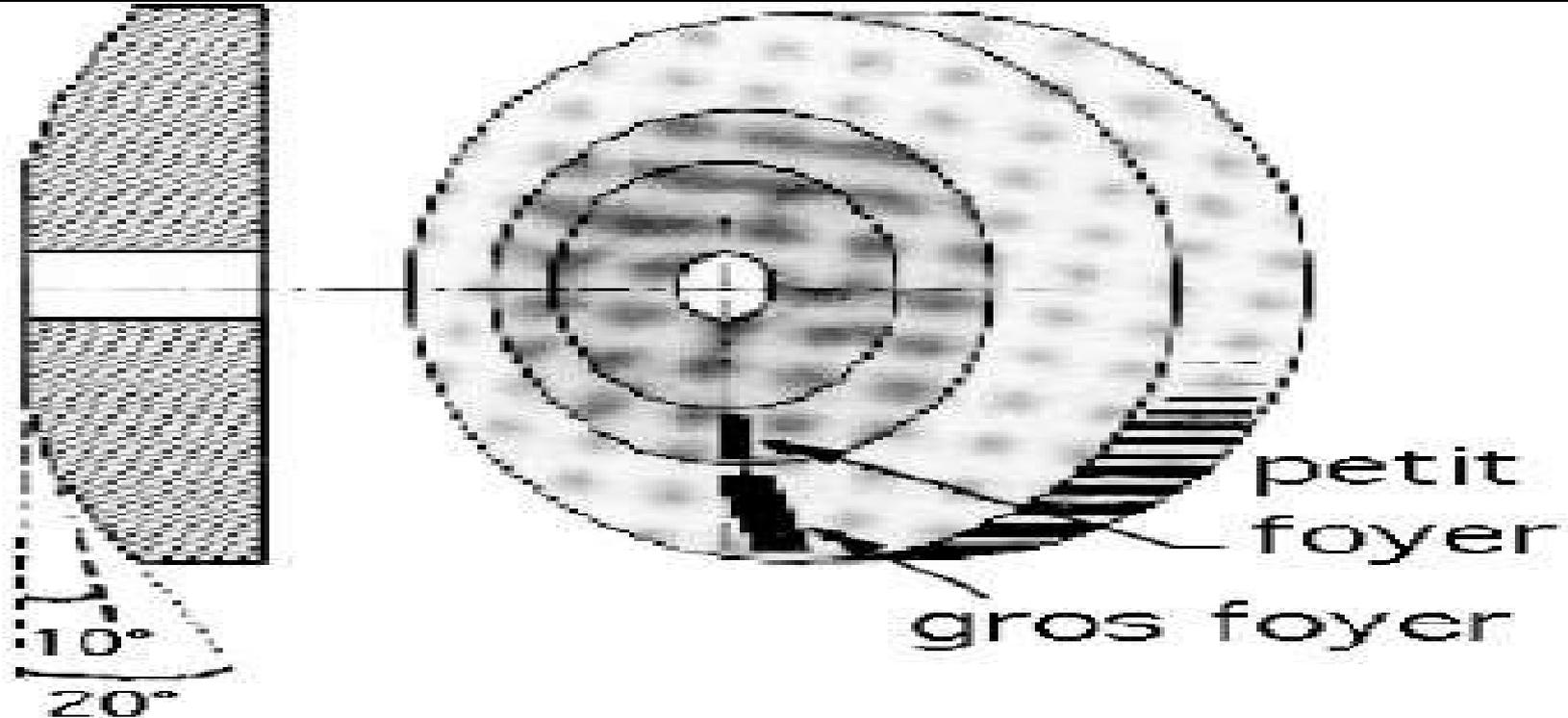
V.2.2. Anode tournante



- ✓ Disque aplatie, épais de quelques millimètres, tournant en regard de la cathode.
- ✓ Elle est portée par un rotor monté sur roulements permettant une rotation de 3000 à 9000tr/mn
- ✓ Le faisceau d'électrons le frappe sur sa partie périphérique, piste d'anode en tungstène dont l'orientation est oblique par rapport au faisceau d'électrons.

V.2.2. Anode tournante

✓ Anode tournante à deux foyers



Anode tournante à deux foyers

✓ Plus le foyer sera petit (angle d'anode réduit) plus on augmentera la résolution spatiale

Ex : Utilisation de foyers fins de 0,1 à 0,3 mm

➤ Dans ce cas, l'anode est en molybdène

VI. BASES TECHNOLOGIQUES



Tube a Anode tournante

VI. BASES TECHNOLOGIQUES

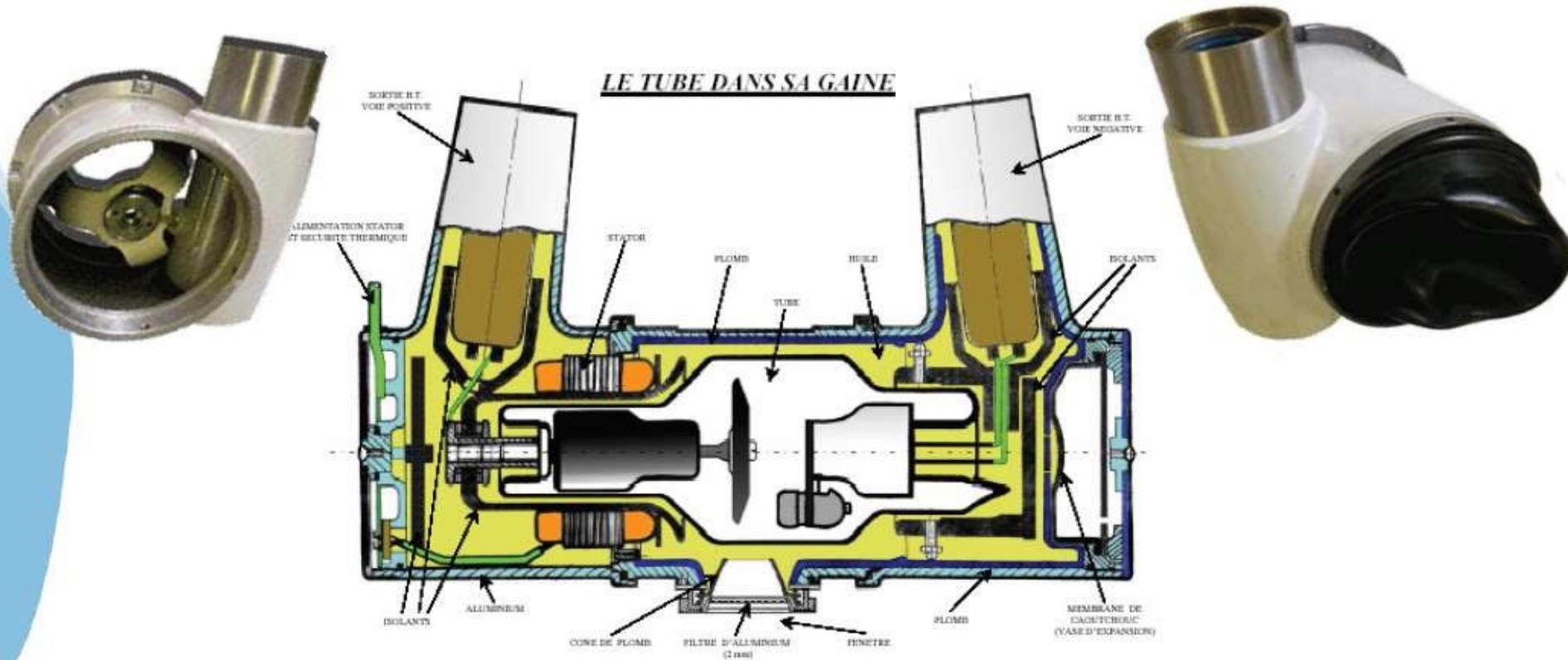
V.2.3. Anode en molybdène

- ✓ Equipe les tubes à mammographie : frappée par des électrons de 30 KeV, elle produit des rayons X de 17, 20 KV
- ✓ Dans ces tubes, la nécessité d'une excellente résolution surtout dans des conditions d'agrandissement, impose des petits foyers (0,1-0,3mm).

V.3.

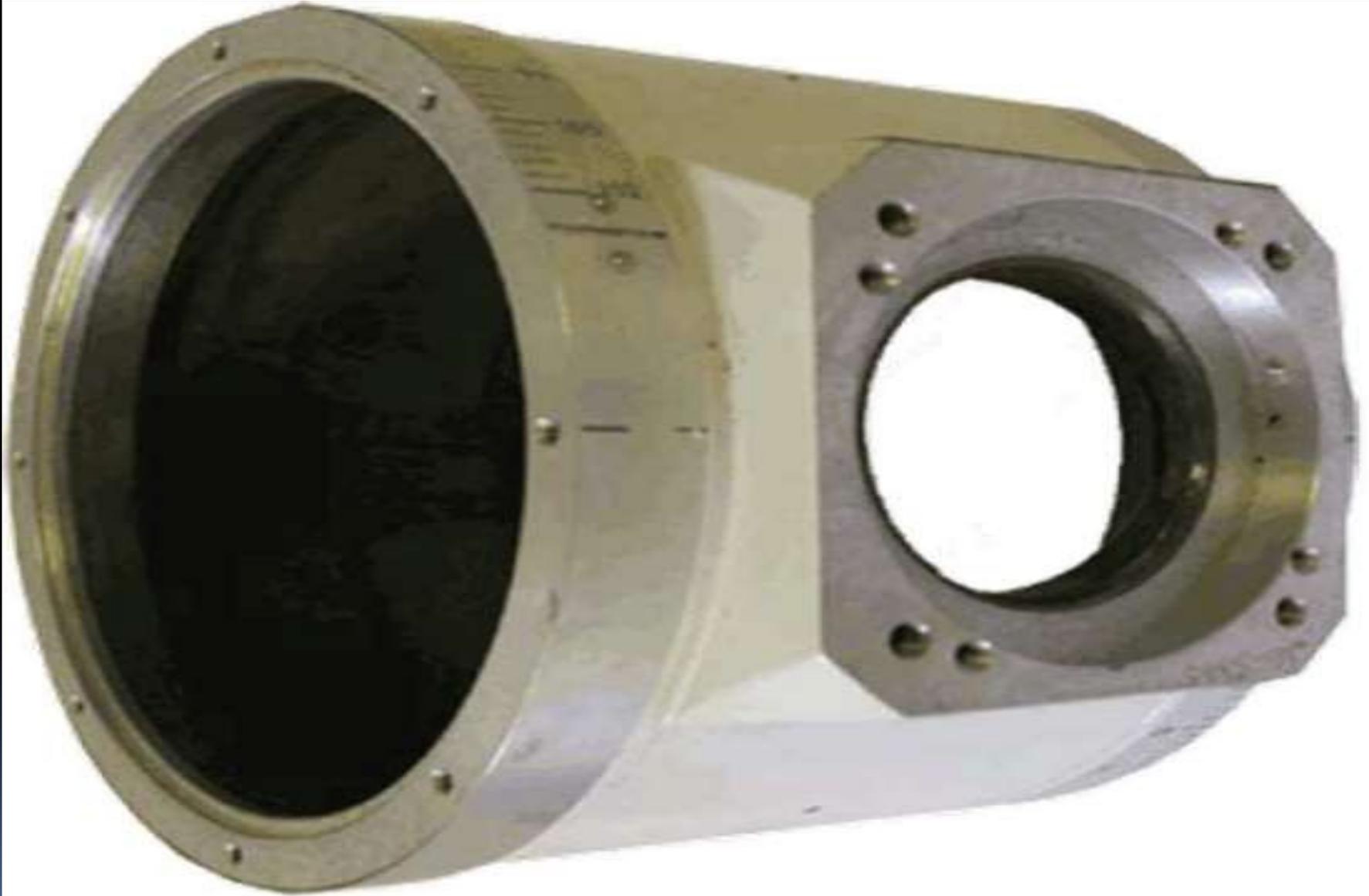
Enceinte (ampoule)

- ✓ l'anode et la cathode sont placées dans une enceinte.
 - ✓ elle a pour rôle de maintenir un vide poussé
- Cette ampoule en verre contient une huile isolante (refroidissement)



V.3.

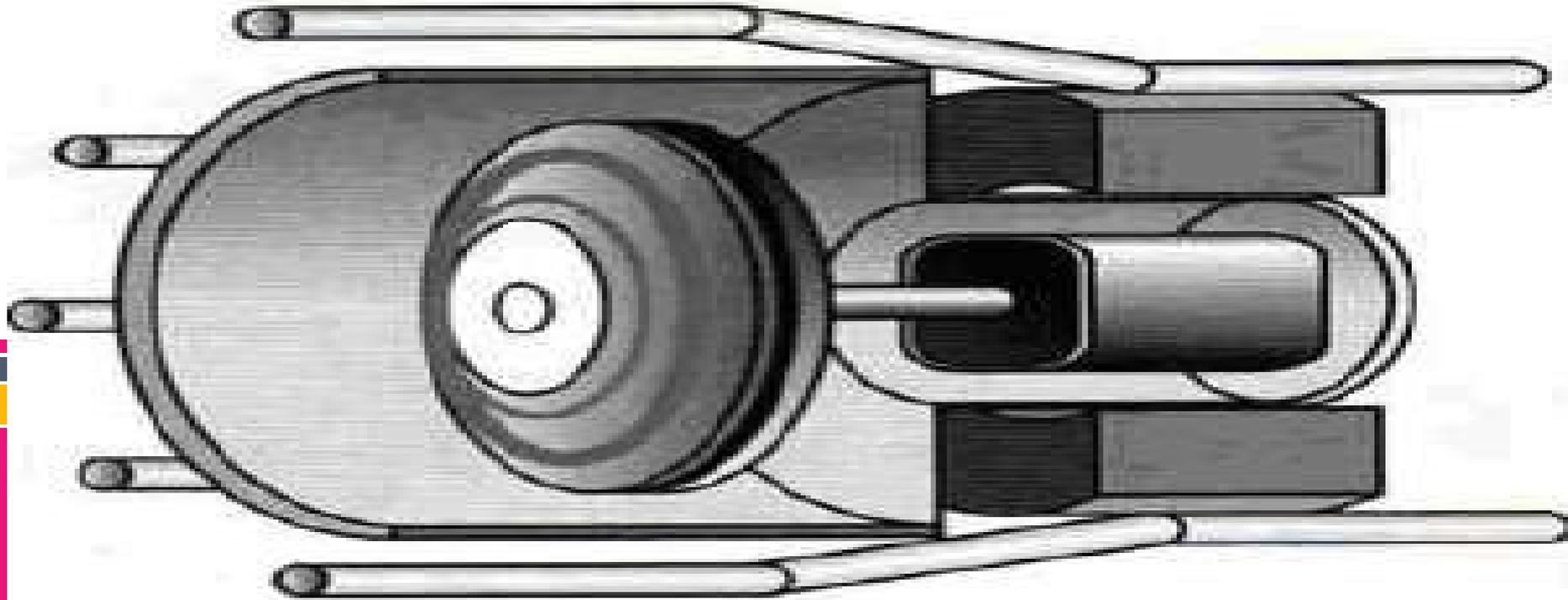
Enceinte



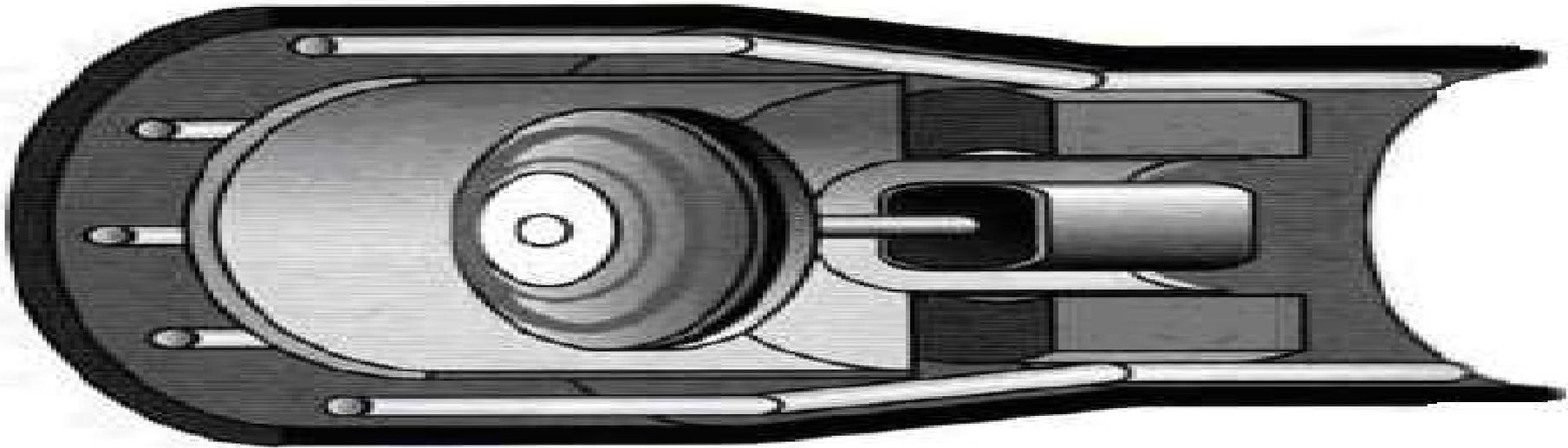
V.4. Système de Refroidissement

- Un système de canalisation d'eau froide ou un ventilateur refroidit de l'huile qui entoure le tube.

Systeme de refroidissement
+ stator



Gaine plombée

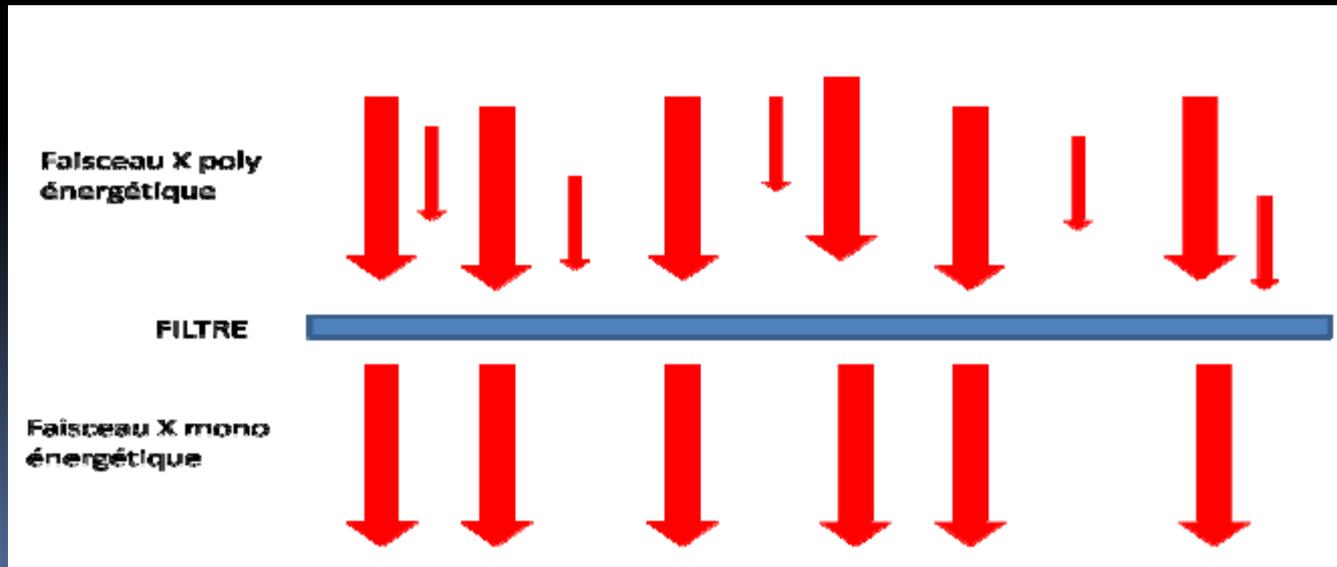


- La gaine plombée est une enveloppe de 3 à 5mm de plomb qui isole l'extérieur de la chaleur, de la haute tension et des rayonnements X parasites.
- Une fenêtre de sortie est placée en face de l'anode pour laissé passer les RX.

VI. BASE TECHNOLOGIQUE D'UN TUBE À RAYONS X

V.6. Le Filtre

- Le filtre est placé contre la fenêtre de sortie
 - permet d'homogénéiser l'énergie du faisceau X en éliminant les photons de trop faible énergie.
- photons de trop faible énergie.



V.7.

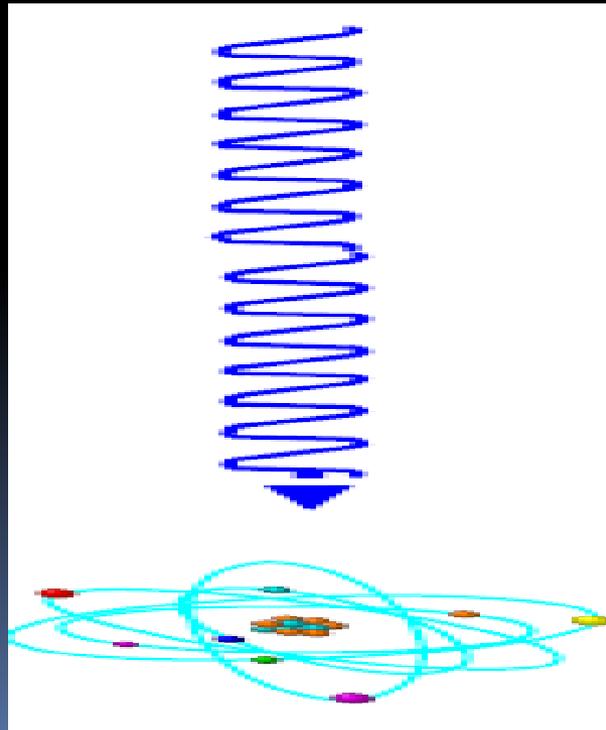
Le Diaphragme

- ✓ **Des lames métalliques déposés de chaque côté de la fenêtre de sortie.**
- ✓ **Ils déterminent le champ (rectangulaire) d'irradiation et limitent le rayonnement diffusé.**

•

VII. INTERACTION DES RAYON X AVEC LA MATIERE

- ❖ Effet photoélectrique
- ❖ Effet Compton



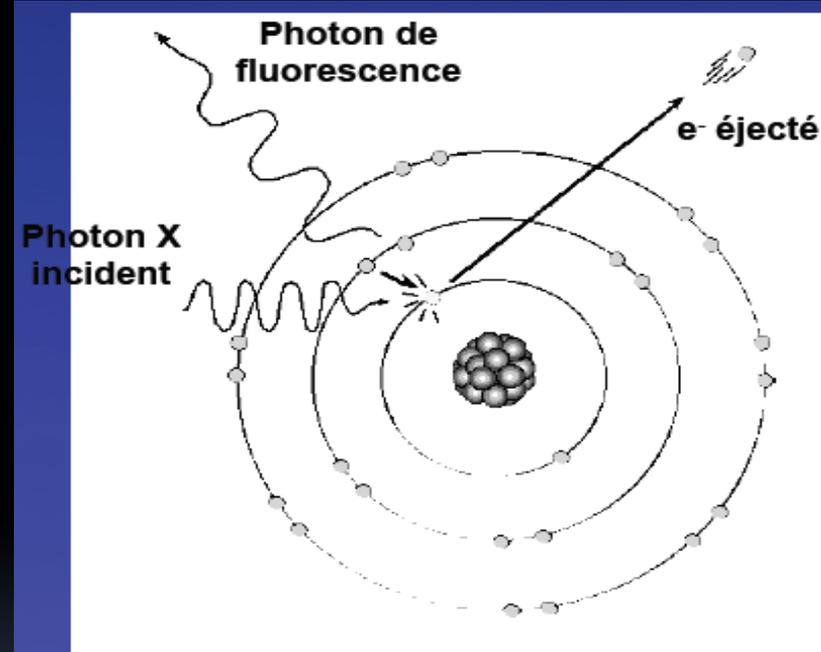
1. Effet photoélectrique

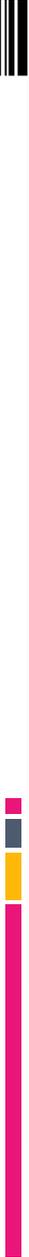
✓ **Principe** : le rayon X est de faible énergie frappe un e-
✓ il ya Absorption totale de l'énergie du photon incident après interaction avec un e- de l'atome de la matière.

✓ un électron d'une couche profonde est éjecté.
✓ Interaction possible si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron du milieu

✓ **Résultat**: Emission d'énergie sous forme d'un photon de fluorescence.

➤ Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place laissée vacante par l'électron éjecté

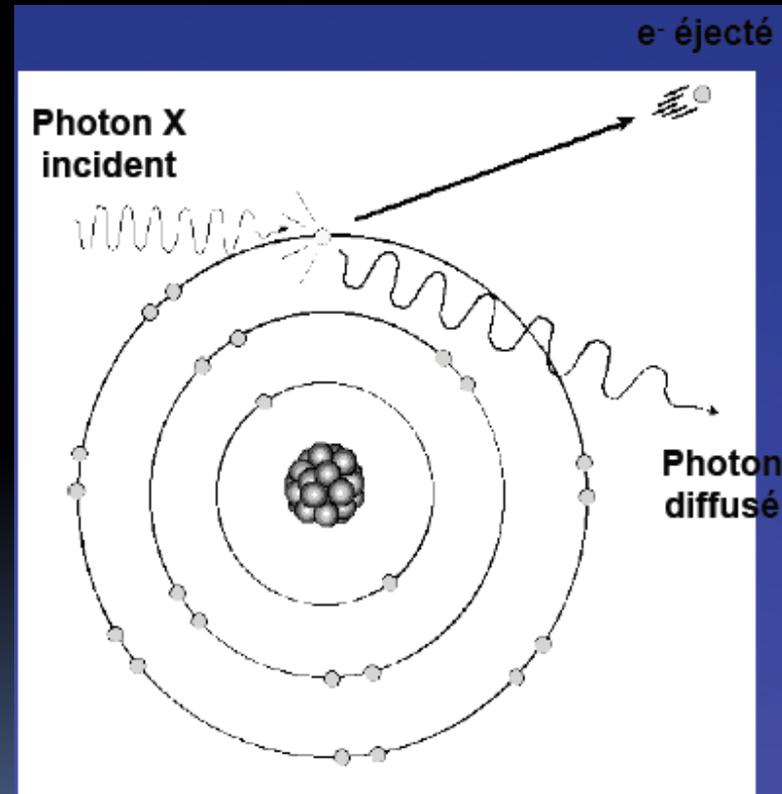


- 
- L'effet photo électrique dépend
 1. De l'énergie des rayons X (faible énergie)
 2. Des numéros atomiques des atomes (Z élevés)

VII. INTERACTION DES RAYON X AVEC LA MATIERE

2. Effet Compton

- ✓ **principe:** Lorsque le rayon est de forte énergie
- ✓ Absorption partielle de l'énergie du photon incident après **interaction** avec **un e-** faiblement lie a l'atome
 - il y a diffusion d'une partie de l'énergie du photon par la matière
- ✓ **Résultat:** Un photon **d'énergie** plus faible **est diffusé dans une direction** différente de la direction initiale



➤ L'effet Compton dépend

1. De l'énergie des rayons X (Forte énergie)

❖ Perte de la direction initiale du photon : flou de diffusion dans l'image radiante

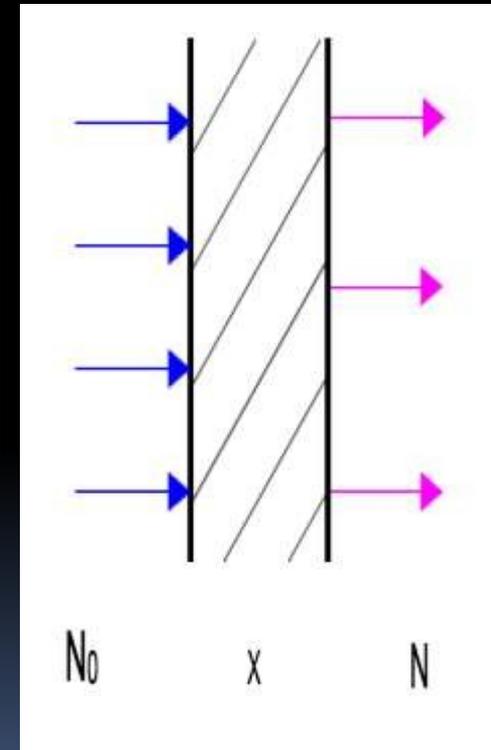
VIII. LOI D'ATTÉNUATION DU FAISCEAUX DE RAYON X

- **Atténuation progressive de l'intensité du faisceau X (nombre de photons par unité de temps) par effet combiné de l'absorption (effet photoélectrique) et de la diffusion (effet Compton)**

VIII. LOI D'ATTÉNUATION DU FAISCEAUX DE RAYON X

LOI DE BEER LAMBERT

$$N(x) = N_0 \exp(-\mu x)$$



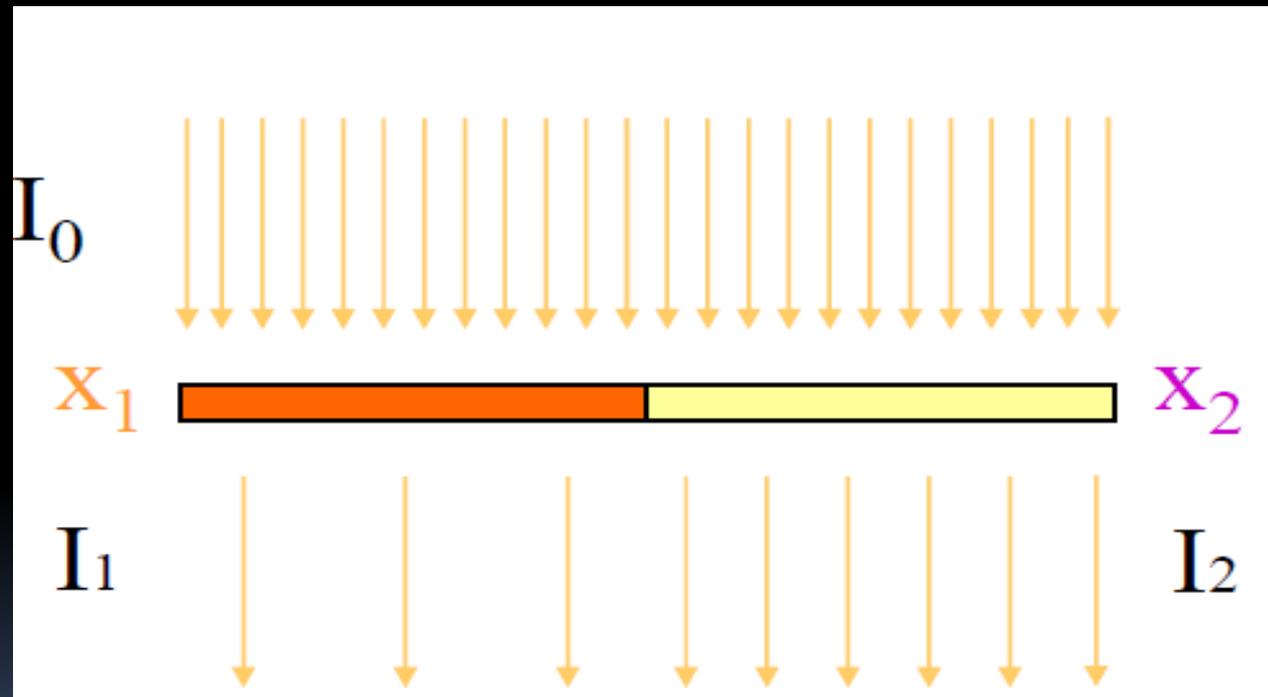
LA LOI D'ATTÉNUATION ET LE COEFFICIENT D'ATTÉNUATION

➤ Coefficient d'atténuation linéaire :

$$\mu = \mu_{\text{photoélectrique}} + \mu_{\text{Compton}}$$

$$X_1 = X_2$$

$$\mu_1 = 2 \mu_2$$

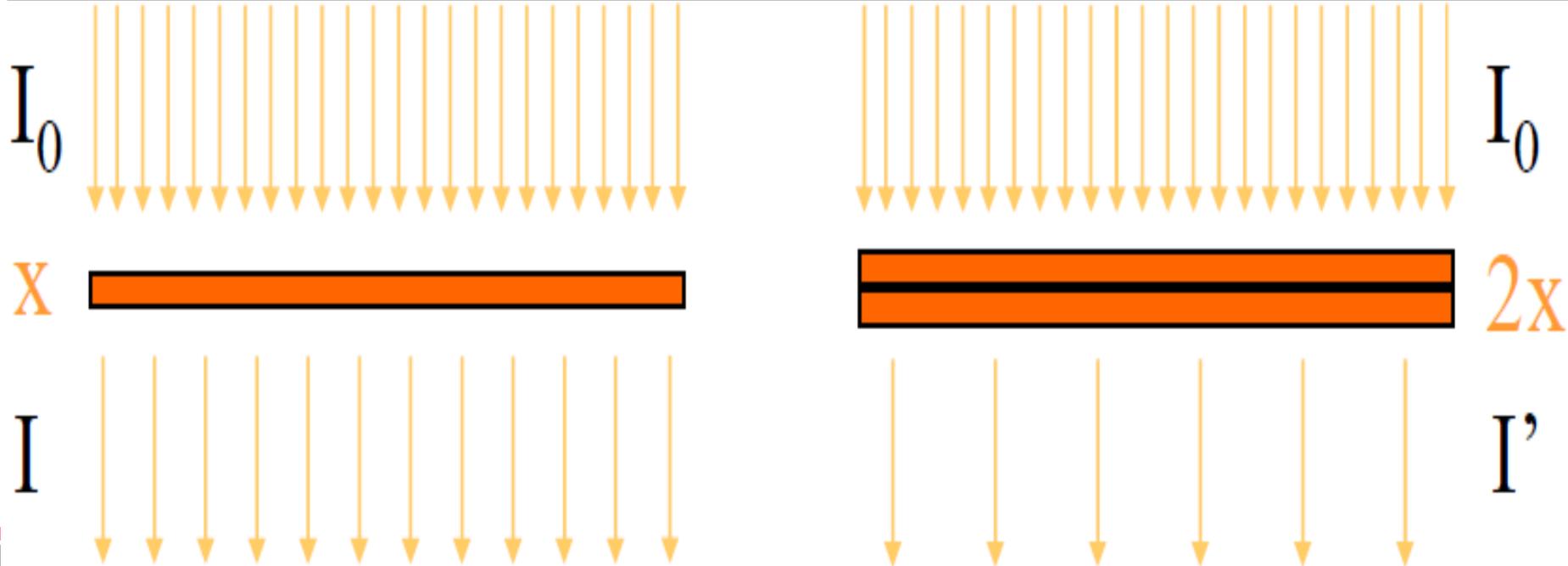


❖ A épaisseur égale, M_1 est deux fois plus absorbante que M_2

LA LOI D'ATTÉNUATION ET LE COEFFICIENT D'ATTÉNUATION

- ✓ μ dépend de l'énergie des photons X et des propriétés physiques du tissu biologique traversé (numéro atomique Z , densité ρ des tissus).
- ✓ μ augmente avec ρ et Z .

LA LOI D'ATTÉNUATION ET EPAISSEUR TRAVERSEE



□ plus l'épaisseur de matière augmente, plus le nombre de photons résiduels diminue

VIII. ATTÉNUATION DU FAISCEAUX DE RAYON X

Coefficient d'atténuation des milieu Biologiques

Matériau	Z_{effectif}	ρ (g/cm ³)	ρ_e (e-/g)	μ (cm ⁻¹)
Air (poumon)	7,6	0,00129	$3,01 \cdot 10^{23}$	0,0001
Eau (muscle)	7,4	1	$3,34 \cdot 10^{23}$	0,169
Tissus mous	7,4	1	$3,36 \cdot 10^{23}$	0,18
Graisse	5,9	0,91	$3,48 \cdot 10^{23}$	0,14
Os	13,8	1.85	$3 \cdot 10^{23}$	0,48



Chapitre 3: LE TOMODENSITOMETRE (SCANNER)

Plan

Introduction

- I. Définition du Tomodensitomètre
- II. Intérêt du Scanner
- III. Principe de fonctionnement
- IV. Composants d'un Scanner
- V. Reconstruction Tomographique
- VI. Générations des Scanners
- VII. Les Scanners Modernes
- VIII. Limitation de la Tomodensitométrie
- IX. Effets biologiques des RX
- X. Effets des rayons X sur l'organisme

INTRODUCTION

- **L'invention de la tomographie par rayons-x a représenté l'un des premiers bouleversement en imagerie médicale et est à la base des immenses progrès faits dans ce domaine.**

INTRODUCTION

- La tomographie par rayons X assistée par ordinateur (encore appelé tomomodensitométrie ou scanographie) fut développée par Godfrey Hounsfield.
- la première machine (scanner) utilisable sur site clinique fut installée en 1971 à Londres. Elle ne permettait d'examiner que la tête

INTÉRÊT DU SCANNER (1)

- **1. Imagerie planaire (2D) = radiographie conventionnelle**
 - ❖ **Imagerie tomographique (3D) = tomodensitométrie**
- **2. En radiographie classique : les ombres des organes sont Confondues.**
 - ❖ **Le scanner, résout ce problème en réalisant, pour la zone étudiée des images de coupes fines sous différents angles.**

INTÉRÊT DU SCANNER (2)

- ✓ Excellente qualité des images
- ✓ Doses d'irradiation impliquées sont réduites.
- ✓ Localise mieux un organe par rapport a un autre et détecte mieux les anomalies

DEFINITION (1)

- Tomos : **coupe, section**
- Graphia : **écrire**
- ✓ Différents synonymes existent :
Scanographie, Scanner, TDM
(tomodensitométrie), CAT(computerized -
assisted - tomography).
- scan : **mesurer, examiner, sonder, balayer.**

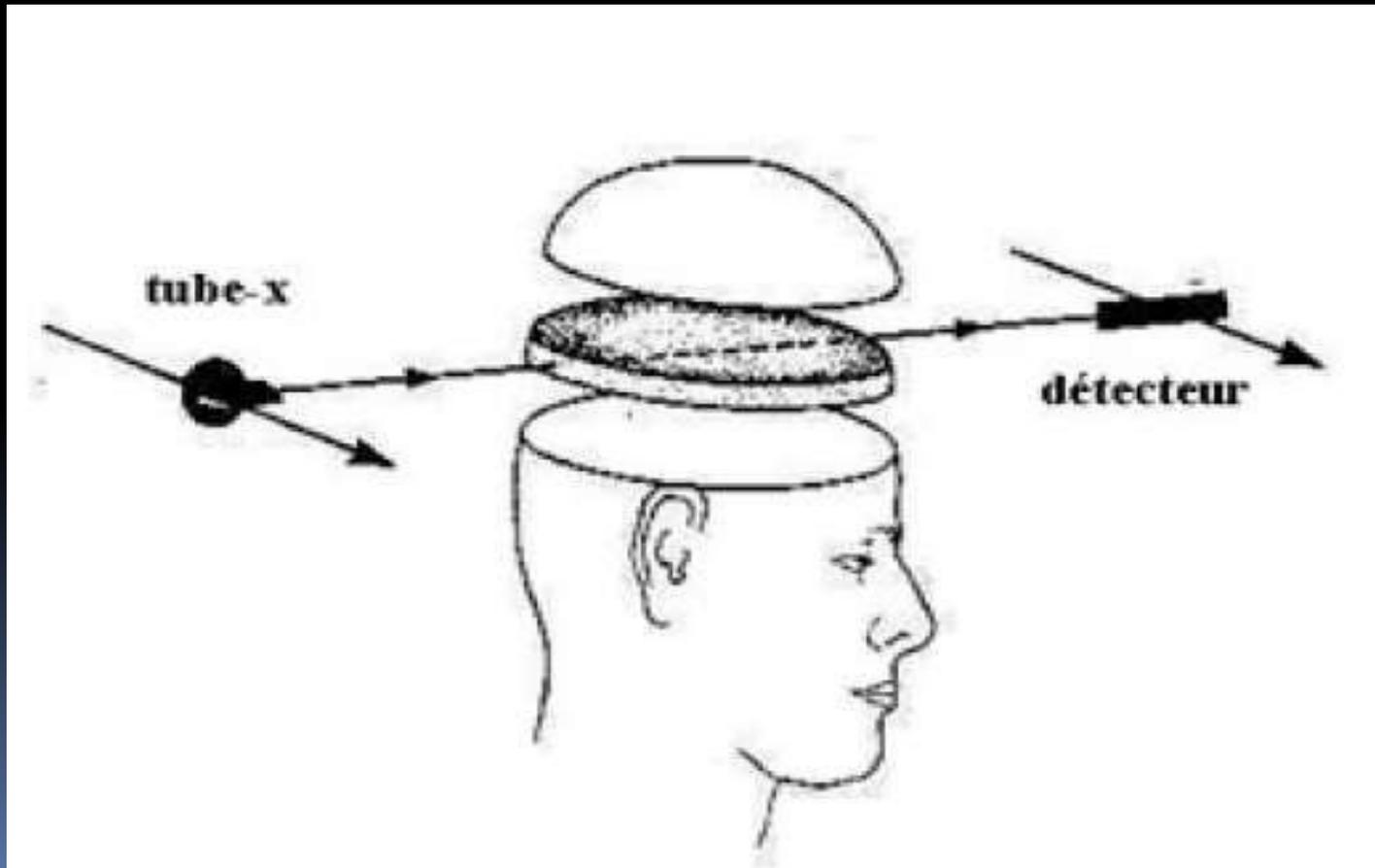
DEFINITION (2)

- La tomодensitométrie X (TDM) ou scanographie est une méthode de diagnostic radiologique tomographique permettant d'obtenir des coupes transversales, reconstruites à partir de la mesure du coefficient d'atténuation du faisceau de rayons X dans le volume étudié

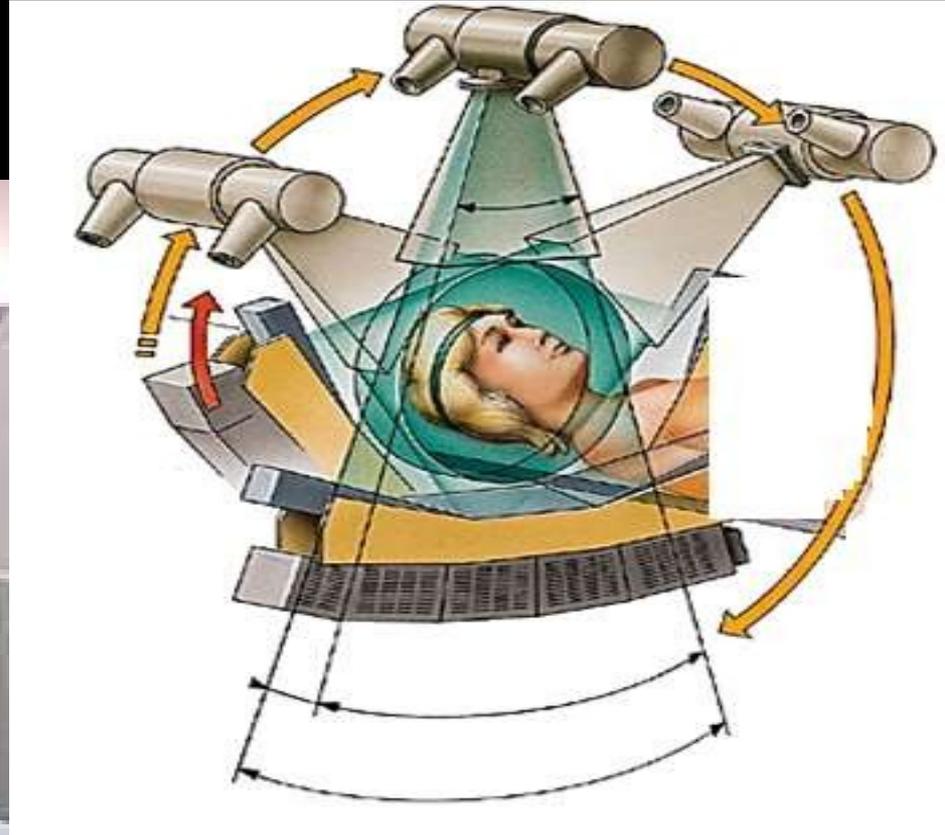


PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT (1)

- L'idée de base était de balayer une tranche anatomique (coupe) pour acquérir dans cette coupe les profils de transmission des rayons-x, A l'aide d'un tube-x et d'un détecteur .



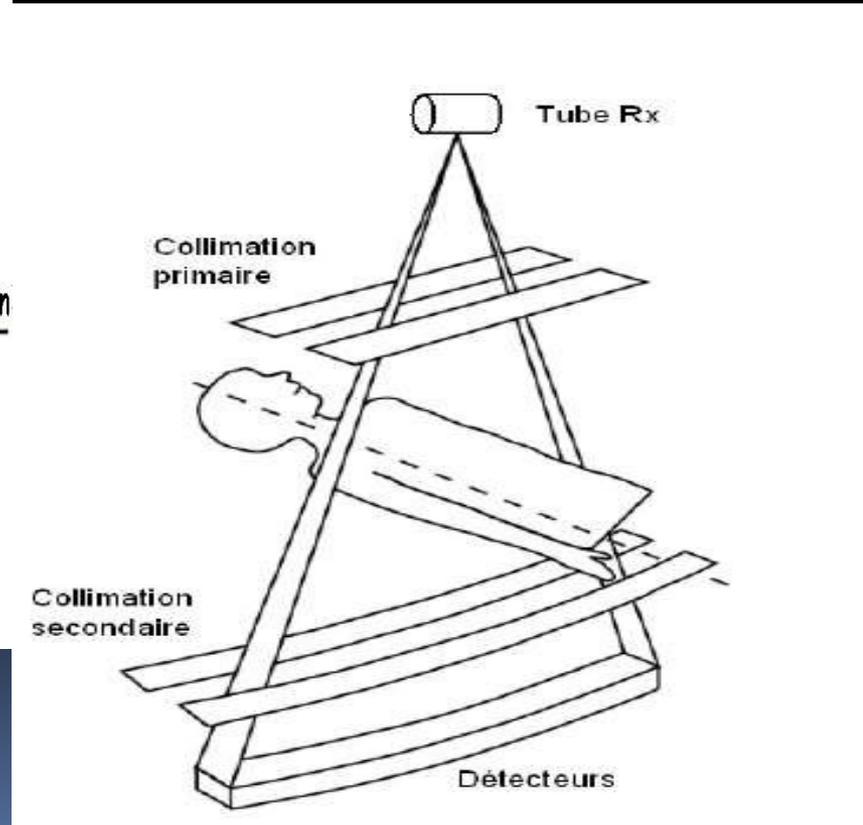
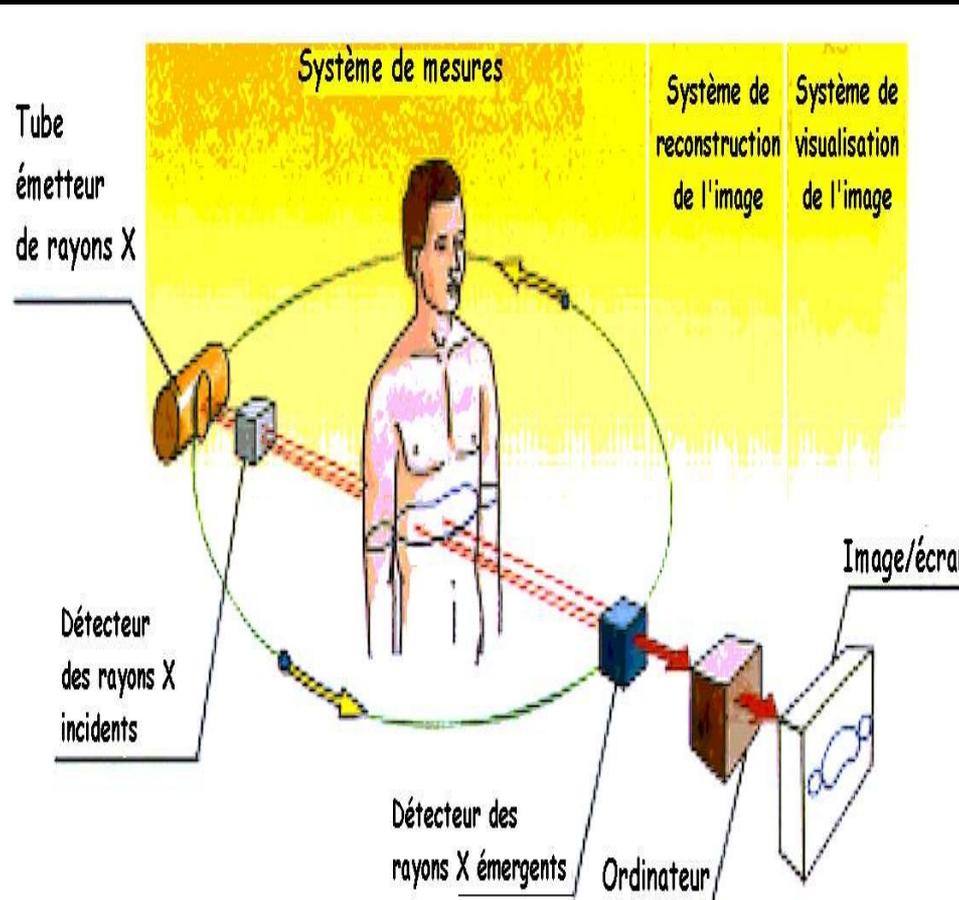
PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT



Exemple de Scanner : Cerveau

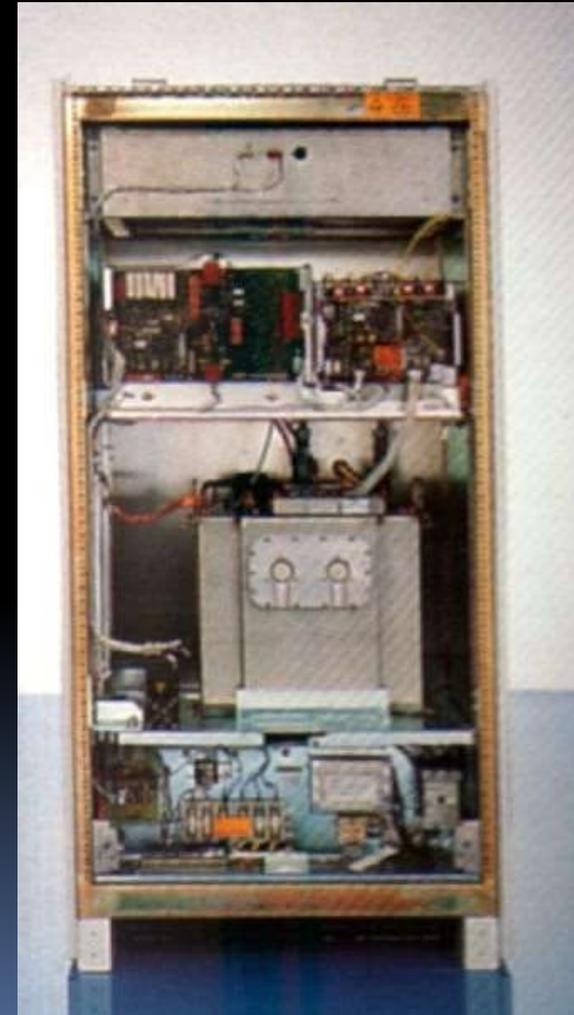


COMPOSANTS D'UN SCANNER



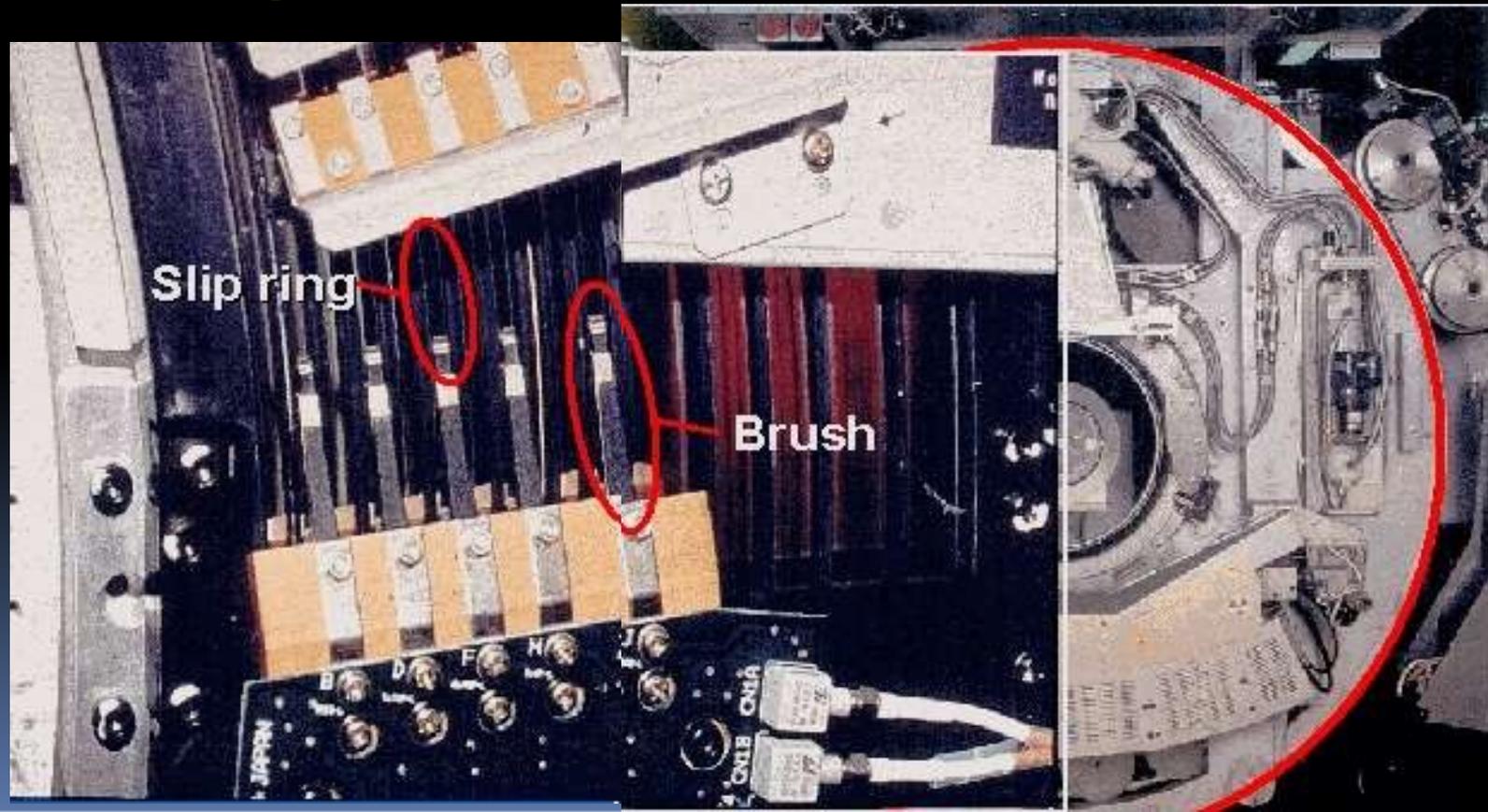
Générateur de rayons X

- ❖ Délivre une haute tension continue de 80 à 140 kV
- ❖ Une intensité du courant de 100 à 500 mA
- ❖ Il a une puissance totale disponible de 50 à 60 kW.
- ❖ Il est mis sous vide et entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection thermique, électrique et mécanique.
- ❖ Les premiers scanners utilisés pour l'exploration du crâne ne nécessitaient que des générateurs de faible puissance (10 à 20 mA par coupe).
- ❖ Les scanners actuels, très souvent à rotation continue, nécessitent, des puissances de l'ordre de 50 kW.



Transmission de la tension au tube

- Sur les scanner à rotation alternée, par câble.
- Puis apparition de la technologie « slip ring » pour les systèmes à rotation continue



Tube a Rayon X

- C'est la pièce maîtresse du scanner.
- Les premiers scanners crâniens étaient équipés de tube à anode fixe en cuivre.
- Les tubes actuels sont à anode tournante en tungstène.
- Le tube doit pouvoir résister à des contraintes thermiques très élevées (99 % de l'énergie fournie se transforme en chaleur, 1 % en rayons X).
- Ils sont donc refroidis par des systèmes à huile, eau et air.



Caractéristiques de Tube

Les Tube a RX doivent être concevoir avec :

- 1. des capacités calorifiques de plus en plus élevées**
 - ✓ **les tubes les plus performants utilisés à l'heure actuelle ont des capacités calorifiques de l'ordre de 5.0 à 7.0 MUC (MUC : Million Unités de Chaleur)**

Caractéristiques de Tube

2. dissipation calorifique ou taux de refroidissement = 500KUC à 850KUC par minute (KUC : Mille Unités de Chaleur).
3. Le tube à anode tournante a été introduit.
4. diamètre d'anode = 150 à 200 mm
5. vitesse de rotation d'anode = 2500 à 10000 tours/mn

Caractéristiques de Tube

3. la résolution spatiale

✓ limitée par la taille du foyer ceci implique la conception de tubes multi-foyers

❖ **Petit foyers** : pour l'acquisition en mode haute résolution spatiale (étude de l'organe nécessitant une bonne résolution spatiale (par exemple 0.75x1.4 mm)

❖ **Grand foyers**: pour l'acquisition en mode haute résolution de contraste .

Les systèmes de collimation

❖ L'intérêt de la collimation est :

1. de limiter l'irradiation du patient et

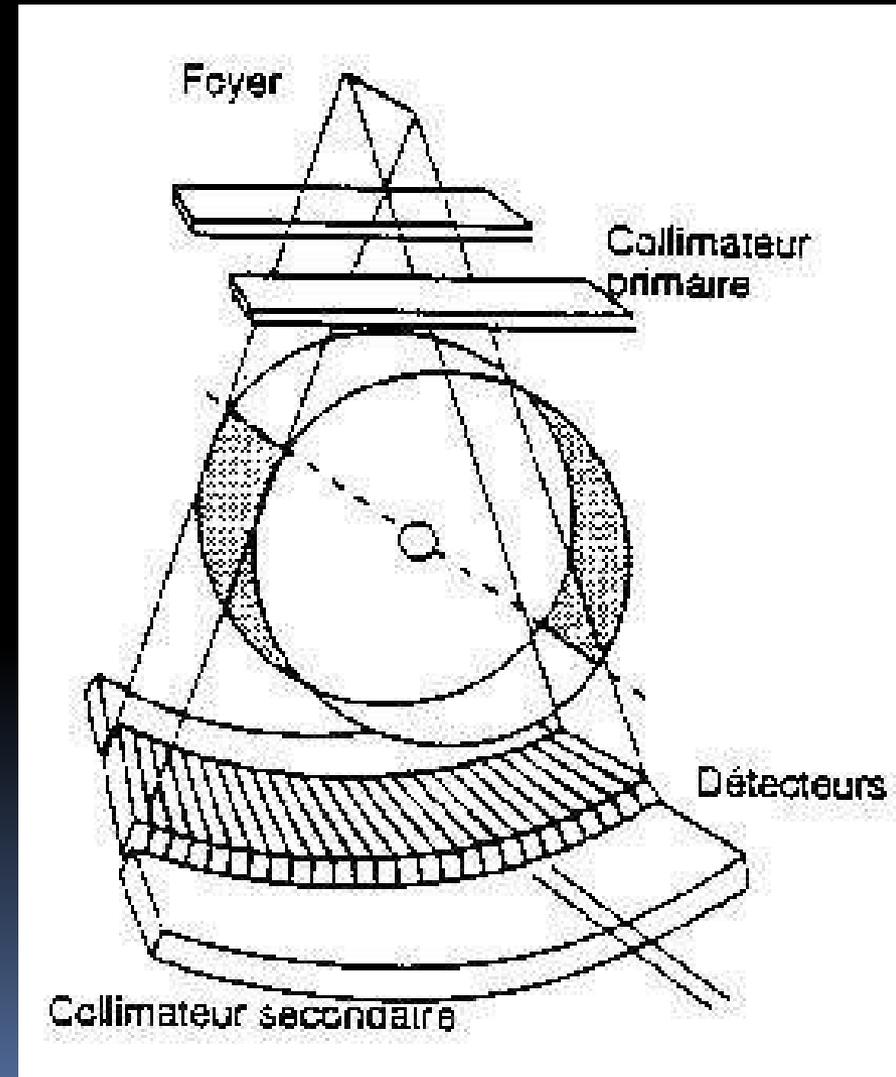
le rayonnement diffusé

2. de fixer l'épaisseur de coupe

□ Il existe une collimation primaire et une collimation secondaire

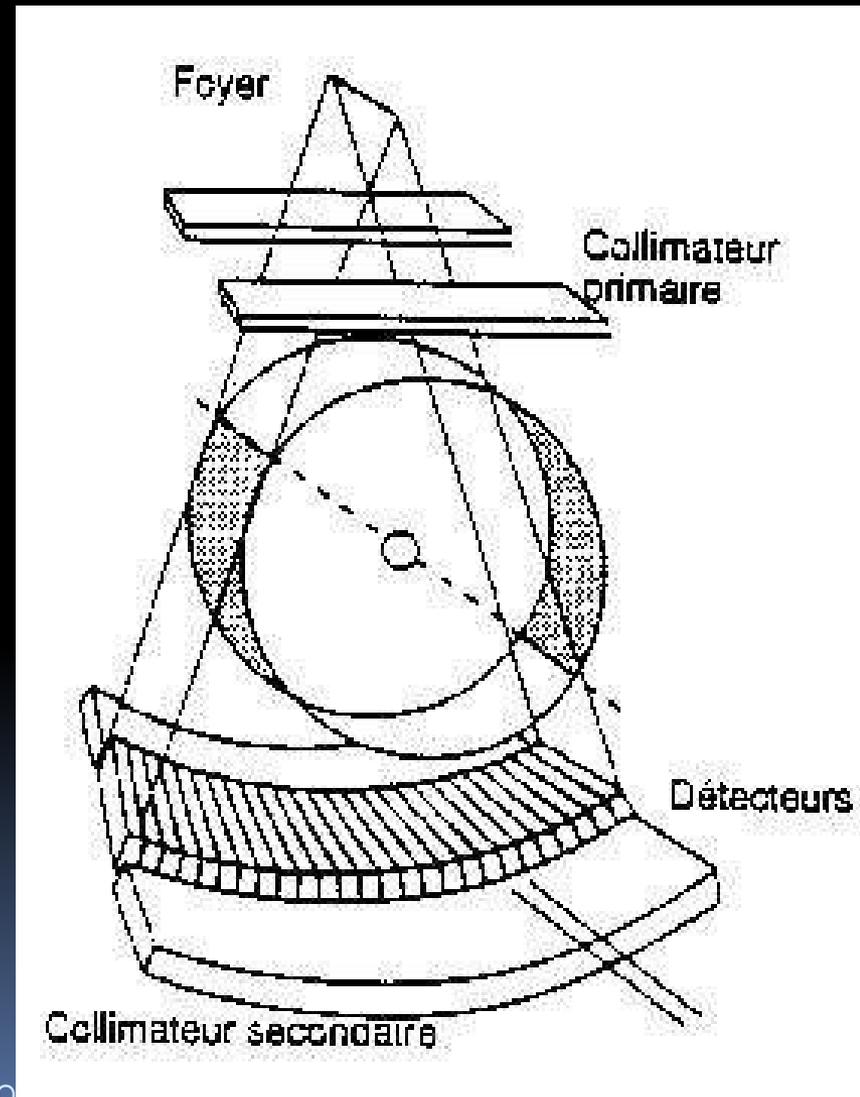
Collimation primaire

- Elle est composée de plaque de plomb et est située après le tube à rayons X.
- Son but est de limiter le rayonnement diffusé
- fixer l'épaisseur de la coupe : ces plaques sont donc mobiles et à écartement variable.



Collimation secondaire

- Cette collimation est placée en avant des détecteurs et est destinée à arrêter le rayonnement diffusé.
- Doit être parfaitement alignée avec le foyer et la collimation primaire.
- Elle limite le rayonnement diffusé

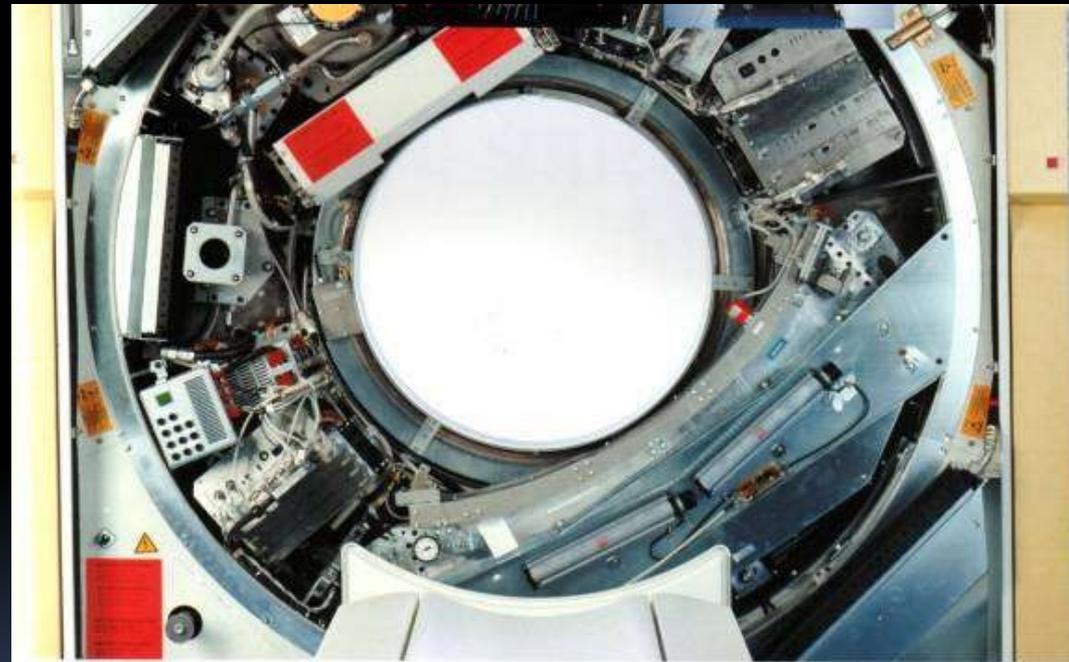


Le système de détection

- **C'est un organe essentiel pour la qualité de l'image.**

- **Pour être efficaces, ils doivent avoir :**

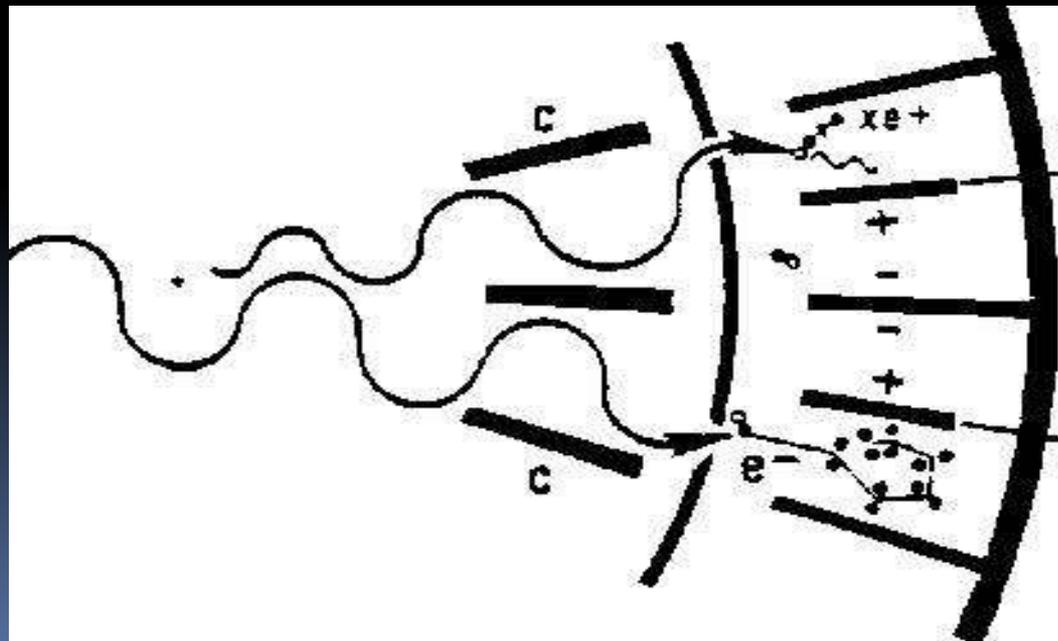
- 1. une grande efficacité de détection**
- 2. une surface active importante**
- 3. une bonne stabilité dans le temps**



Systemes De Détection

Détecteur a Gaz ou chambre d'ionisation

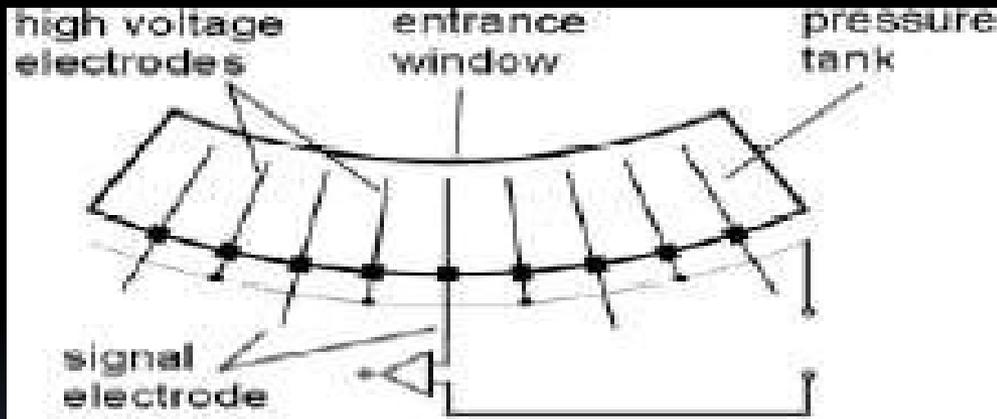
- Chaque chambre contient un gaz rare (Xénon le plus souvent) sous une pression de 20 à 25 bars. Ces chambres sont disposées les unes à côté des autres sur une rampe. Elles sont au nombre de 10 à 20 par centimètre.
- Les rayons X provoquent une ionisation du Xénon. Les ions ainsi produits sont captés par des électrodes et engendrent un courant électrique.



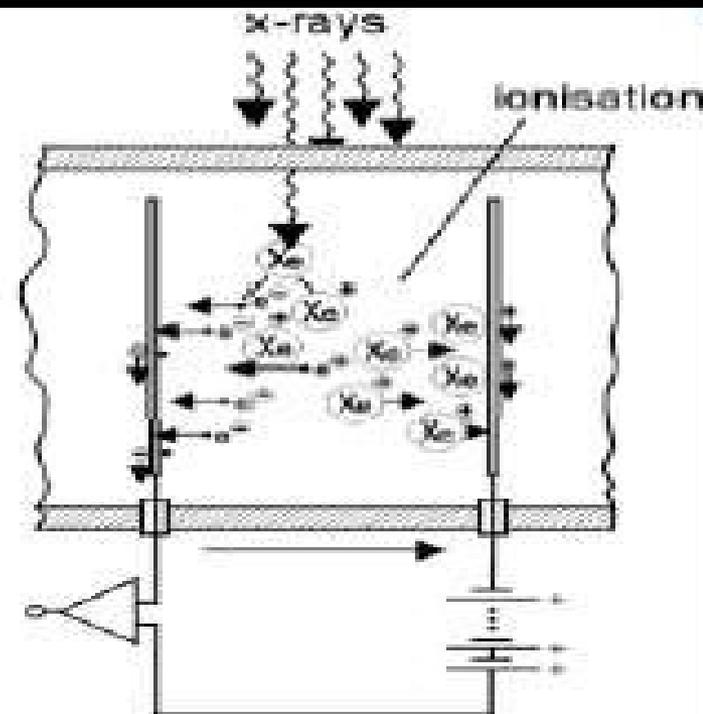
Systemes De Détection

Détecteur a Gaz ou chambre d'ionisation

- Les différentes chambres sont séparées entre elles par de fines cloisons polarisées (en tungstène)
- Leur efficacité est faible (60 à 70% de l'énergie est absorbée).

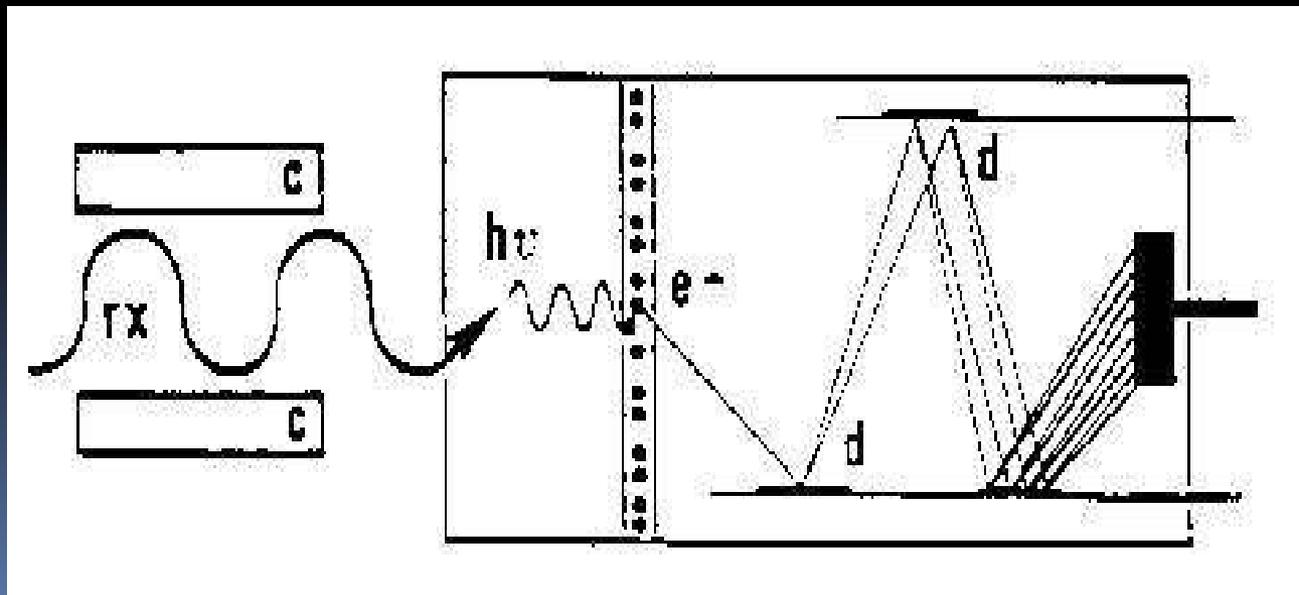


Xenon detector

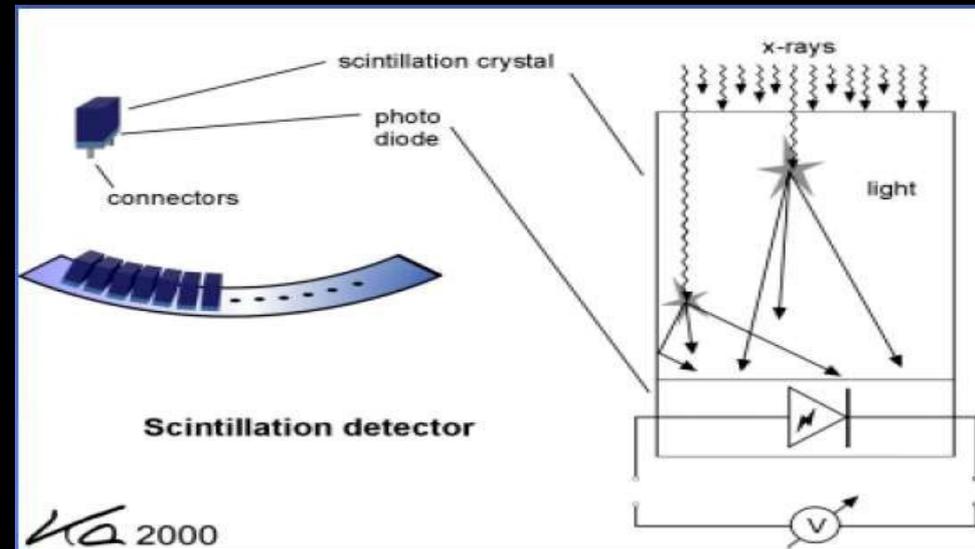
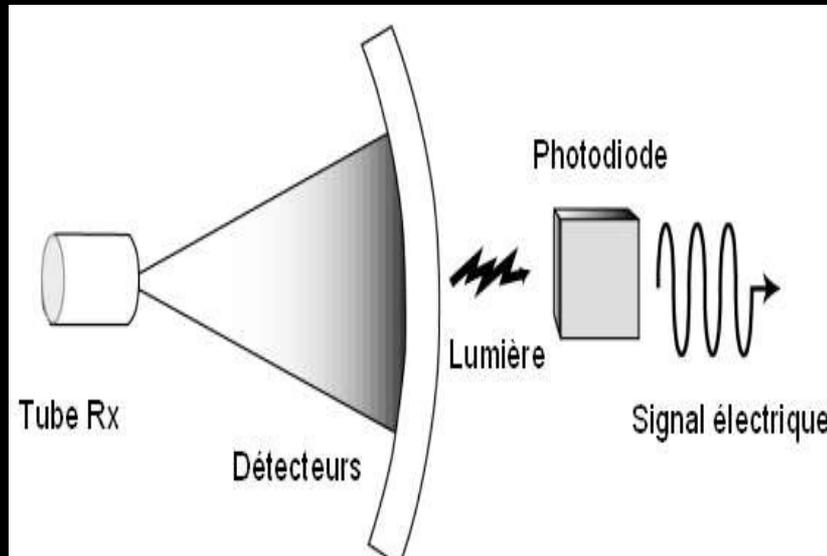


Détecteurs solides ou à cristaux scintillants

- Sous l'effet des rayons X, les cristaux scintillent et émettent des photons lumineux. Ces photons lumineux sont à leurs tours captés par une photocathode qui va donner naissance à un flux électronique.
- Le flux d'électrons créé est alors amplifié par un système de dynodes (électrode) le rendant ainsi mesurable.

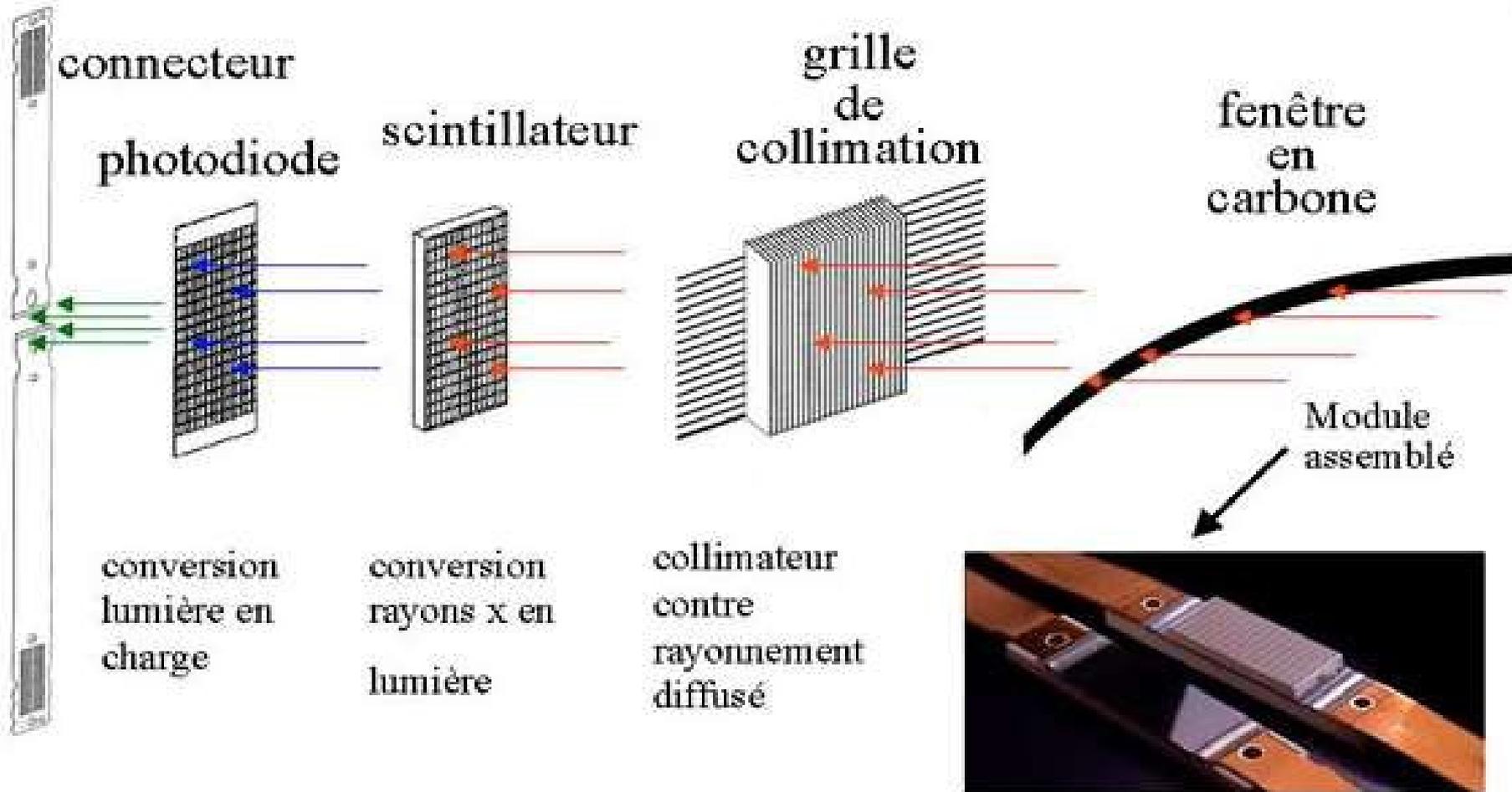


Détecteurs solides ou à cristaux scintillants



- ✓ Les cristaux les plus modernes utilisent des céramiques
- ✓ Leur efficacité est excellente. Ils offrent des temps de réponse rapides.
- ✓ Aujourd'hui tous les scanners sont équipés de détecteurs solides

Détecteur solide



Le Statif

- Le statif (où sont installés tube X, détecteur, générateur) avec un tunnel (laissant passer le patient) perpendiculaire à l'axe de la table .
- ✓ Le statif se compose de deux parties : le stator et le rotor



Statif

- **Son inclinaison est variable de + 20° à + 30° en moyenne dans les deux sens.**
- **Le lit d'examen est mobile. Il doit descendre le plus bas possible afin de faciliter le transfert le malade**



Le stator

✓ est la partie fixe.

➤ Il comporte :

1. le tunnel (généralement de 70 cm de diamètre)

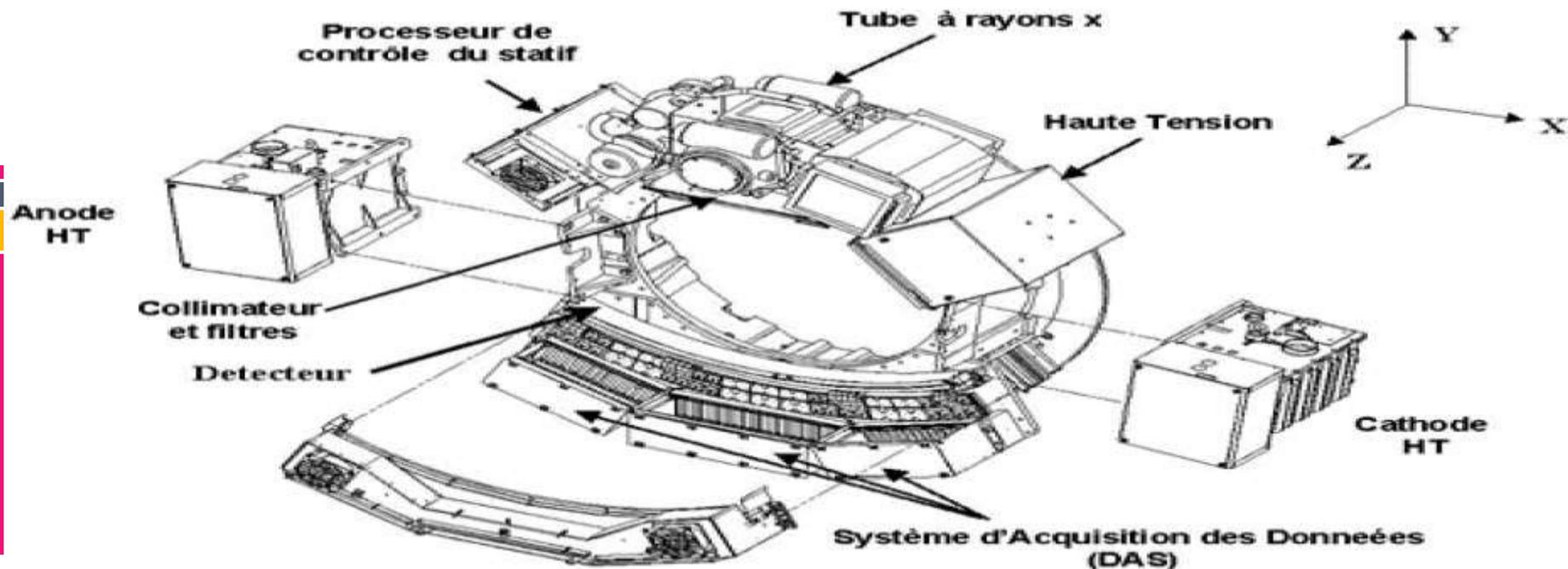
2. les éléments de contrôle mécanique pour les différents mouvements du statif

Le Rotor

✓ est la partie mobile.

✓ Il contient :

1. le générateur de haute tension (pour la fabrication du rayonnement X),
2. le tube à RX
3. les circuits de refroidissement
4. le système de détection
5. système d'acquisition des données.



Le Rotor

- ✓ Les vitesses de rotation du « rotor » sont de l'ordre de la seconde pour une rotation de 360° .
- ✓ L'augmentation de la vitesse de rotation doit s'accompagner d'une augmentation de la puissance instantanée d'émission des rayons-x, afin de ne pas dégrader la qualité de l'image.

Formation des Images Tomographiques

Coupes Tomographiques



Sagittale

transverse



coronale

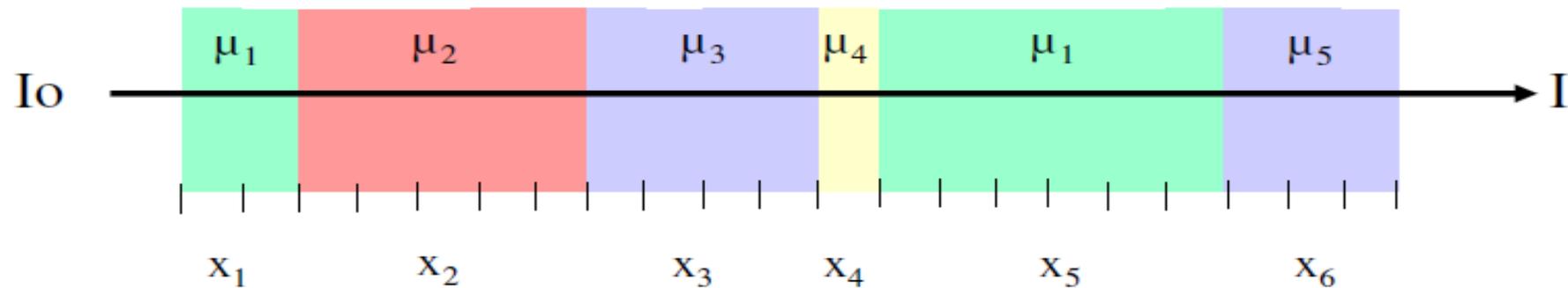
Formation des Images Tomographiques

Le principe repose sur:

1. La mesure de l'atténuation du faisceaux selon différents angles de projections
2. Le calcul des coefficients d'atténuation (valeurs de densités)
3. Reconstruction de l'image a partir de l'étape 2

Atténuation

□ Les faisceaux de rayons X traversant un objet subissent une atténuation qui dépend de la composition atomique du tissu et de l'énergie des rayons X incidents.

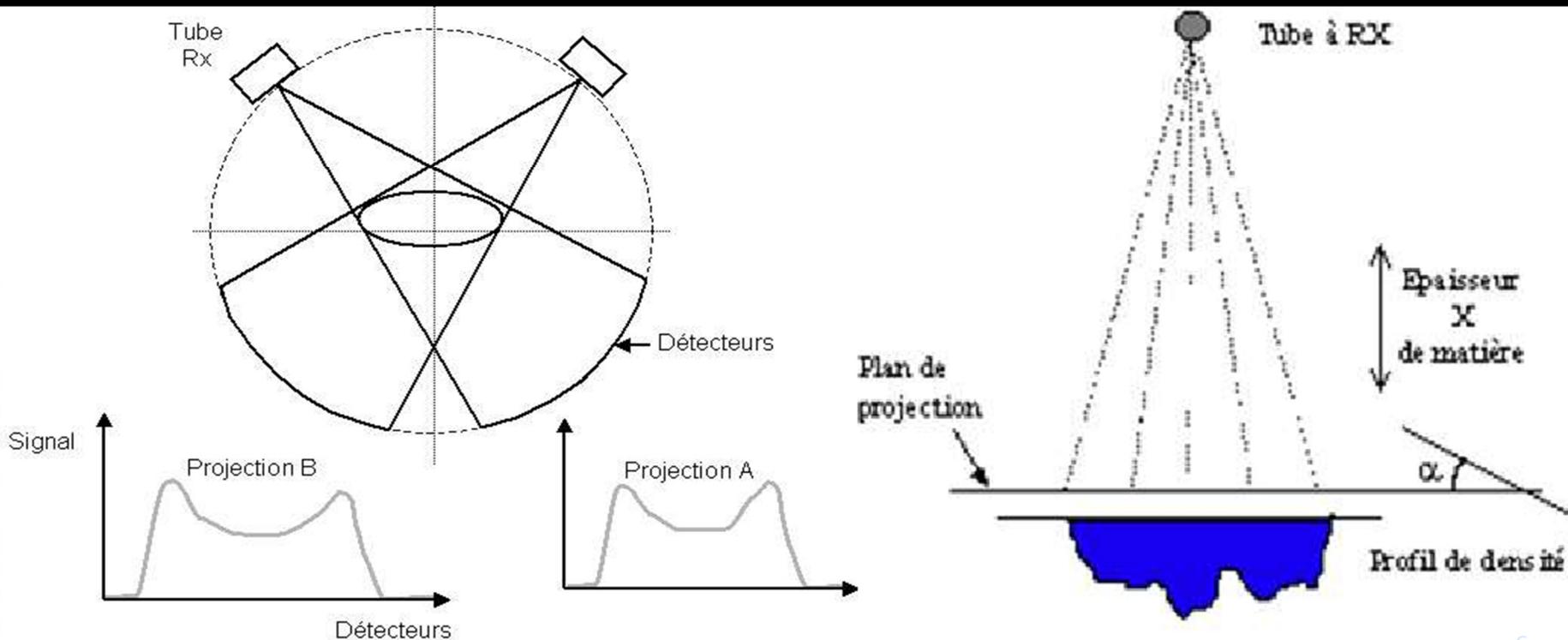


$$I = I_0 \cdot e^{-[(\mu_1 x_1) + (\mu_2 x_2) + (\mu_3 x_3) + (\mu_4 x_4) + (\mu_1 x_5) + (\mu_5 x_6)]}$$

L'atténuation dépend de plusieurs inconnues $\mu_1 x_1, \mu_2 x_2, \dots, \mu_n x_n$.

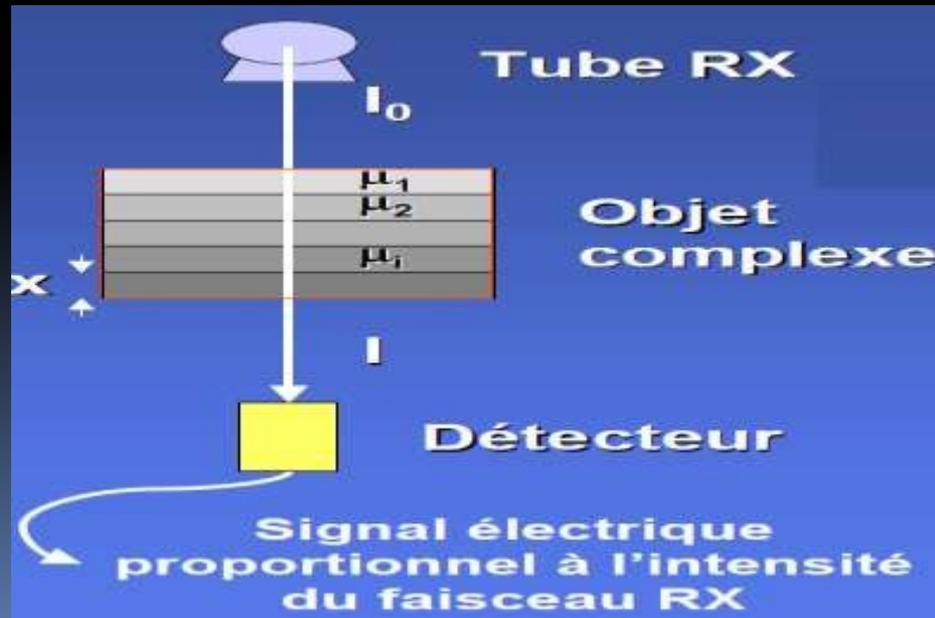
Projection

- ✓ En tournant autour du patient, le couple tube RX- détecteur permet d'obtenir une succession de projection selon différents angles répartis sur 360° .
- ✓ A chacune de ces directions correspond une mesure d'atténuation.



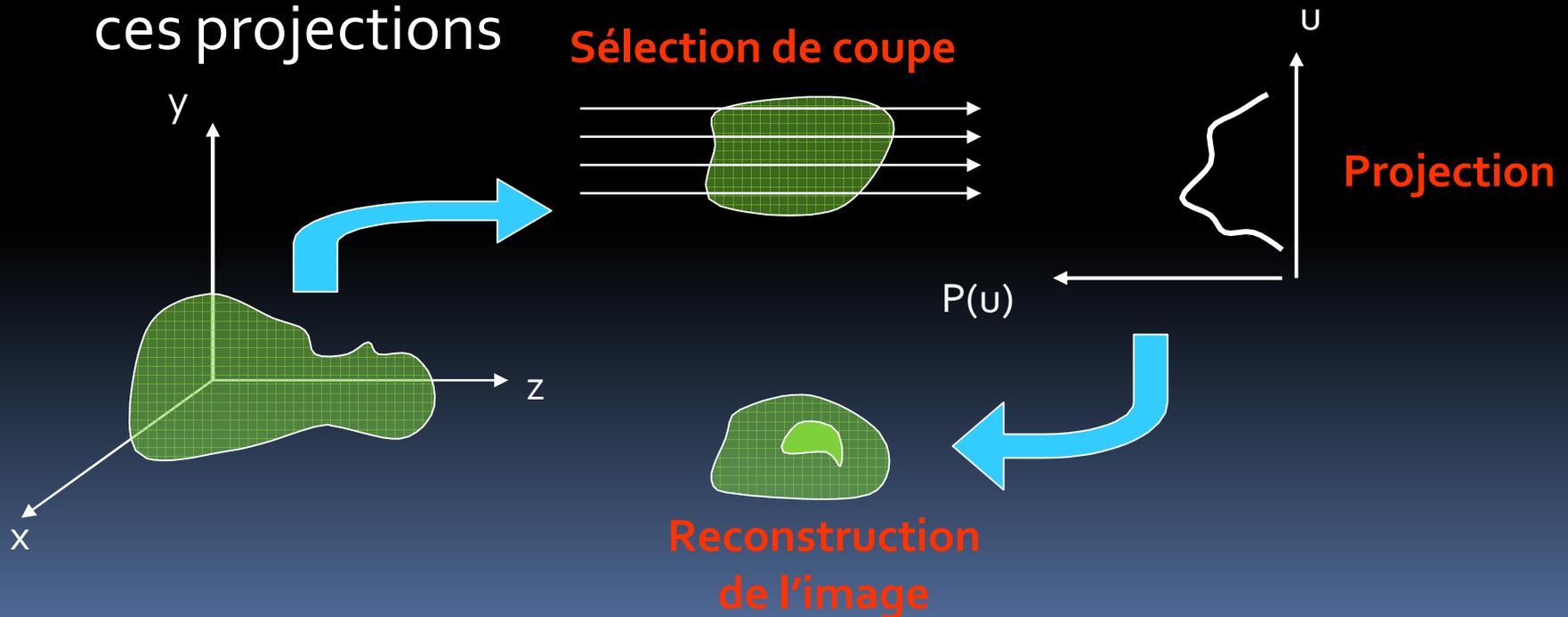
Projection

- ✓ Le profil d'atténuation ou projection correspond à l'ensemble des signaux électriques fournis par la totalité des détecteurs pour un angle de rotation donné
- ✓ Une projection est donc une mesure faite par l'ensemble des détecteurs à un certain degré de rotation.



1. Projections

- 3 étapes sont nécessaires:
- Sélection d'une coupe
- Ensemble de projections de cette coupe
- Reconstruction d'image 2D (coupe) à partir de ces projections



2. Détermination des valeurs dans une coupe (1)

- Seules les projections sont connues !!!

a	b	c	d	e	→ 0
f	g	h	i	j	→ 25
k	l	m	n	o	→ 5
p	q	r	s	t	→ 5
u	v	w	x	y	→ 20

↓ 5 ↓ 20 ↓ 5 ↓ 10 ↓ 15

Exemple: $c + h + m + r + w = 5$

La Rétroprojection simple

- ✓ Avec n projections obtenues selon des angles différents, on reconstruit une image du plan de coupe étudié
- ✓ les Données sont rétro projetés sur une matrice de reconstruction
- ✓ Chaque profil d'atténuation est projeté selon le même angle qu'à l'acquisition

La Rétroprojection simple

$$P_1(1) = a + f + k + p + u = 5$$

$$P_1(2) = b + g + l + q + v = 5$$

$$P_1(3) = c + h + m + r + w = 20$$

.....

$$P_3(1) = a + b + c + d + e = 0$$

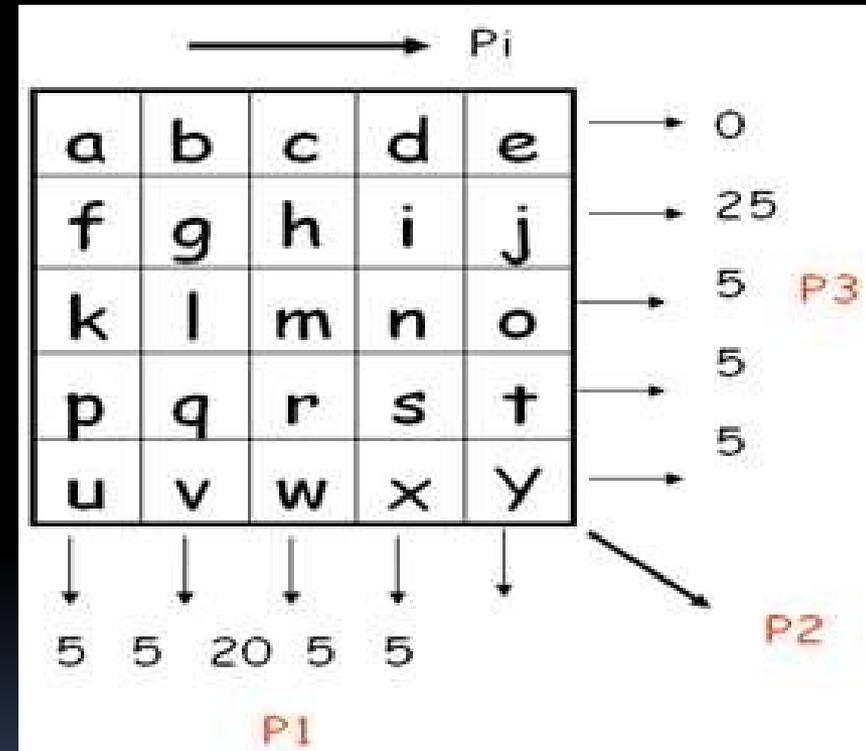
$$P_3(2) = f + g + h + i + j = 25$$

$$P_3(3) = k + l + m + n + o = 5$$

.....

25 équations à 25 inconnues

Pour 1 image 128x128 : 16.384 équations !



Rétroprojection simple :

Algorithme

- Initialisation de la matrice (case vides)
- Dans une première approximation remplacer chaque case par la valeur moyenne :

Ex : colonne 1 : $P_1(1)/5 = (a + f + k + p + u)/5$

- Répéter le processus pour tous les nb de P_i
- Ainsi que pour toutes les autres projections
- Ajouter à chaque étape la valeur moyenne de la projection courante aux valeurs précédentes de la matrice.

➤ Après 2 projections la case m contiendra:

$$P_{1(3)} + \frac{P_{3(3)}}{5} = \frac{c + h + m + r + w}{5} + \frac{k + l + m + n + o}{5}$$

Notions de base



1887-1956

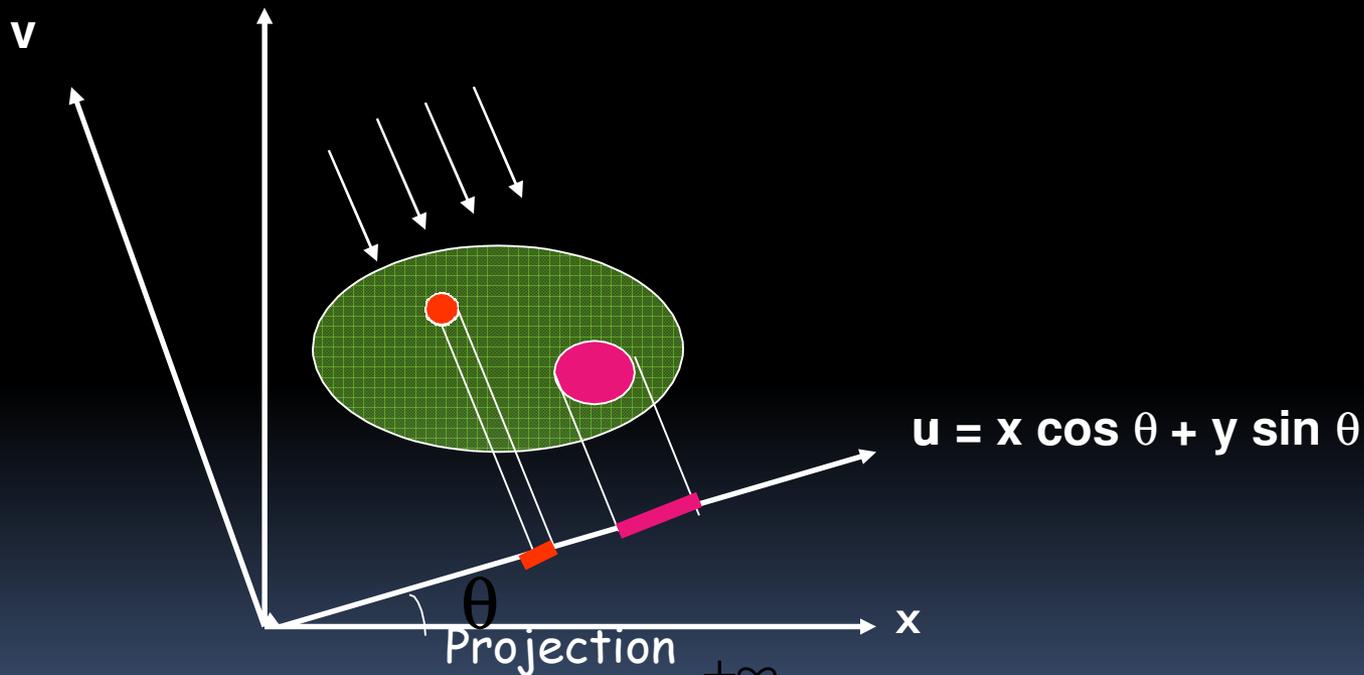
Usage du théorème de J. Radon

*** A partir d'une formulation mathématique donnée en 1917 par J. Radon, on peut obtenir des informations sur le contenu d'un objet à partir des différentes projections enregistrées en tournant autour de lui.**

1917 : Johann Radon : "De la détermination des fonctions à partir de leurs intégrales selon certaines directions",

Opérateurs impliqués en reconstruction tomographique

L'opérateur P exprime les projections de f est appelé transformation de Radon. De manière plus précise, il s'exprime au point (u, θ) par :



$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv$$

Transformée de Radon

Projection :
$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv$$

Ensemble des projections pour $\theta \in [0, \pi]$
] =
Transformée de Radon de $f(x, y)$

$$R[f(x, y)] = \int_0^{\pi} p(u, \theta) d\theta$$

$$f(x, y) \longrightarrow p(u, \theta)$$

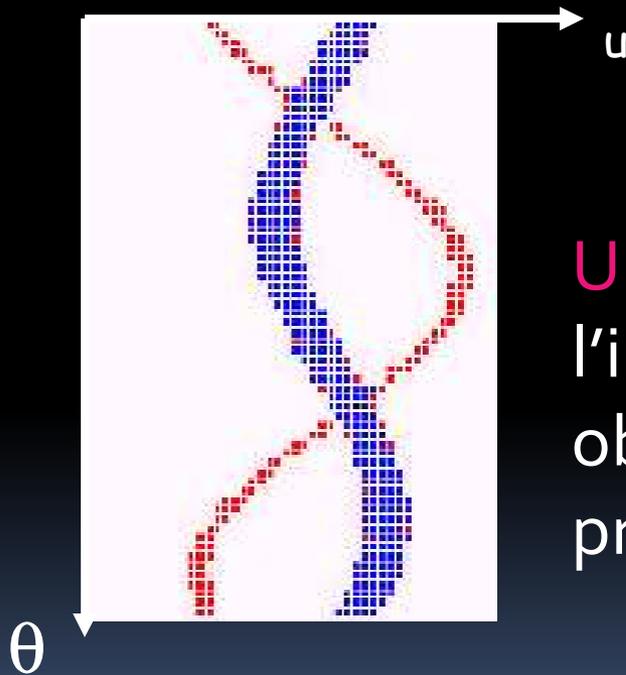
domaine spatial

espace de Radon

Problème de reconstruction tomographique : inverser la transformée de Radon : estimer $f(x, y)$ à partir de $p(u, \theta)$

Sinogramme

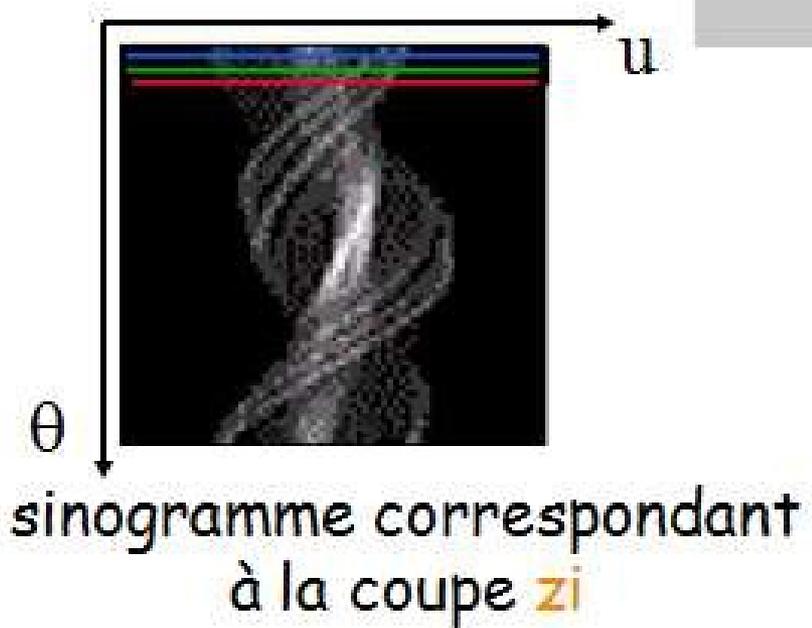
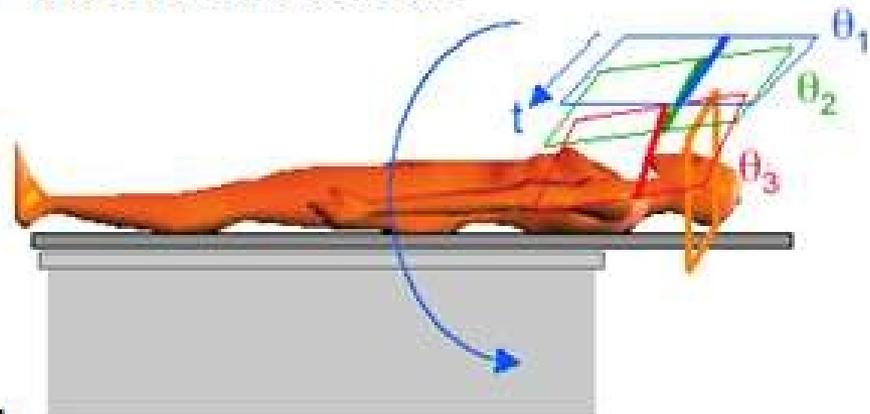
- C'est l'ensemble des lignes de projection mises les unes en dessous des autres en fonction de θ .



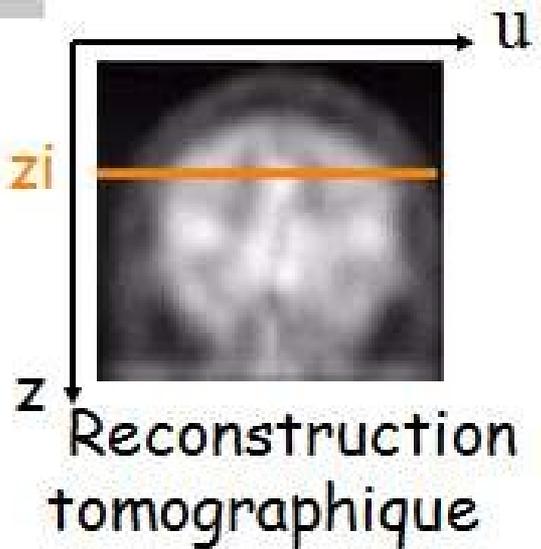
Un sinogramme : toute l'information relative à une coupe, obtenue pour tous les angles de projection.

Sinogramme

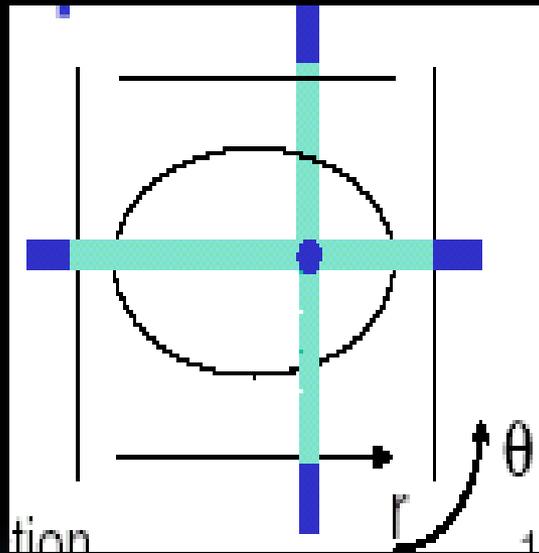
Sinogramme = signal issu d'une coupe z_i vue sous différentes incidences θ .



coupe z_i



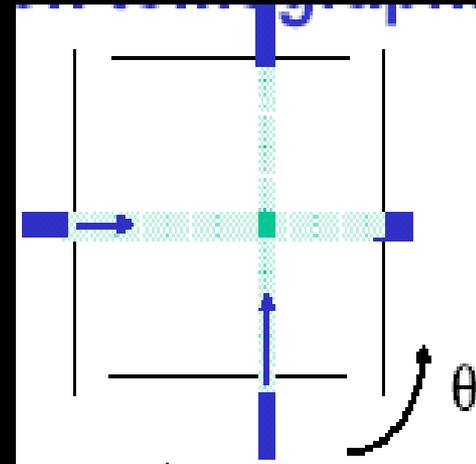
Rétroprojection simple ou épandage



Projection

$+\infty$

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv$$

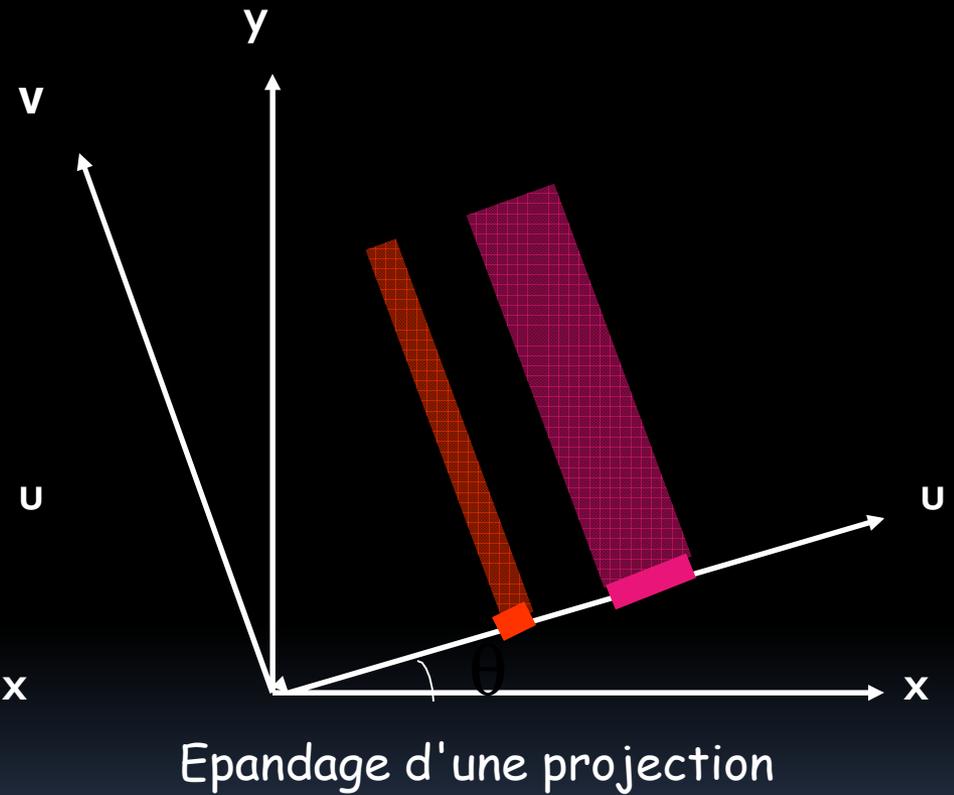
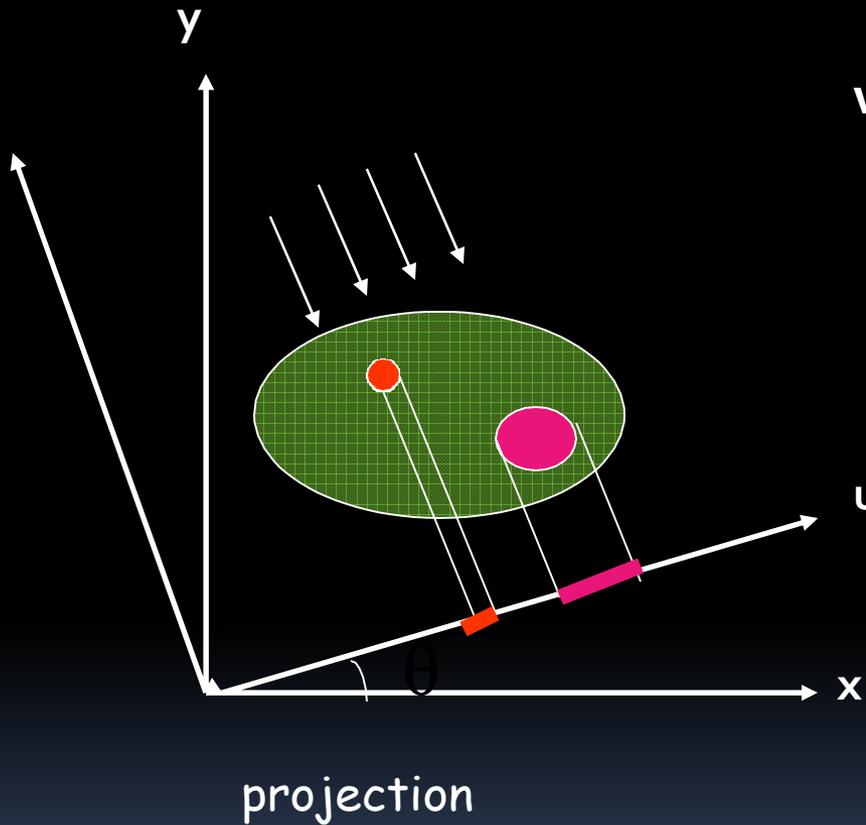


Retroprojection (épandage)

π

$$f^*(x, y) = \int_{\theta} p(u, \theta) d\theta$$

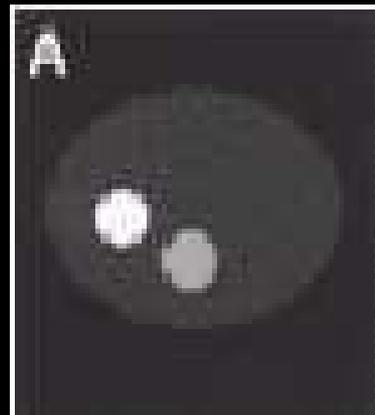
Rétroprojection simple: Exemple



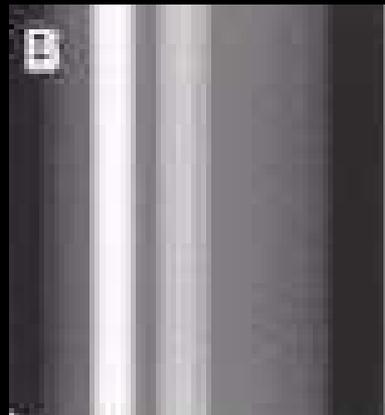
Limites de la rétroprojection simple

nombre de projections

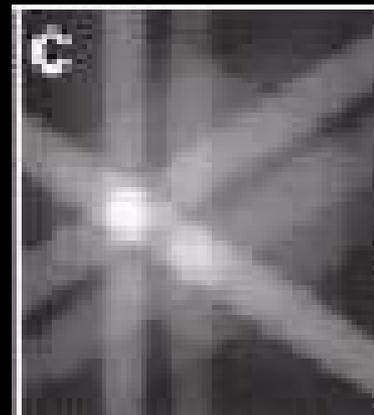
image originale



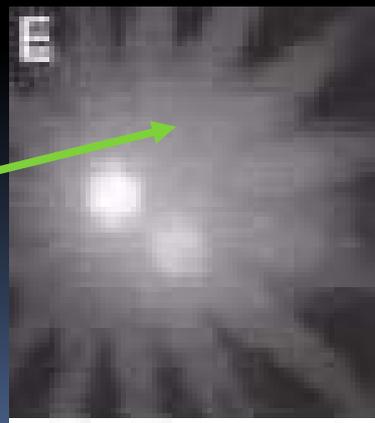
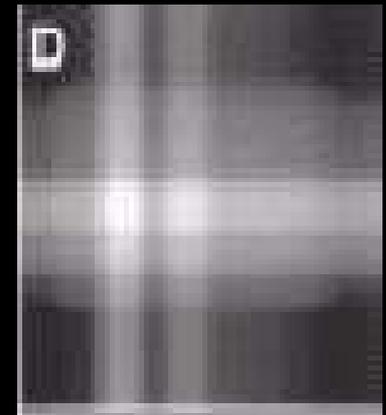
1



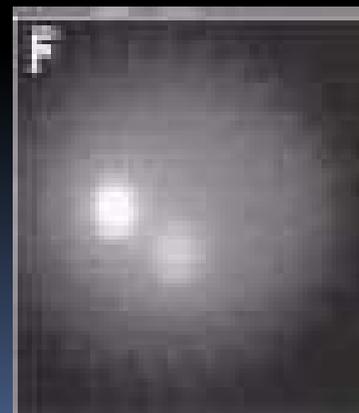
3



4



16



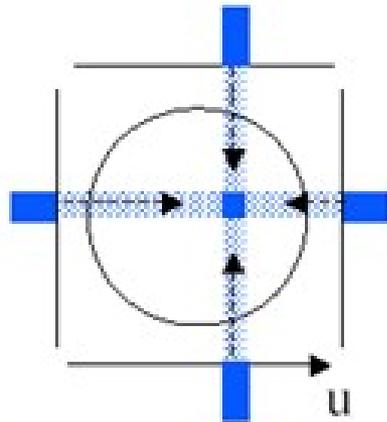
32



64

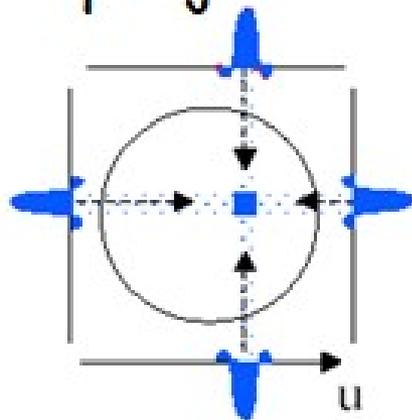
Artéfacts
d'épandage

|| Rétroprojection filtrée : principe



$$f^*(x,y) = \int_0^{\pi} p(u,\theta) d\theta$$

➤ rétroprojection simple



$$f^*(x,y) = \int_0^{\pi} \hat{p}(u,\theta) d\theta$$

↑
projection filtrée

➤ rétroprojection filtrée : réduction des artefacts

Théorème de la coupe centrale (1)

- Nous avons vu qu'une projection peut s'écrire :

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv$$

- la transformée de FOURIER (1D) de cette projection :

$$P(k, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(u, \theta) e^{-i2\pi ku} du$$

Théorème de la coupe centrale(2)

En remplaçant $p(u, \theta)$ par sa valeur, nous avons :

$$P(k, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left[\int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv \right] e^{-i2\pi k u} du$$

Les formules de transformations polaires donnent :

$$k \cdot u = k(x \cos \theta + y \sin \theta) = x(k \cos \theta) + y(k \sin \theta) = x k_x + y k_y$$

et $du \cdot dv = dx \cdot dy$ donc :

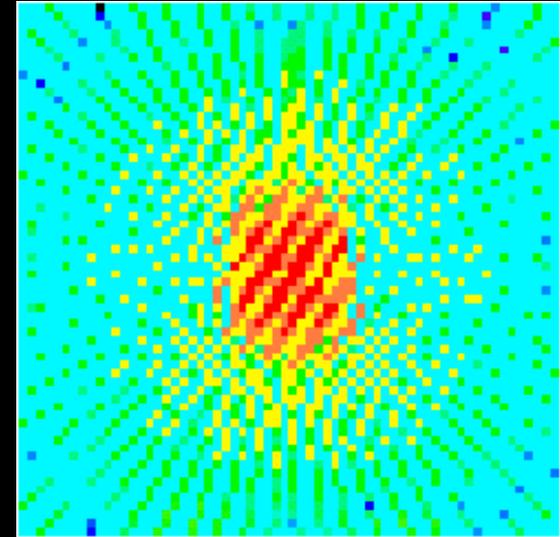
$$P(k, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(x k_x + y k_y)} dx dy$$

$$= F(k_x, k_y) \quad : \text{TF 2D de l'image } f(x, y)$$

Théorème de la coupe centrale(3)

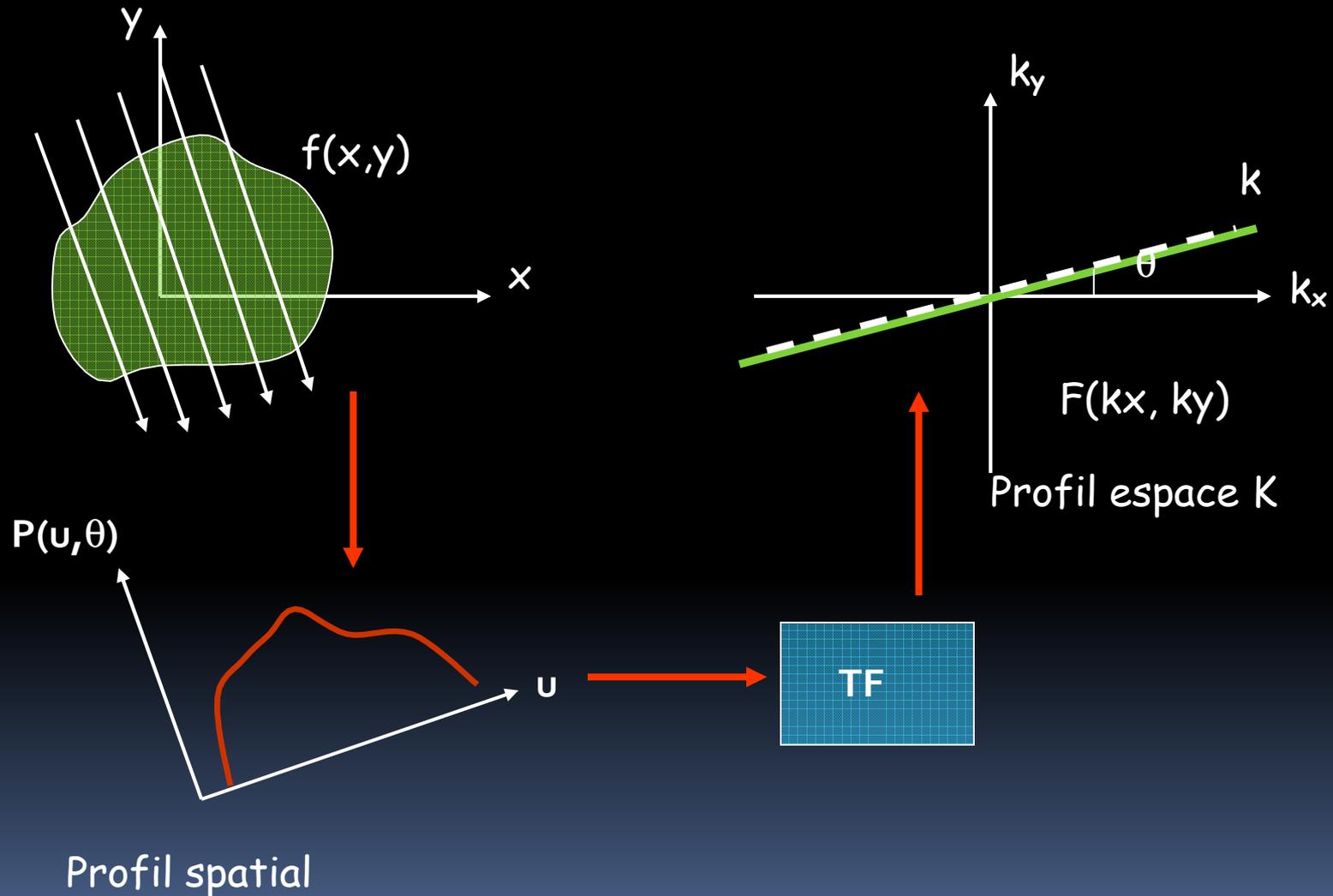
Nous venons de démontrer le théorème de la coupe centrale qui s'énonce :

La transformée de FOURIER d'une projection correspond à une ligne de la transformée de FOURIER de l'image qui passe par l'origine et fait un angle θ avec l'axe des abscisses.



Cette méthode permet théoriquement de reconstruire la coupe tomographique. On calcule la transformée de FOURIER de chaque projection. On reporte les valeurs dans le plan fréquentiel et une transformée de FOURIER inverse donne la coupe tomographique.

Théorème de la coupe centrale(4)



Rétroprojection filtrée (1)

- la transformée de FOURIER inverse :

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(k_x, k_y) e^{+i2\pi(xk_x + yk_y)} dk_x dk_y$$

Comme $F(k_x, k_y) = P(k, \theta)$:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} P(k, \theta) e^{+i2\pi(xk_x + yk_y)} dk_x dk_y$$

Rétroprojection filtrée (2)

en remplaçant dk_x, dk_y par $k \cdot dk \cdot d\theta$:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi+\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(k,\theta) |k| e^{i2\pi k u} dk d\theta$$

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} \hat{p}(u,\theta) d\theta \quad \text{avec} \quad \hat{p}(u,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(k,\theta) |k| e^{i2\pi k u} dk$$

Rétroprojection

projection
filtrée

TF⁻¹ [TF de la projection x k]

k : filtre rampe

Ce filtre amplifie les fréquences élevées. (détails)
haute Résolution

Algorithme de Rétroprojection filtrée (1)

Projections

$$p(u, \theta)$$

TF

$$P(k, \theta)$$

Filtrage

$$|k|P(k, \theta)$$

TF⁻¹

$$p'(u, \theta)$$

Rétroprojection

$$f(x, y)$$

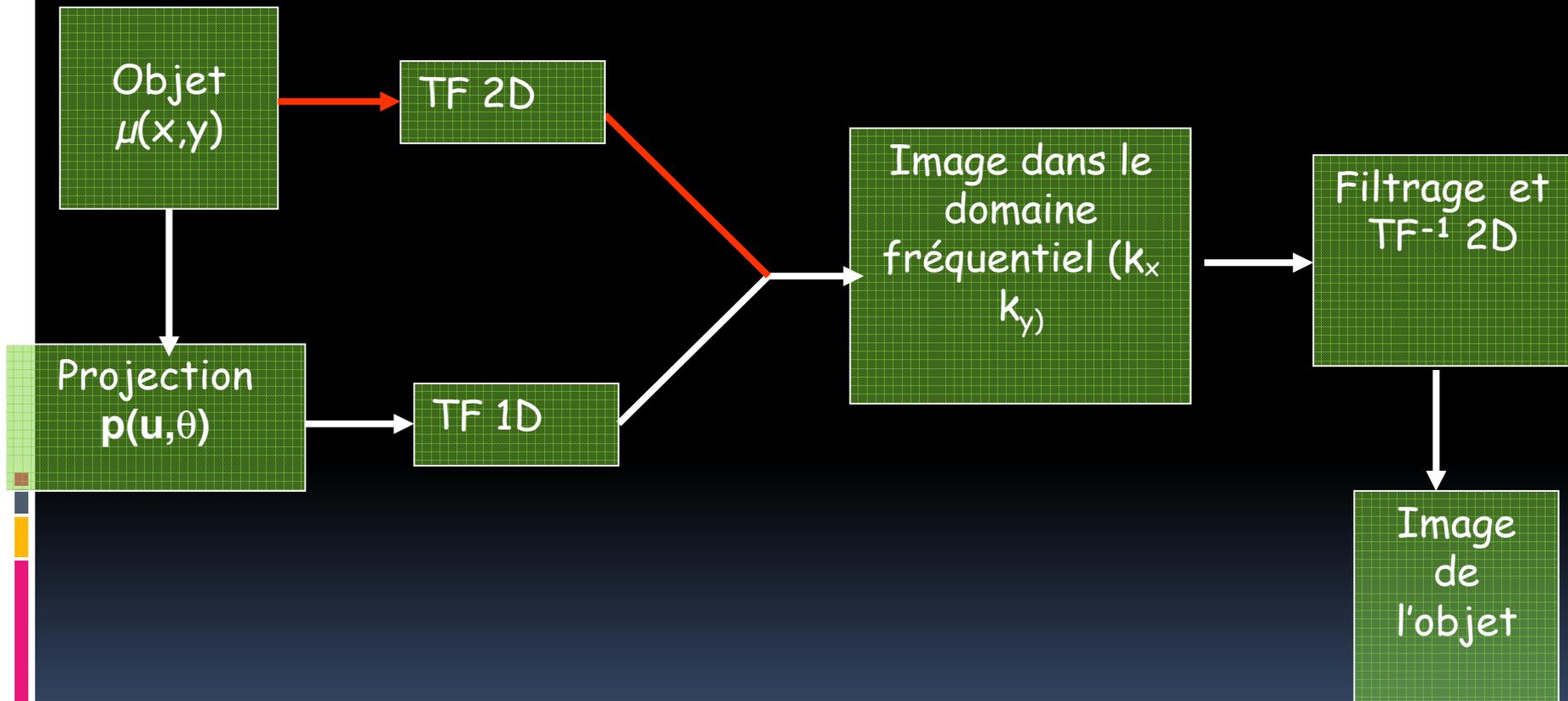
Image reconstruite

Algorithme de rétroprojection filtrée (2)

Filtered Back-Projection FBP :

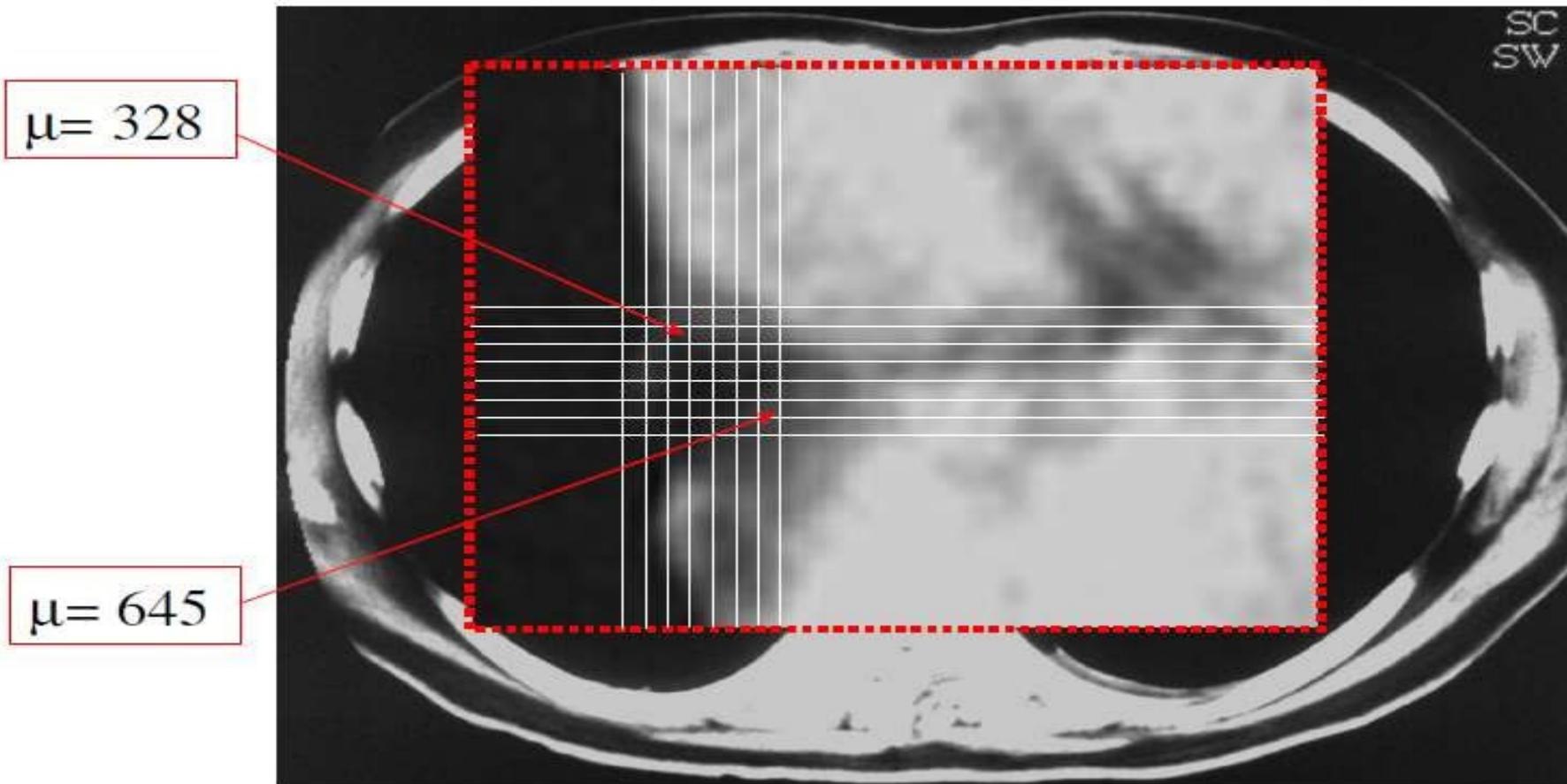
- calculer la transformée de Fourier 1D d'une projection pour un angle φ fixé
- multiplier par le filtre rampe $|k|$
- calculer la transformée de Fourier inverse 1D de la projection filtrée
- rétroprojeter la projection filtrée
- répéter les étapes 1 à 4 pour chaque angle φ

Algorithme de Rétroprojection filtrée (3)



LES UNITES HOUNSFIELD.

Un pixel = Une valeur de μ



LES UNITES HOUNSFIELD.

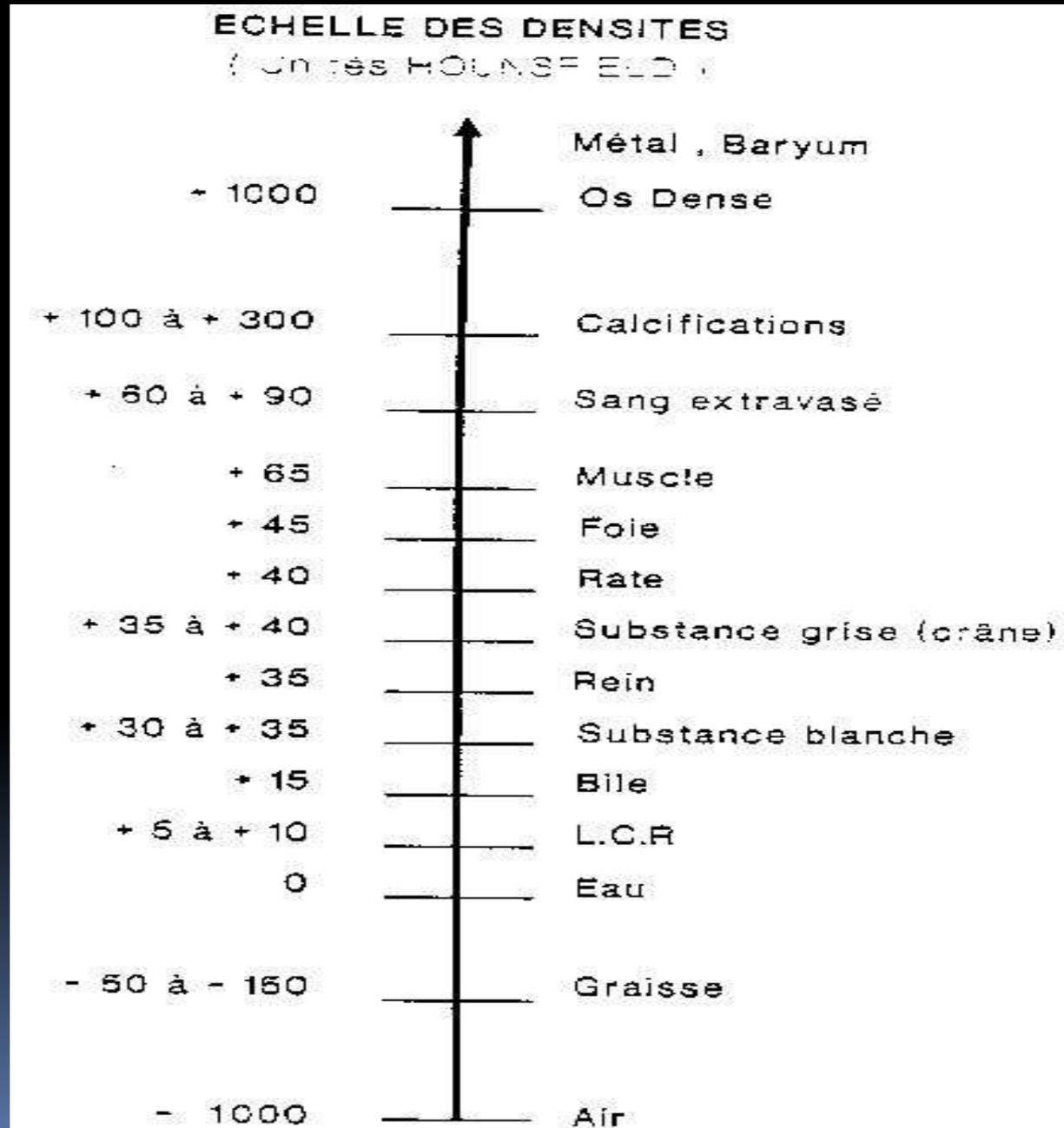


- ✓ Le scanner mesure des coefficients d'atténuation
- ✓ Chaque μ est exprimé en unité Hounsfield, sur une échelle allant de **-1000** à **+1000**.
- ✓ On peut calculer 2000 valeurs différentes de μ
 - La valeur **-1000** est attribuée à l'air
 - La valeur **0** est attribuée à l'eau
 - La valeur **+1000** est attribuée à l'os
 - La densité des autres tissus est donnée par:

nombre TDM =
$$I_H = \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \times 1000$$

Hounsfield a défini une échelle de densités ou

Échelle des densités



Fenêtrage

- Les premières images étaient composées par le listing des différentes densités

-897-878-855-840-836-832-806-767-703-641-601-602-649-710-775-832-844-854
-902-896-869-858-844-850-831-739-604-477-378-378-419-512-623-705-745-785
-908-914-906-885-888-879-853-738-534-336-194-142-176-262-384-494-588-656
-910-920-935-918-913-896-836-702-484-248 -99 -27 -33 -65-152-241-375-520
-918-926-924-955-939-895-809-629-423-213 -69 6 20 15 -2 -63-199-387
-918-906-903-907-911-860-738-548-548-177 -52 13 56 57 60 2-122-321
-901-859-831-796-786-749-643-469-267-131 -26 42 79 95 80 15-135-334
-850-779-701-645-599-574-503-366-206- 93 -17 37 87 113 82 2-174-378
-750-657-565-484-421-390-360-278-160- 72 -28 11 62 91 60 -44-240-457
-647-519-434-362-299-256-233-203-134 -97 -68 -35 2 24 -17-150-350-542
-531-393-313-266-219-161-124-118-134-135-150-142-117-130-197-330-500-656
-411-287-217-193-157 -90 -33 -31-109-203-267-305-334-363-442-543-655-747
-346-214-146-116 -93 -17 43 31 -74-241-381-474-563-617-672-723-781-822
-329-210-108 -62 -29 22 83 65 -76-279-490-626-716-791-818-843-836-847
-366-251-148 -72 -15 42 65 30-134-361-570-723-811-861-863-868-855-848
-433-322-227-127 -67 -11 6 -76-249-465-665-789-855-875-881-860-848-833
-513-417-327-249-161-111-111-207-391-587-746-820-867-877-874-868-838-839
-588-497-417-370-303-255-274-384-549-715-810-847-861-871-876-868-864-847
-670-601-533-485-459-441-478-560-687-809-867-881-879-872-883-886-891-878

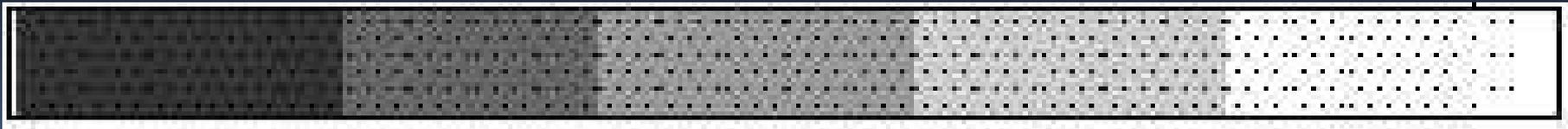
L'ÉCHELLE HOUNSFIELD.

□ Fenêtre de densité

- L'image obtenue au scanner est numérisée en 256 NG à l'écran.
- Ce qui est insuffisant pour une représentation directe (des 2000 valeurs) de l'échelle de Hounsfield
- d'où l'intérêt du choix de la fenêtre d'étude.
- La fenêtre correspond aux densités qui seront traduites en niveaux de gris à l'écran

Fenêtrage et échelle de gris

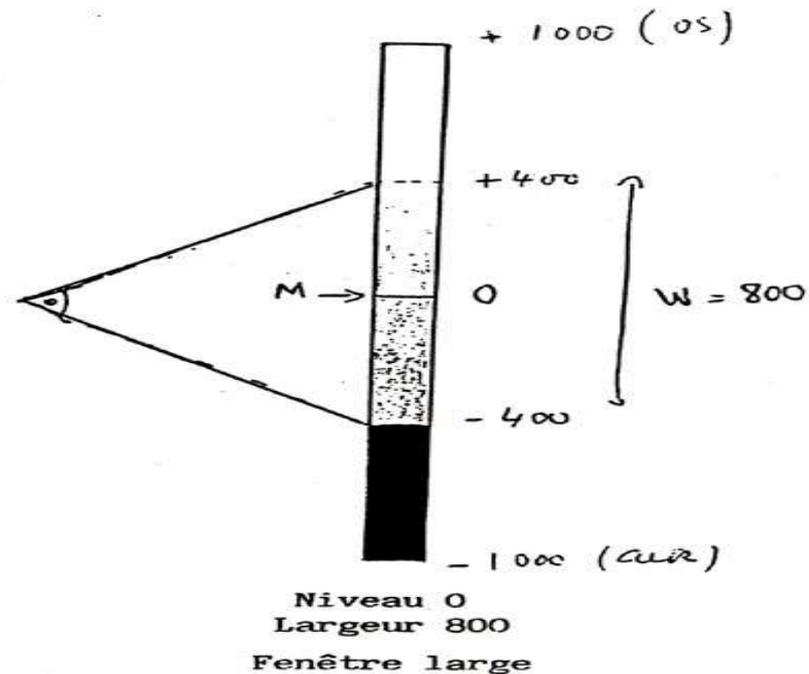
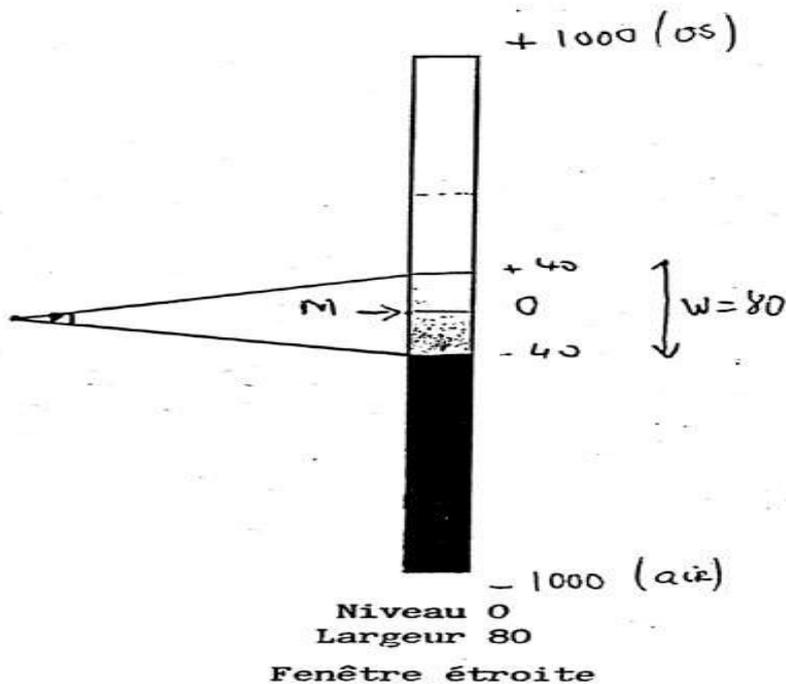
- Elle facilite la lecture des images
- on attribue à chacun des points de l'image une tonalité de gris.
- Cependant, l'œil humain ne discerne que 20 niveaux de gris
- Largeur et centre



□ Fenêtre de densité

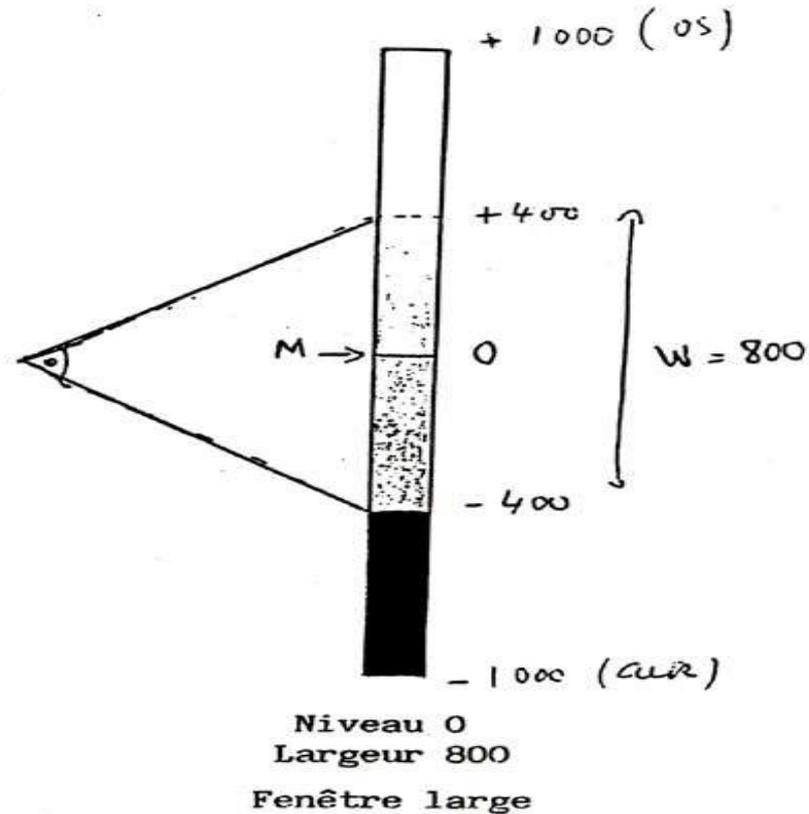
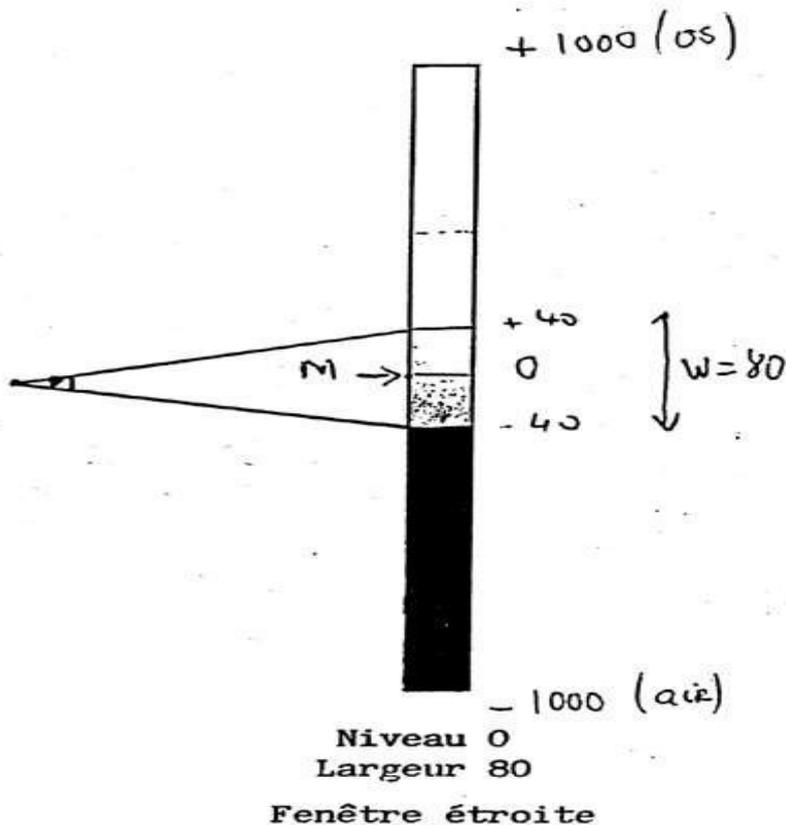
■ Deux Paramètres définissent la fenêtre utile de densités.

1. le niveau (level) : valeur centrale des densités visualisées.



□ Fenêtre de densité

2. la largeur de la fenêtre (windows): détermine le nombre de niveau de densité



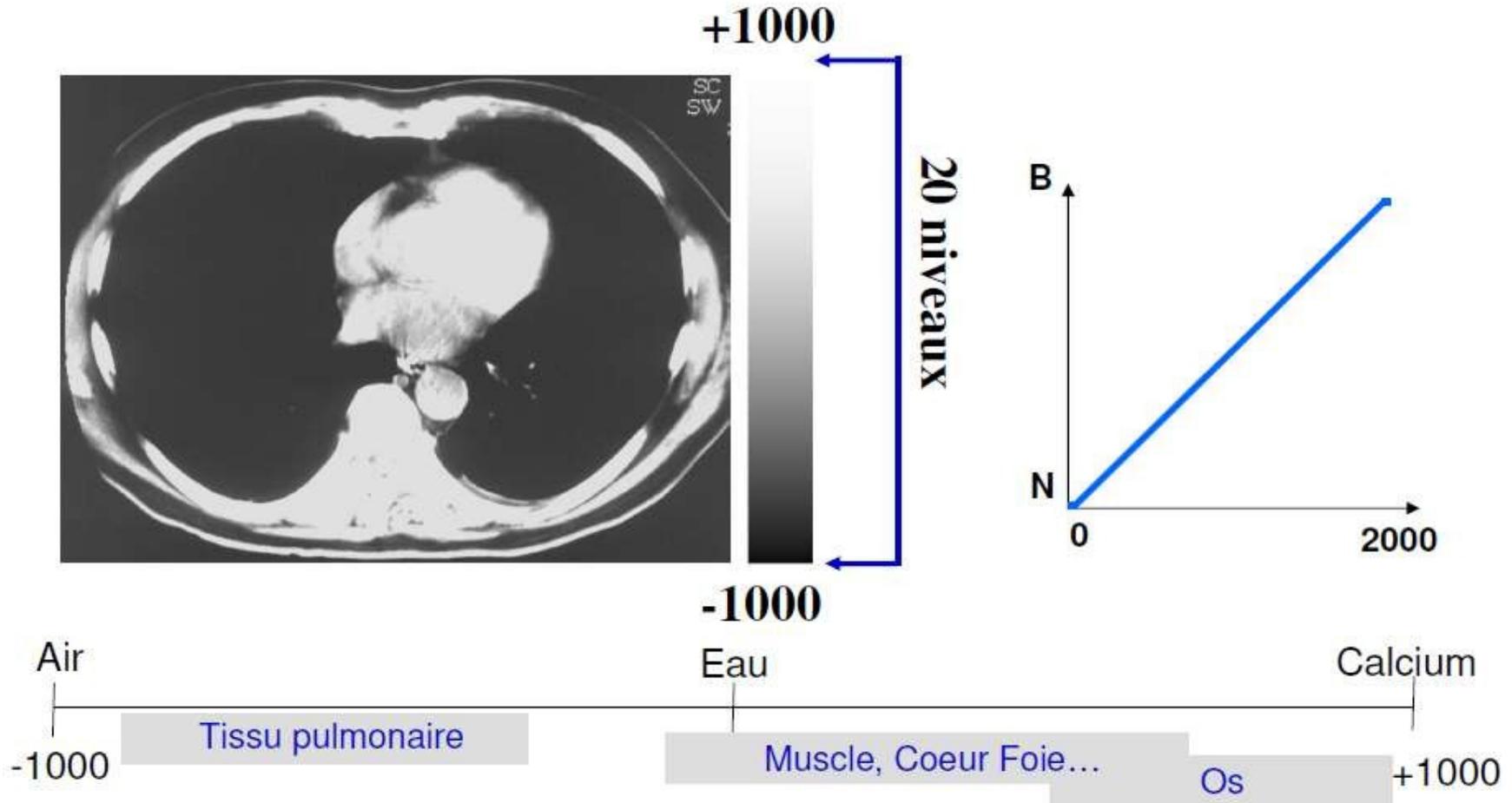
L'ÉCHELLE HOUNSFIELD.

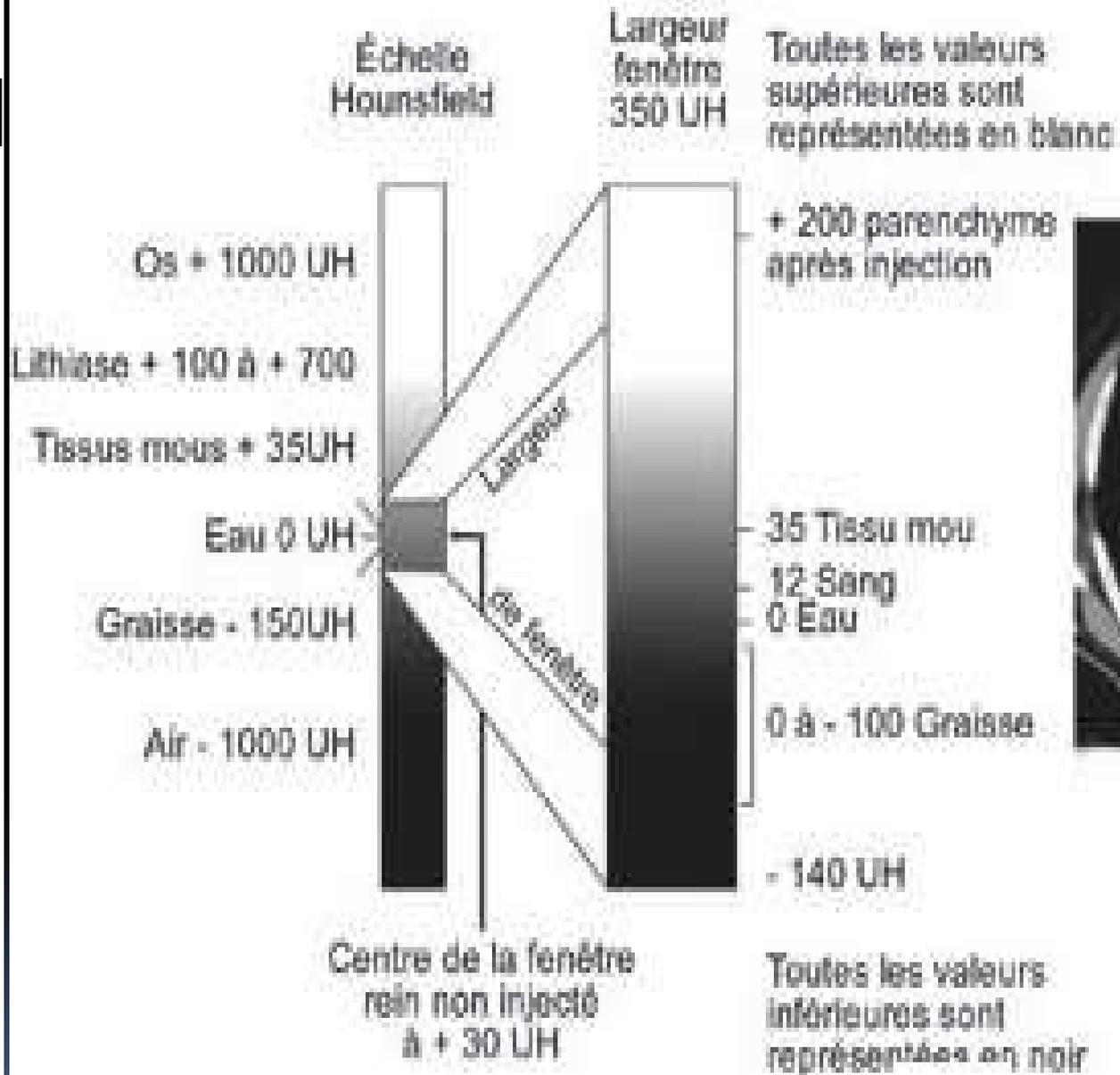
□ Fenêtre de densité

- ✓ En augmentant la fenêtre l'image s'enrichit de niveaux de gris mais le contraste diminue entre les structures de l'image.
- ✓ En diminuant la fenêtre, le contraste augmente.

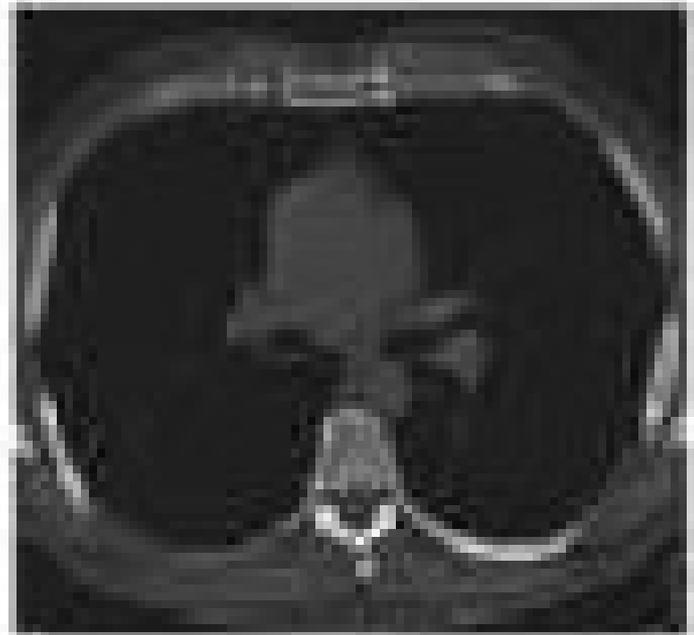
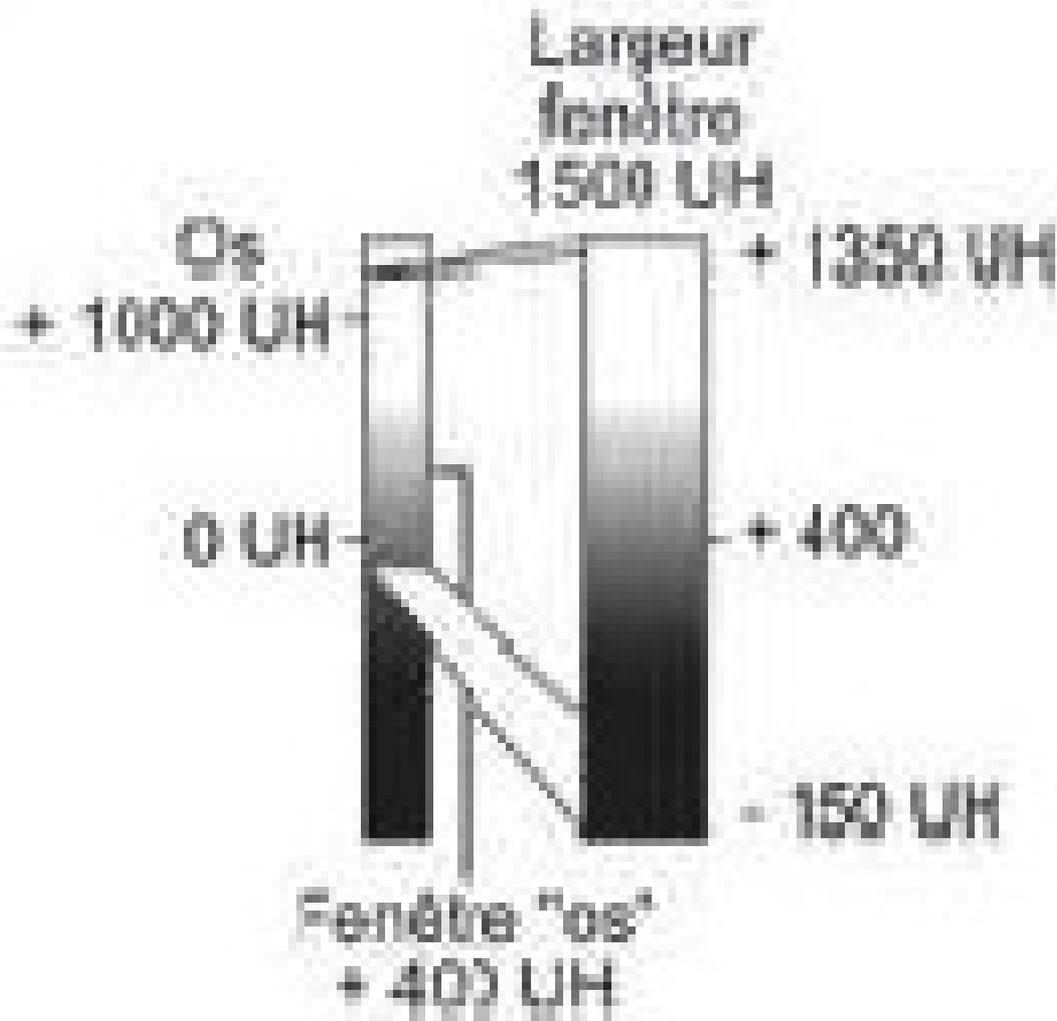
□ Fenêtre de densité

Le niveau de la fenêtre doit toujours être ajusté à la valeur de la densité de la structure particulièrement étudiée.



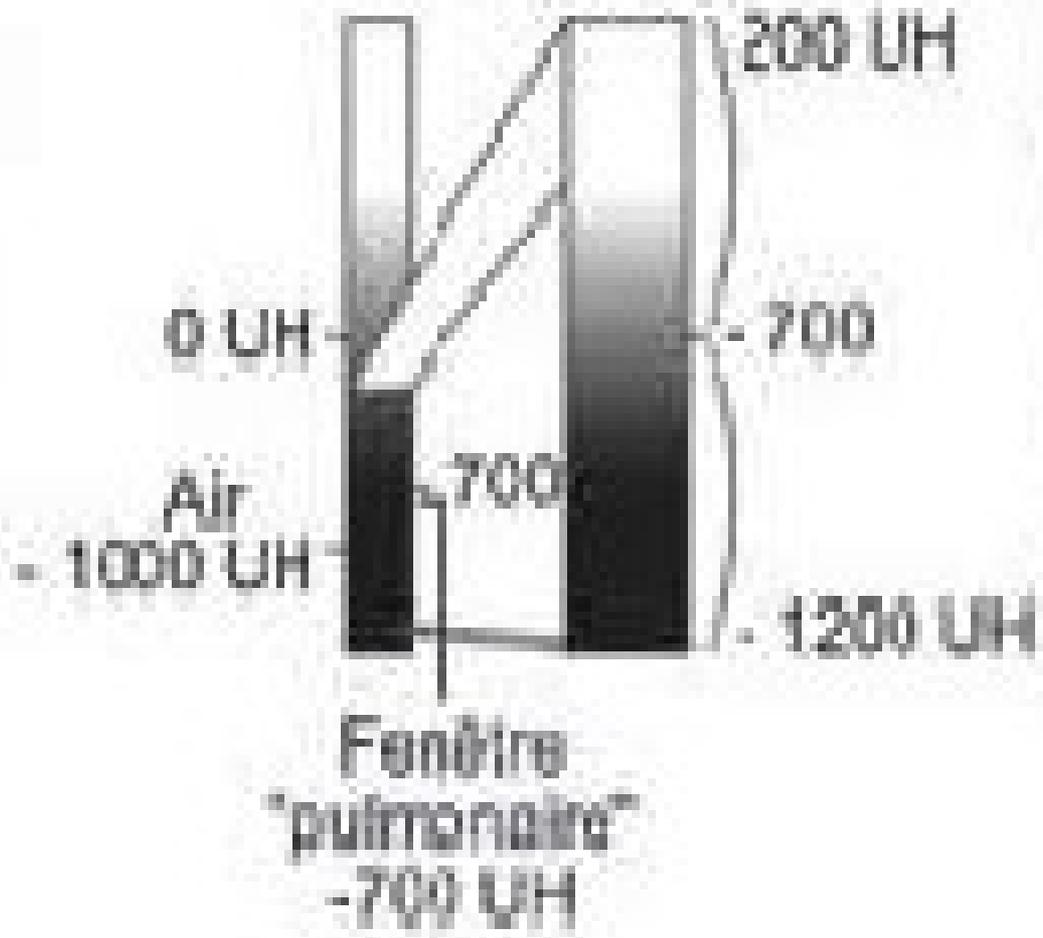


Fenêtre Tissu mou



Fenêtre Os

La fenêtre
fenêtre
1000 UH



Fenêtre Air



□ Fenêtre de densité

A partir des données numériques de chaque coupe on peut obtenir une multitude d'images en faisant varier le niveau et la largeur de la fenêtre.

GENERATIONS DES SCANNERS

Ce qui a changé dans les scanners?

❖ Durant les trente dernières années la technologie a largement évolué dans trois axes :

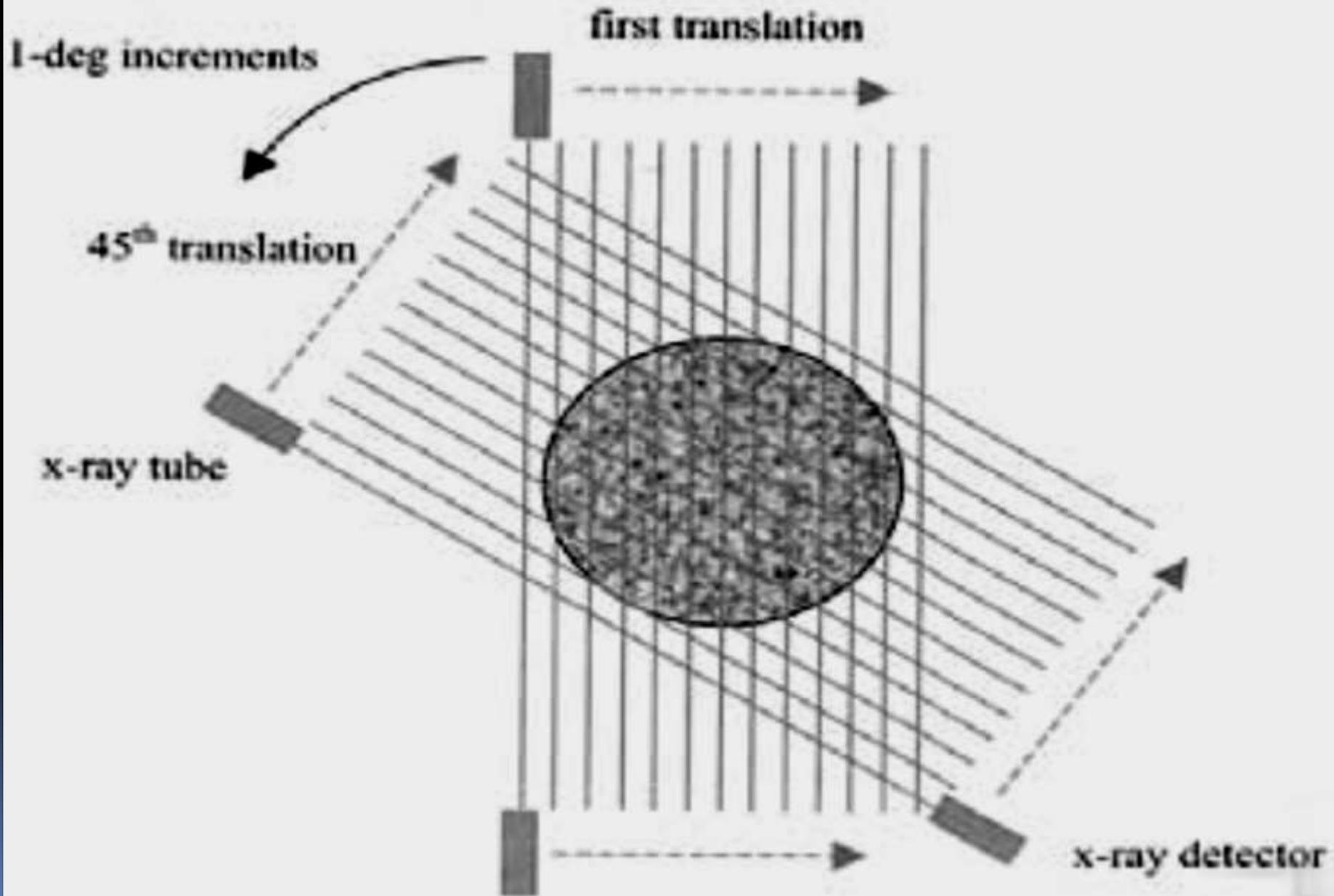
1. vers des scanners « corps entier »
2. Le balayage de l'objet par le faisceau de rayons X qui est passé du mode séquentiel au mode hélicoïdal
3. Le système de détection qui a évolué de l'acquisition mono coupe à l'acquisition multi coupe

GENERATIONS DES SCANNERS

Ce qui a changé dans les scanners?

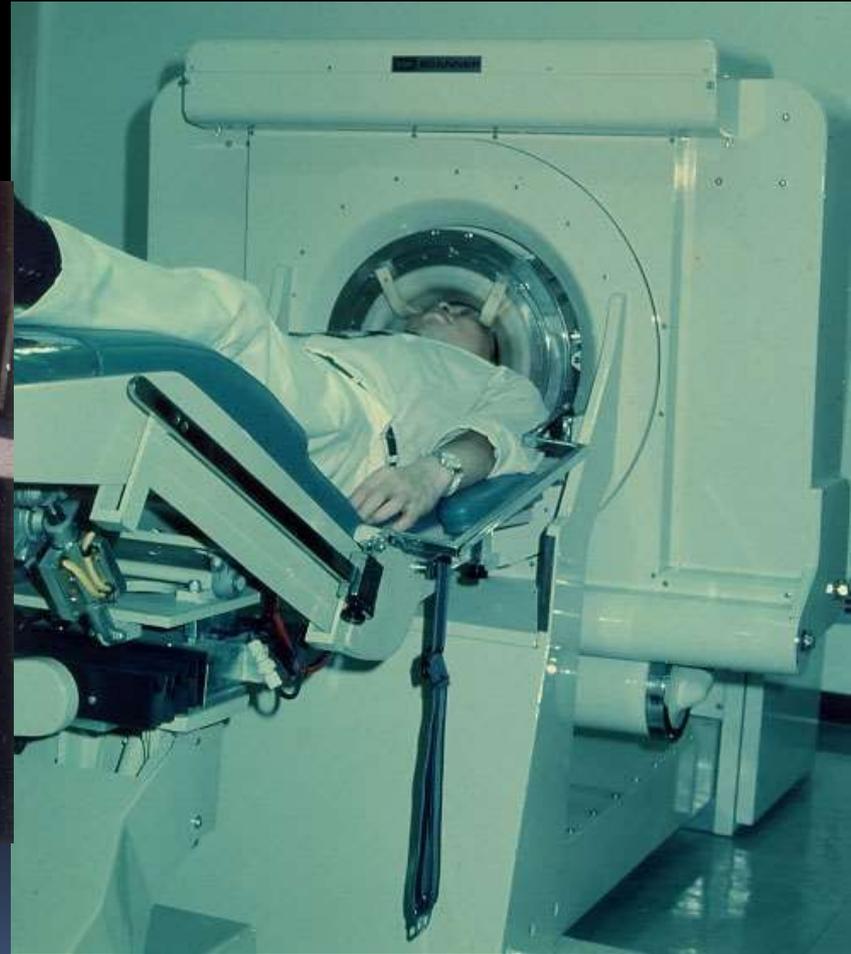
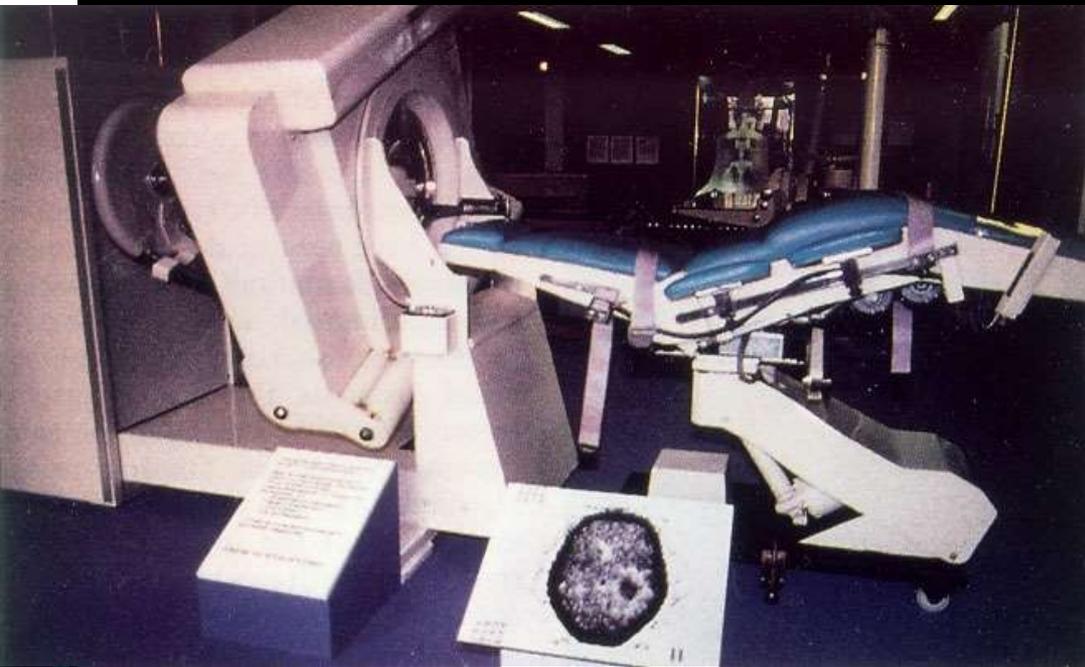
4. vers des vitesses d'acquisition et de reconstruction de plus en plus rapides
5. vers des résolutions spatiales et de contraste de plus en plus élevées

Scanner de la 1ere Génération

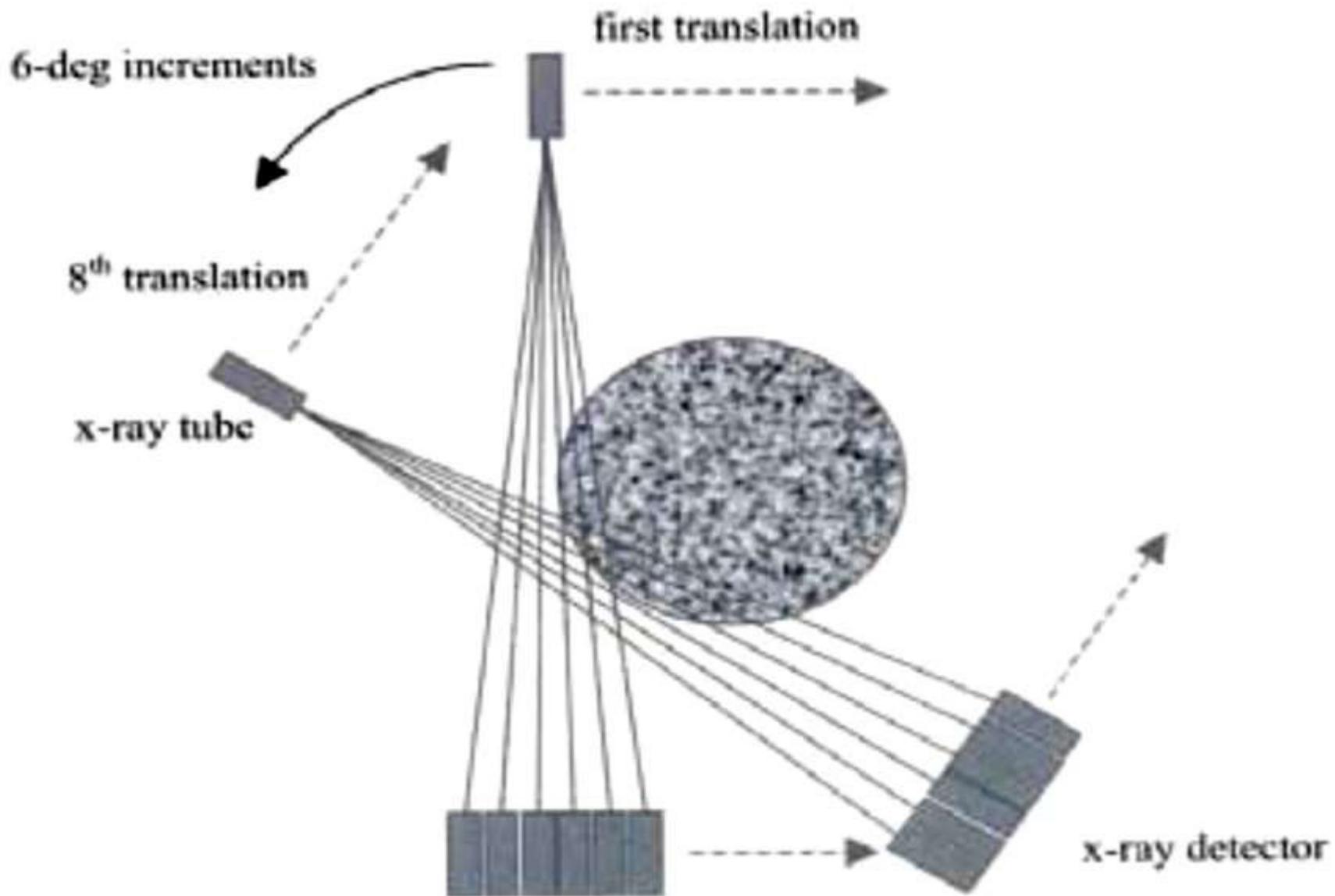


Scanner de la 1ere Génération

- ✓ **La réalisation d'une coupe s'obtenait par un mouvement de translation-rotation**
 - **le tube est couplé à un seul détecteur**
 - **chaque acquisition était suivie d'une translation le long de la structure étudiée puis d'une rotation d'un degré.**
 - **Le Temps d'acquisition d'une coupe est de de 4 minutes.**



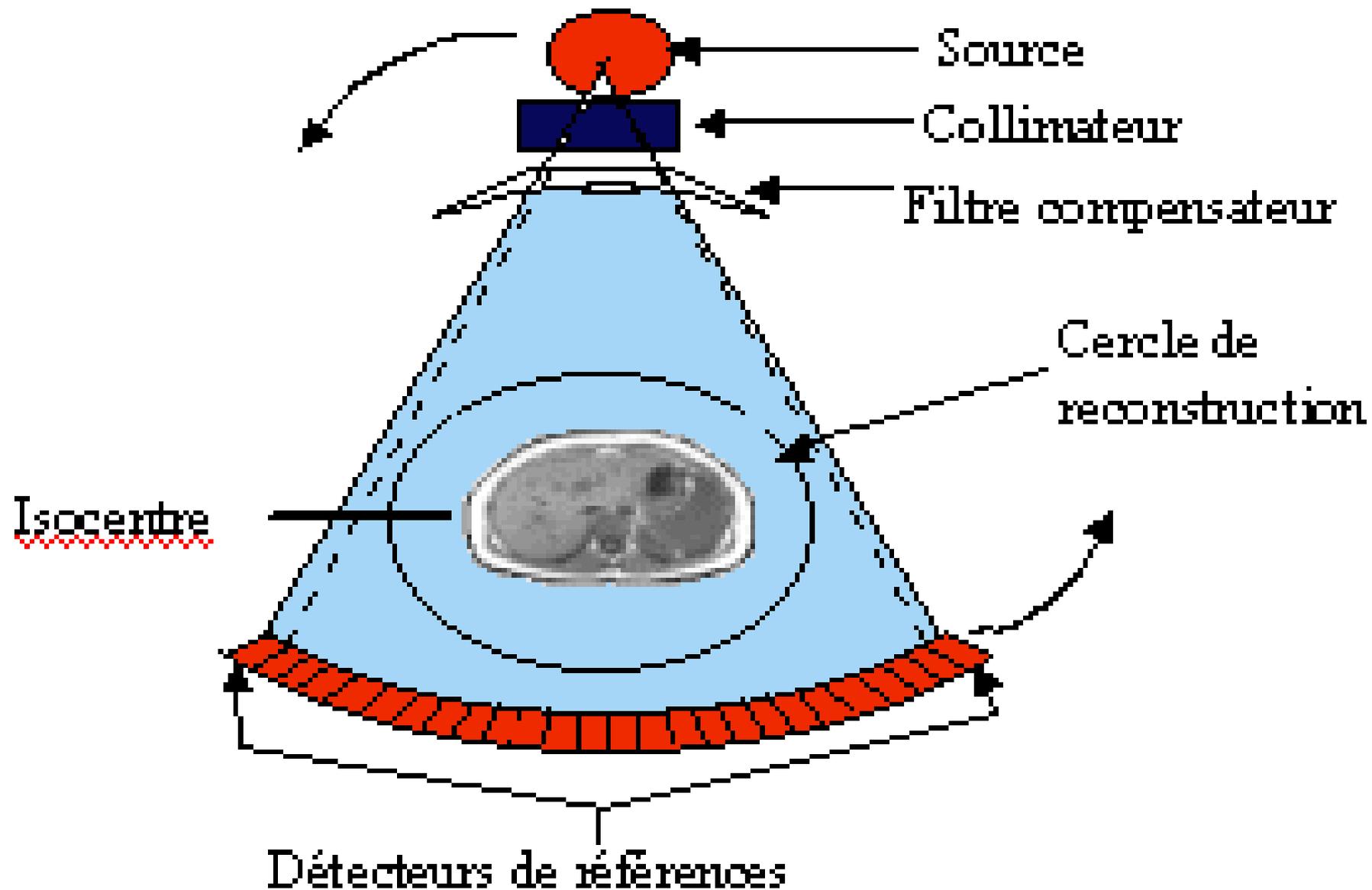
Scanner de la 2eme Génération



Scanner de la 2eme Génération

- ❖ L'ensemble tube-détecteurs est toujours animé d'un mouvement de translation-rotation
 - ✓ mais le tube est alors couplé de 2 détecteurs dans le plan de rotation du tube.
 - acquisition de **2 coupes simultanée en plusieurs minutes**

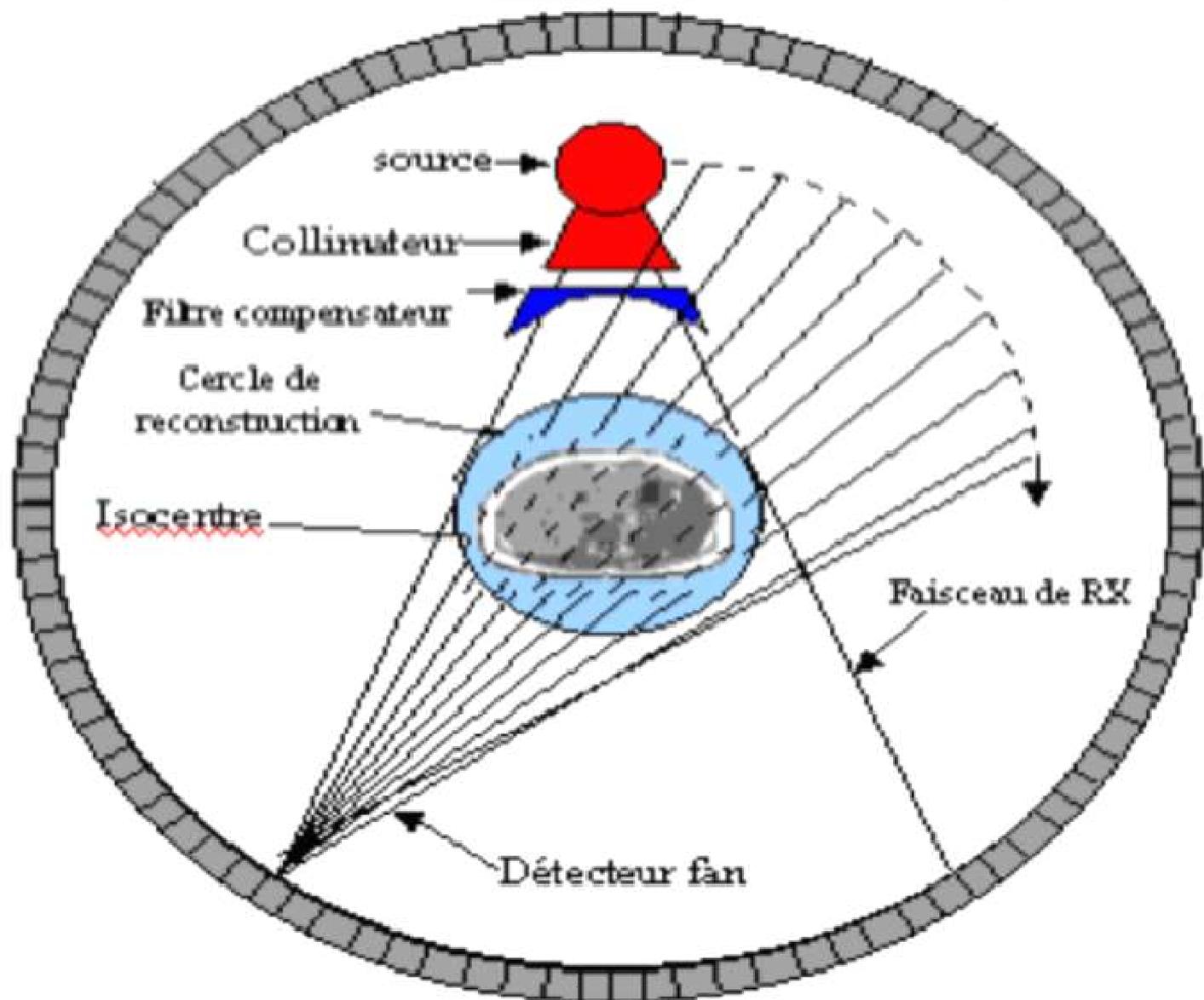
Scanner de la 3eme Génération



Scanner de la 3eme Génération

- Le tube et les détecteurs effectuent un mouvement de rotation autour du patient.
- Une série de détecteurs (de 500 à 1 000) couvre la largeur du sujet

Scanner de la 4eme Génération



Scanner de la 4eme Génération

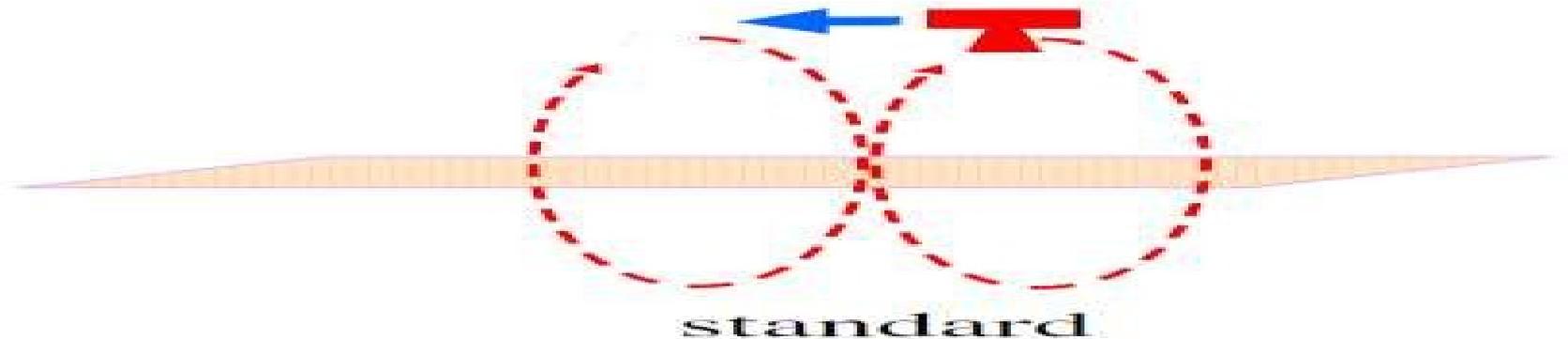
- ✓ Les détecteurs sont fixes et disposés en couronne autour de l'objet à examiner.
- ✓ Seule la source de rayons X décrit un mouvement de rotation sur un cercle inscrit dans la couronne de détecteurs

LES SCANNERS MODERNES

1. Scanner Hélicoïdal
Spiralé
2. Scanner Mon Coupe
3. Scanner Multi Coupes.

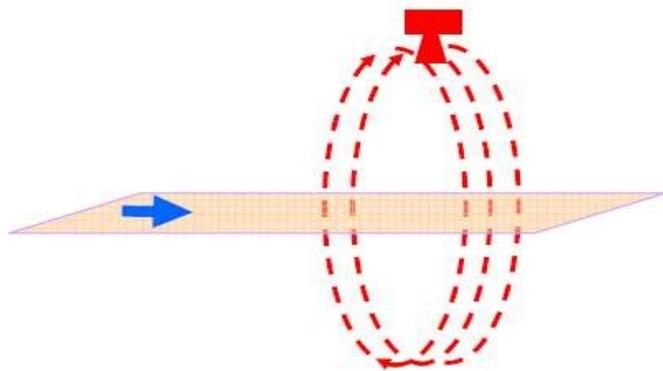
- Jusqu'en 1989, seul le mode d'acquisition séquentiel est utilisé.
- La table se déplace pas à pas sur toute la région à examiner.
- A chaque arrêt un faisceau de RX tourne autour du patient.
- une coupe est acquise a chaque rotation de 360°,
- Examen lent (prés d'une heure).
- Coupes non Jointives ===== Risque de ne pas voir de petites

lésions

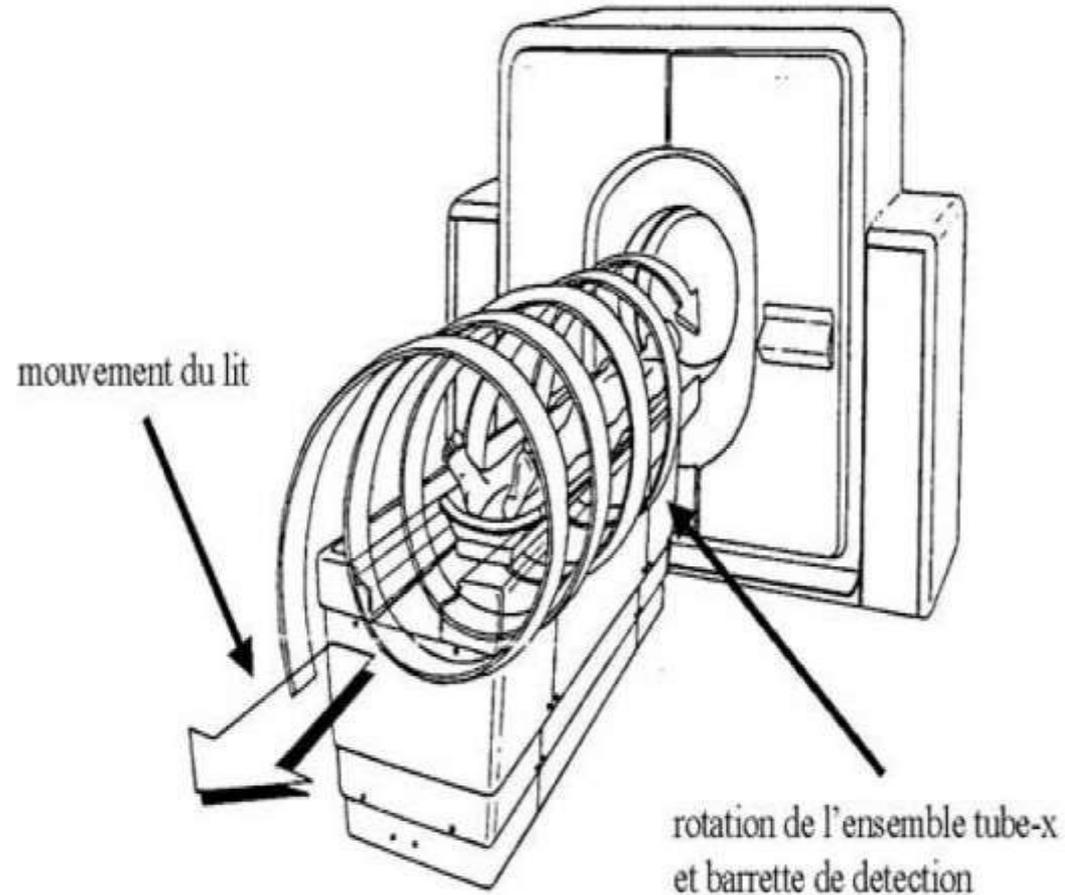


Scanner Hélicoïdal

Principe



hélicoïdal



Principe

- Tube a RX et détecteurs tournent **sans s'arrêter** autour du patient, alors que la **table avance a vitesse constante**
- Le faisceau de RX décrit une figure géométrique de type **» hélice »** autour du patient
- La vitesse de rotation des scanners récents est de **0.5 seconde/360°**

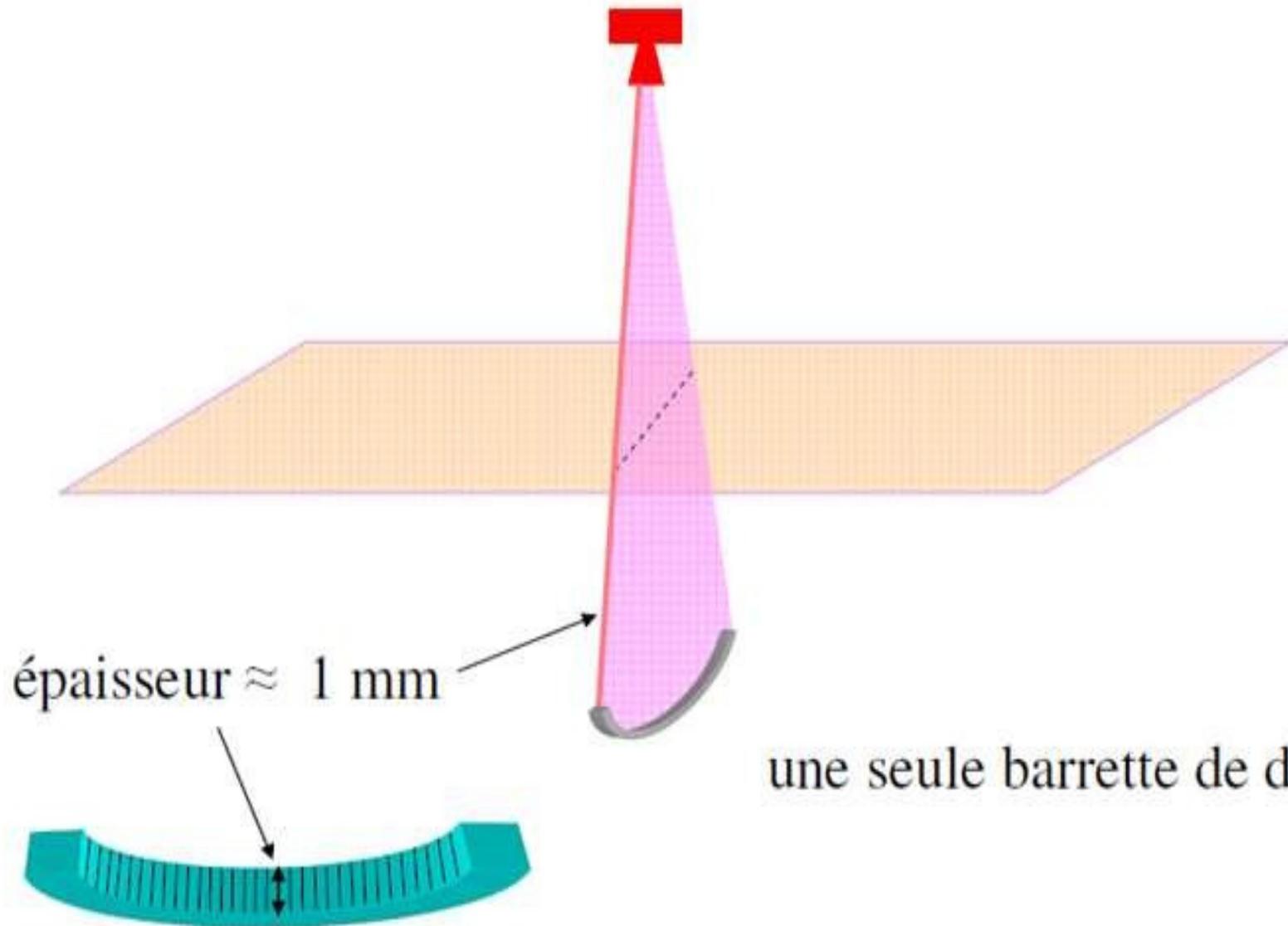
□ Avantages

- ✓ Diminution du temps par coupe : explorer tout un organe en moins de 20 secondes.
- ✓ Une amélioration de la résolution en contraste.
- ✓ plus grand nombre de coupes
- ✓ Coupes jointives
- ✓ reconstruction 3D

□ Problèmes

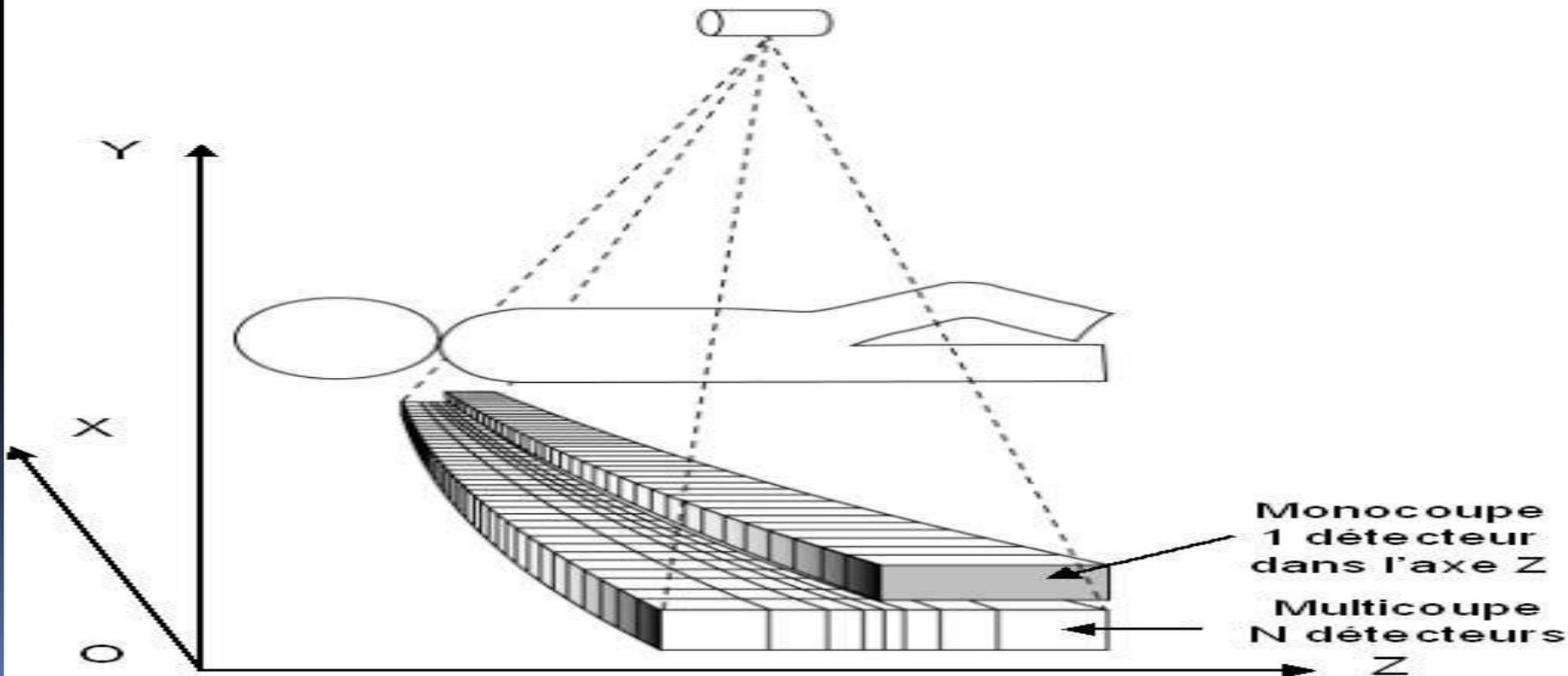
- ✓ Irradiation plus importante
- ✓ Augmentation de la dose absorbée
- ✓ Algorithmes de reconstruction plus complexes

Scanner Mono-Coupe



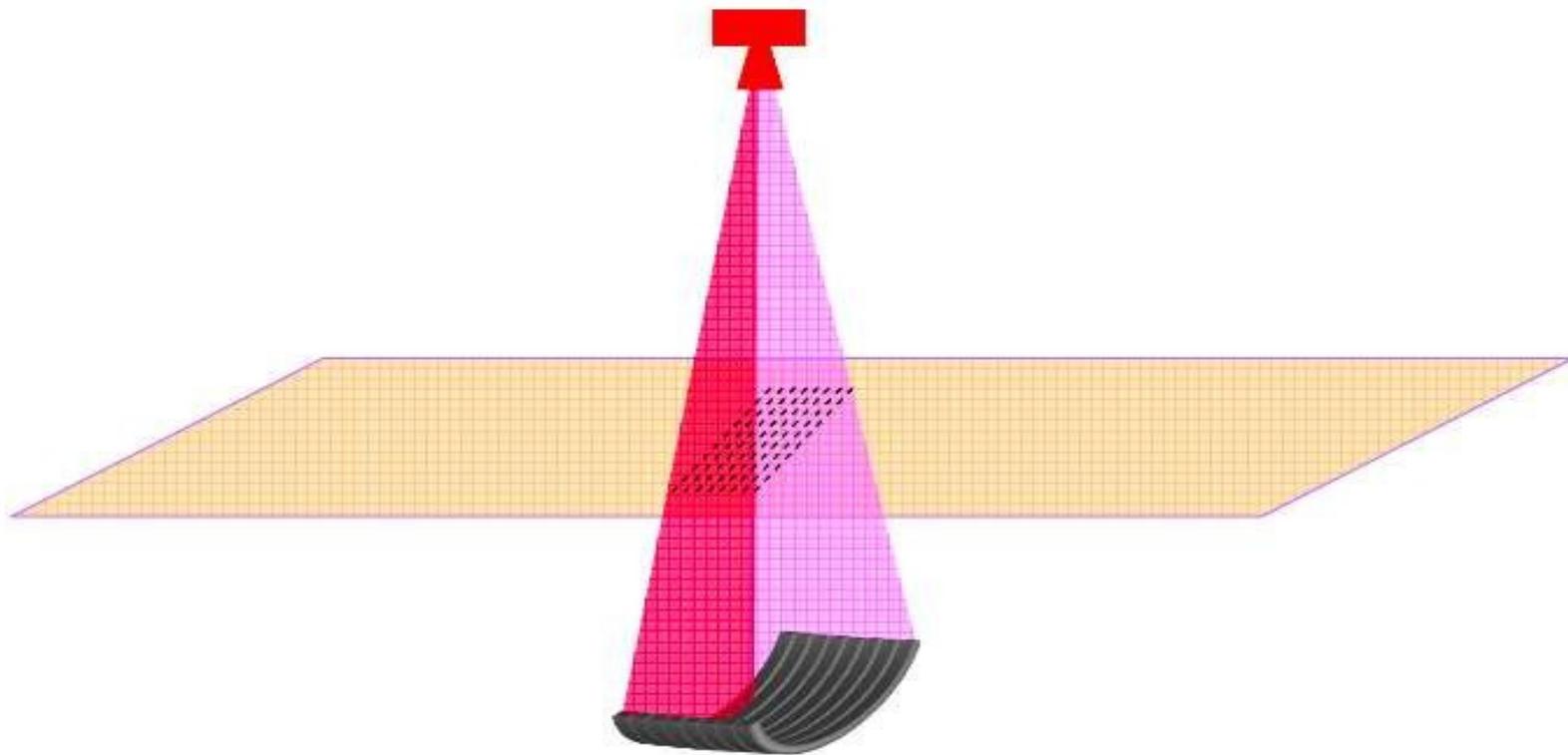
Scanner Mono-Coupe

- ✓ Comporte dans l'axe Z, une seule couronne de détecteurs.
- ✓ De 500 à 900 éléments sont disposés dans l'axe X.
- ☐ Une seule coupe est acquise par rotation



Scanner Multi-Coupes

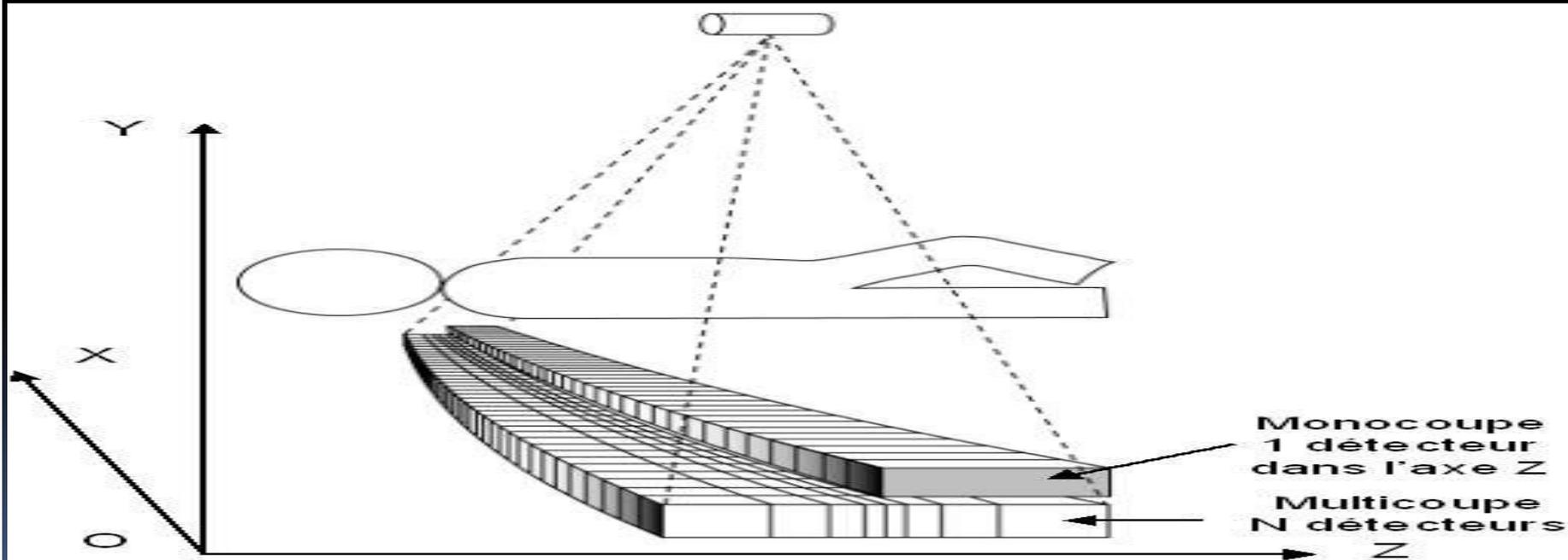
- Des 1998, tous les constructeurs ont introduit dans leur gamme de produits des scanners multi-barattes.



plusieurs barrettes (2 à 64)

épaisseur : $\approx 0,2$ mm

- Caractérisé par la subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe Z en deux à 34 couronnes formées de détecteurs de nombre et d'épaisseur variables
 - Ils ont la propriété d'acquérir en une seule rotation, les données pour reconstruire n coupes .



*Comparaison du système de détection en scanner mono coupe et multi coupes.
L'axe Oz est l'axe du patient*

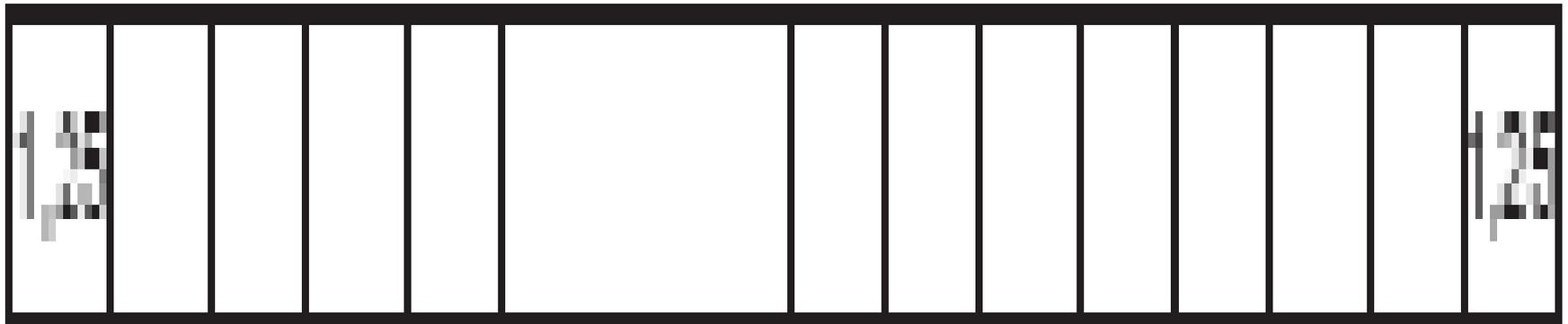
Les Détecteurs

➤ L'arrangement des détecteurs dans l'axe Z varie selon les constructeurs et le nombre de coupes simultanées possibles

1. Détecteurs symétriques
2. Détecteurs asymétriques

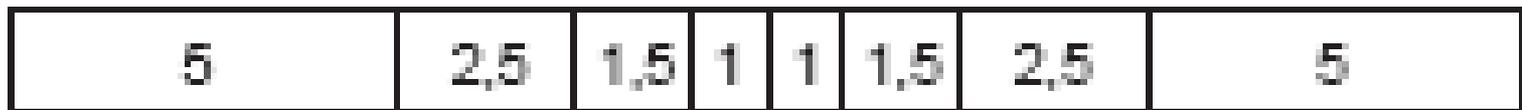
Détecteurs Symétriques

- Tous les détecteurs ont la même largeur.
- Ils permettent d'acquérir de **2 à 8 coupes** simultanées.



Détecteurs Asymétriques

- La largeur des détecteurs croît au fur et à mesure qu'ils s'écartent de la perpendiculaire à l'axe de rotation.
- L'utilisation de détecteurs périphériques plus larges permet de compenser les phénomènes liés **à l'effet de cône**



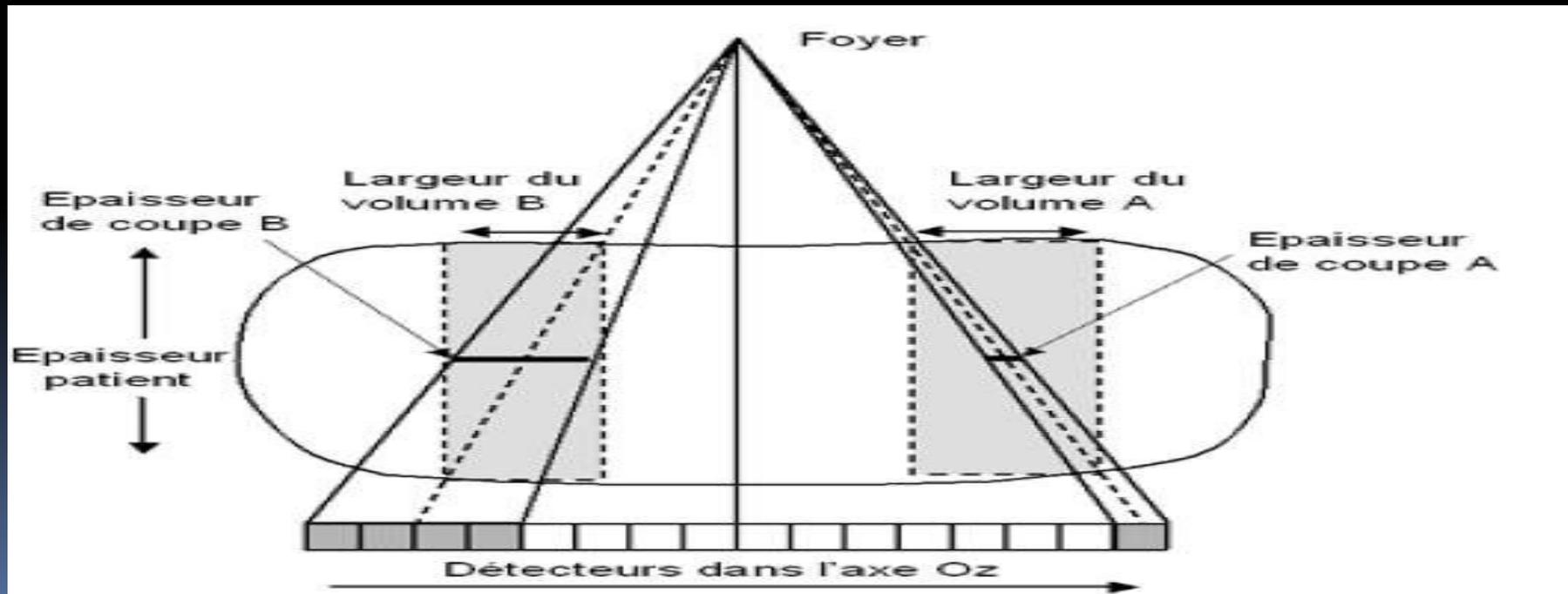
Détecteurs asymétriques



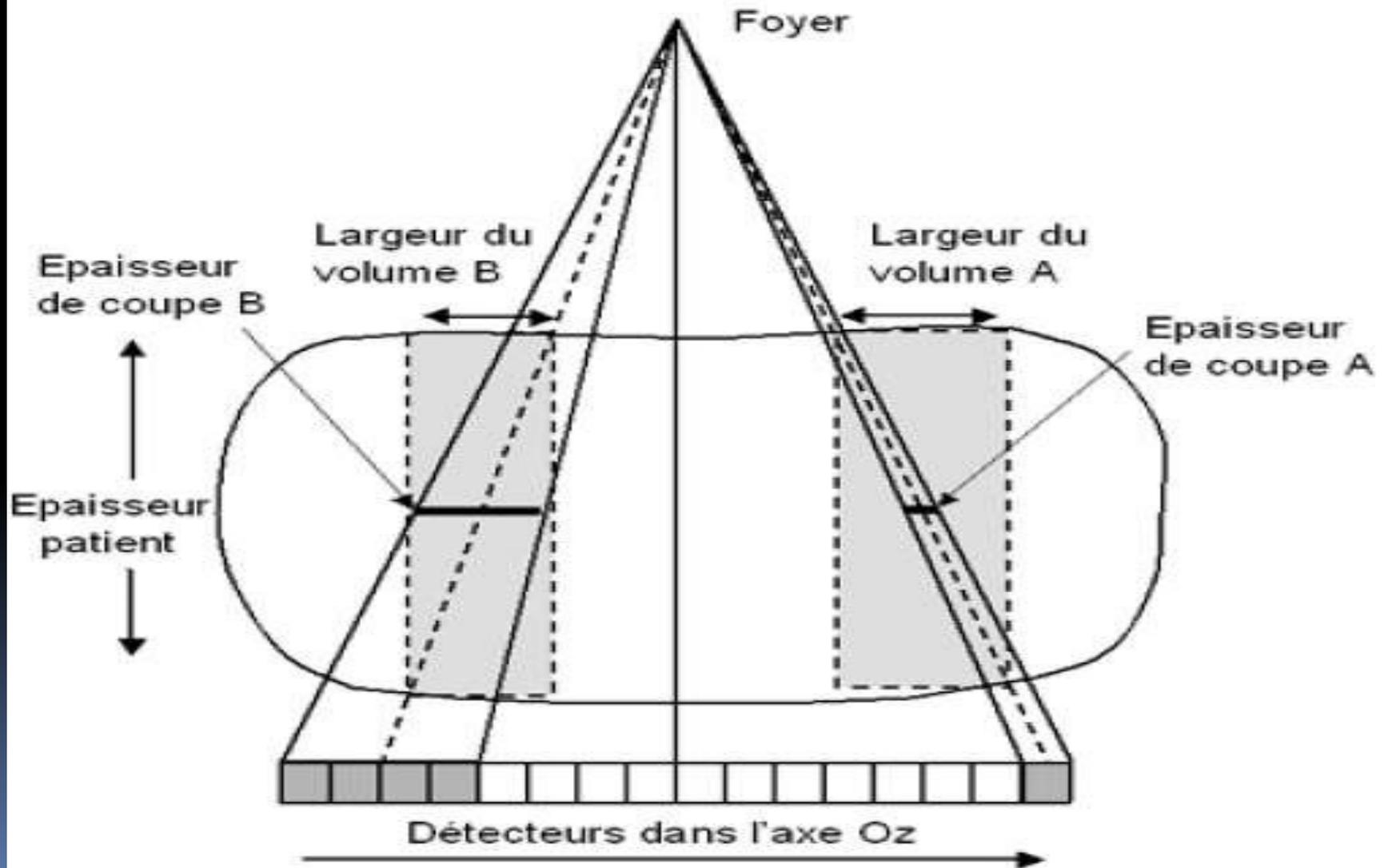
Effet Cône

- Le principal facteur limitant le nombre de coupes simultanées par rotation est l'artefact de cône.
- Sur les scanners multi coupes, la projection du faisceau de rayons X représente dans l'axe Z un cône.

- Les rangées centrales de détecteurs sont atteintes perpendiculairement à l'axe de rotation, tandis que les rangées les plus externes sont atteintes obliquement par les rayons X.
 - si un détecteur périphérique est activé isolément, la largeur du volume traversé par le faisceau de rayons X devient plus importante que la largeur du détecteur
- Cette obliquité dégrade la qualité de l'image en périphérie.



- Si les détecteur périphérique est plus large, la largeur du volume traversé est proche de l'épaisseur de coupe.



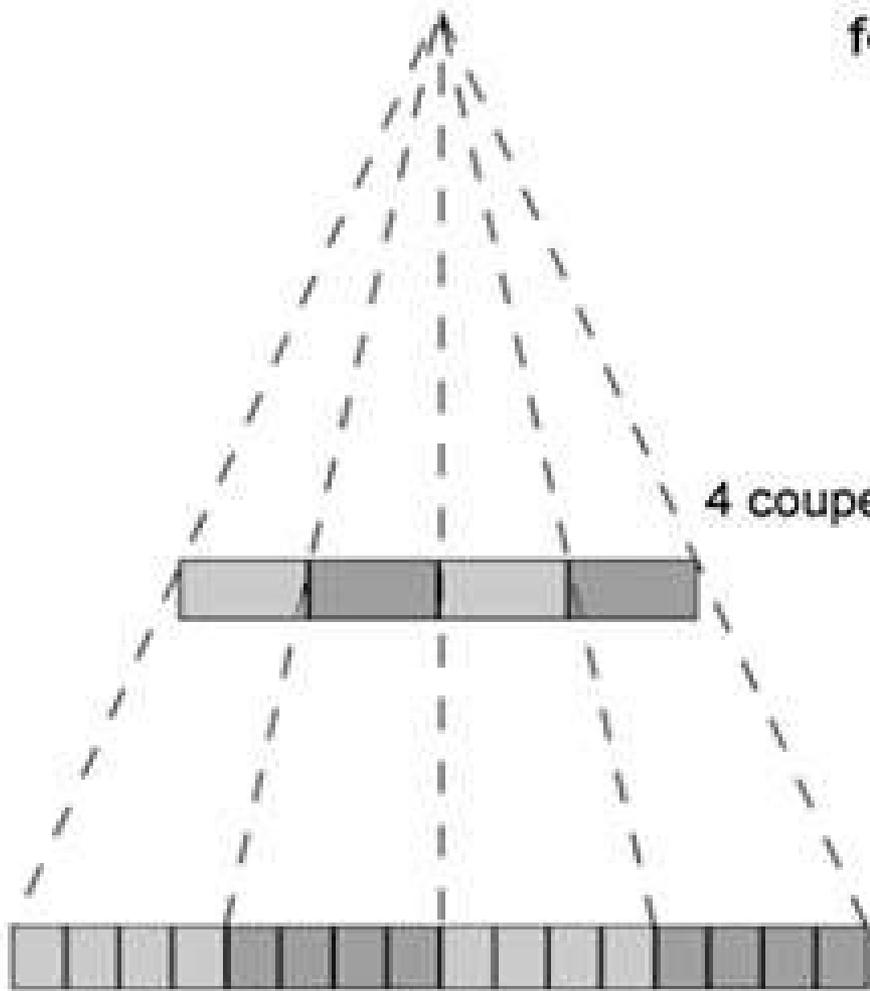
En fonction des options technologiques proposées par les constructeurs, le nombre et la largeur des détecteurs gouvernement :

- 1. l'épaisseur de coupes minimale disponible (jusqu'à 0,5 mm).**
- 2. le nombre de coupes réalisées avec l'épaisseur minimale (2 à 4).**
- 3. la gamme des épaisseurs de coupe disponibles (de 0,5 à 10 mm)**
- 4. l'épaisseur maximale du volume couvert par rotation (de 20 à 32 mm actuellement).**

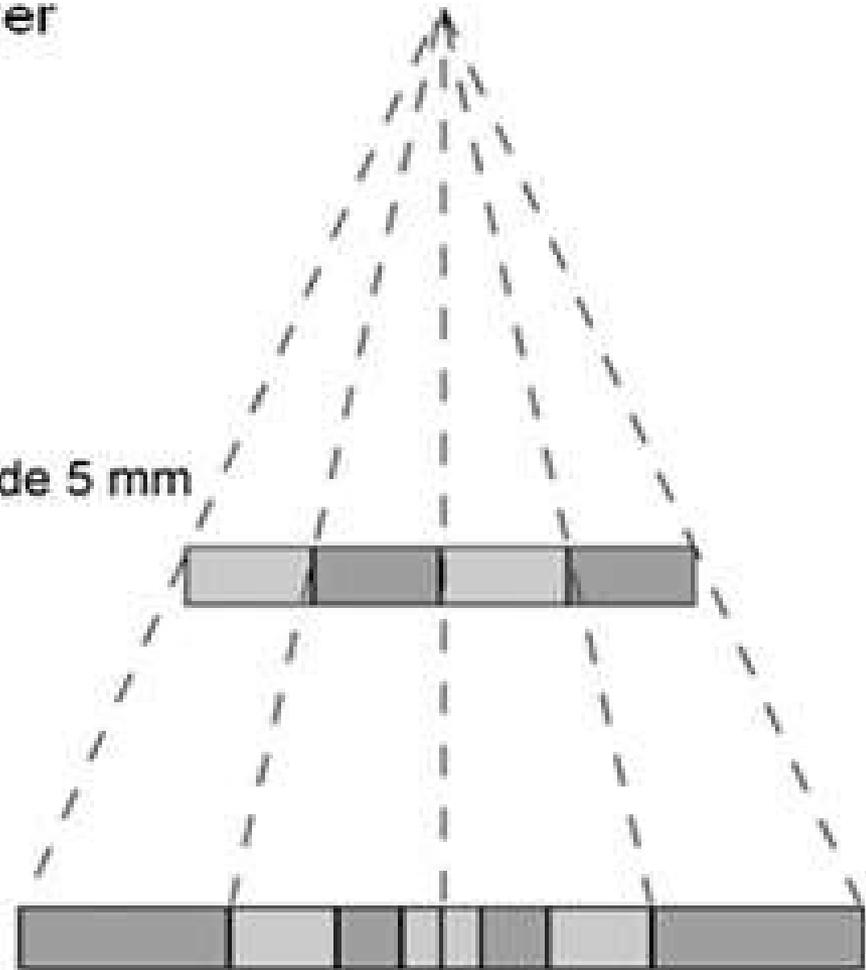
Épaisseur des coupes

foyer

4 coupes de 5 mm



Détecteurs symétriques
association de 4 détecteurs
de 1,25 mm



Détecteurs asymétriques
1 détecteur de 5 mm et
association de 3 détecteurs
2,5 - 1,5 - 1 mm

Architecture des systèmes en fonction du nombre de coupes

- Les scanners actuels utilisent simultanément 4 couronnes pour acquérir 4 coupes simultanées par rotation.
- Des scanners à 8, 16 et 32 coupes par rotation seront disponibles sous peu.

Systemes 2 Coupes

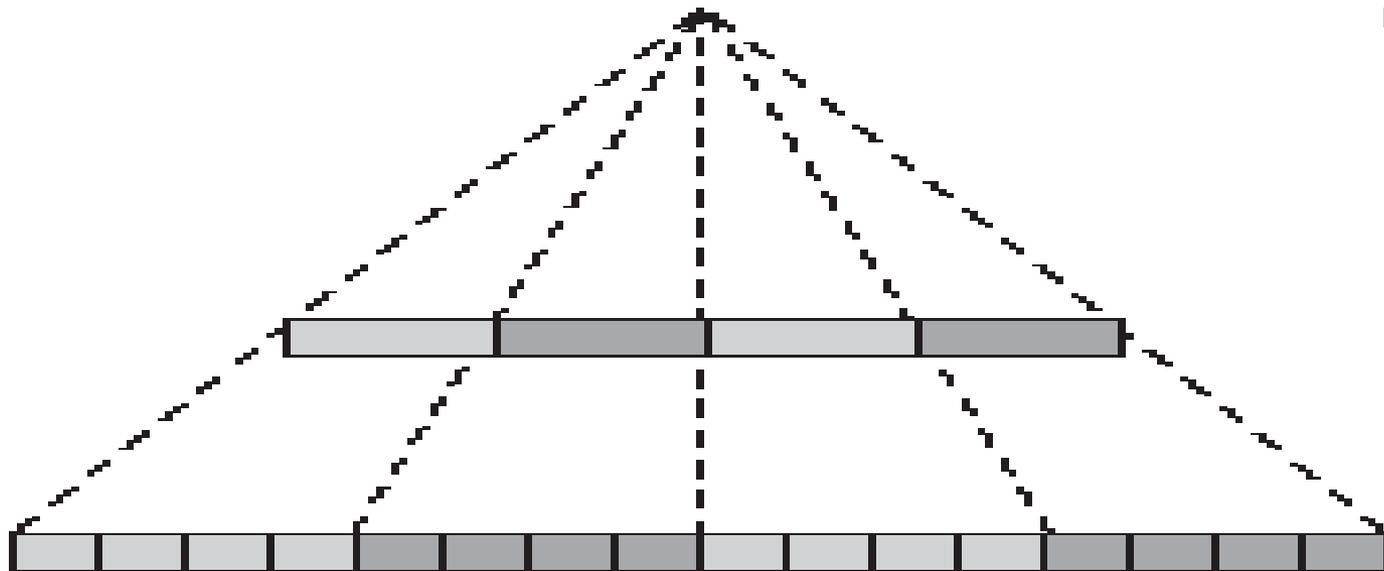
✓ Deux couronnes de détecteurs de taille identique dans l'axe Z sont associées, permettant l'acquisition simultanée de deux coupes dont l'épaisseur est fonction de la collimation primaire.

Systemes 4 Coupes

- Ils comprennent quatre couronnes d'épaisseur variable

Détecteurs Symétriques

- ✓ ils sont composés de **16 détecteurs de 1,25 mm** de largeur dans l'axe Z.



Coupe de 5 mm : combinaison de 4 détecteurs de 1,25 mm

Systemes 4 Coupes

DéTECTEURS symétriques

❖ L'épaisseur de coupe souhaitée est obtenue par l'activation des détecteurs (largeur 1,25 mm) par groupe de un, deux, trois ou quatre détecteurs permettant d'obtenir 4 coupes de 1,25 mm, 2,5 mm, 3,75 mm ou 5 mm.



Systemes 4 Coupes

DéTECTEURS Asymétriques

- ✓ Ils sont composés de 8 détecteurs de largeur croissante, de 1 à 5mm
- ✓ Ils permettent d'obtenir 2 coupes de 0,5 mm ou 4 coupes de 1 à 5mm
- ✓ l'ajustement de la collimation primipare qui fixe l'épaisseur de coupe.

Collimation
secondaire



Détecteurs asymétriques

paramètres d'acquisition

1. Collimation primaire

- Elle est définie par la largeur de collimation du faisceau de rayons X à la sortie du tube.

a. En scanner mono-coupe

- ❖ Elle correspond à l'épaisseur nominale de coupe.
- ❖ Elle peut varier de 1 à 10 mm.

paramètres d'acquisition

1. Collimation primaire

b. En scanner multi-coupes

- ✓ la collimation varie en fonction du nombre de détecteurs (couronnes) et d'épaisseurs de coupe disponibles.
- ✓ Elle correspond à 4 fois l'épaisseur nominale de coupe ou plus exactement 4 fois la largeur d'un détecteur.
 - Les valeurs actuelles de collimation primaire vont de 1 mm pour réaliser 2 coupes de 0,5 mm à 32 mm pour obtenir 4 coupes de 8 mm.

paramètres d'acquisition

Temps de rotation

- les scanners hélicoïdaux mono coupe permettent d'atteindre des temps d'acquisition sur 360° de 0,75 à 0,8 secondes.
- Le temps de rotation est de 0,5 secondes pour 360° sur les appareils les plus récents multi-coupes et tous les examens peuvent bénéficier de cette vitesse de rotation.

paramètres d'acquisition

Le pitch

- **Est** le rapport entre le pas de l'hélice (distance de l'avancée de table pendant une rotation de 360° du tube) et la collimation du faisceau de RX.

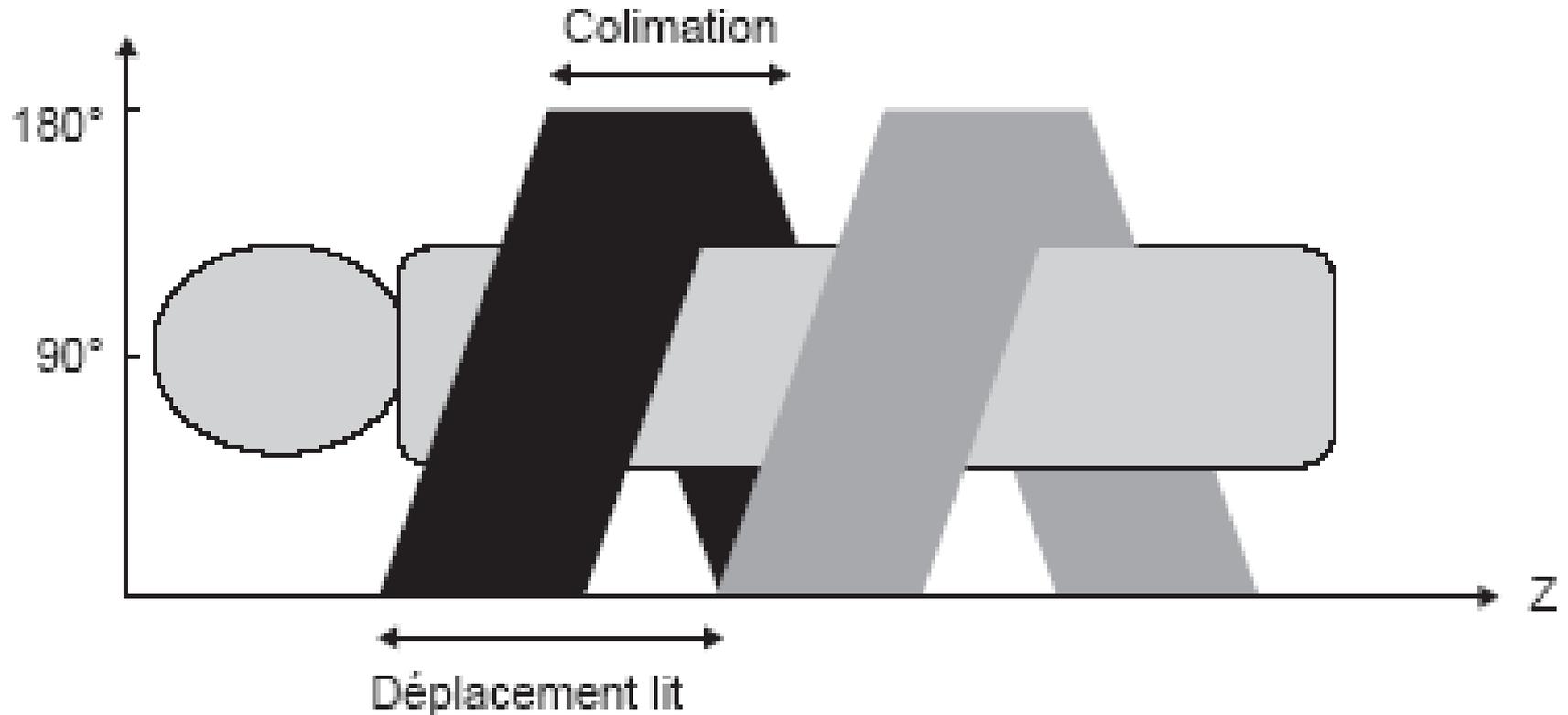
Le pitch

En acquisition mono-coupe

- la collimation correspond à l'épaisseur nominale de coupe
- durant une acquisition en **pitch 1** la table d'examen effectue un déplacement égal à l'épaisseur de collimation.

Le pitch

Angle de projection



Scanner mono coupe : pitch de 1.

Le pitch

En acquisition multi-coupes

- ❖ Ce n'est plus le cas en acquisition multi coupes, où la collimation correspond à 4 fois l'épaisseur nominale de coupe ou plus exactement 4 fois la largeur d'un détecteur.
- ❖ scanner comporte quatre barrettes et que son déplacement de table est quatre fois plus rapide qu'une table de scanner à une barrette en pitch de 1.

Le pitch

En acquisition multi-coupes

❖ La valeur du pitch n'est donc plus la même d'un constructeur à l'autre selon que l'on considère pour calculer le pitch de collimation (**pitch de collimation**) ou bien l'épaisseur nominale d'acquisition et donc la largeur d'un détecteur (**pitch de détection**).

Le pitch

Exemple

si l'on choisit une acquisition de 2,5 mm d'épaisseur nominale soit une largeur de détecteur de 2,5 mm et une collimation de 10 mm, un déplacement de table de 15 mm

1. Calculer le pitch de collimation?
2. Calculer le pitch de détection?

Le pitch

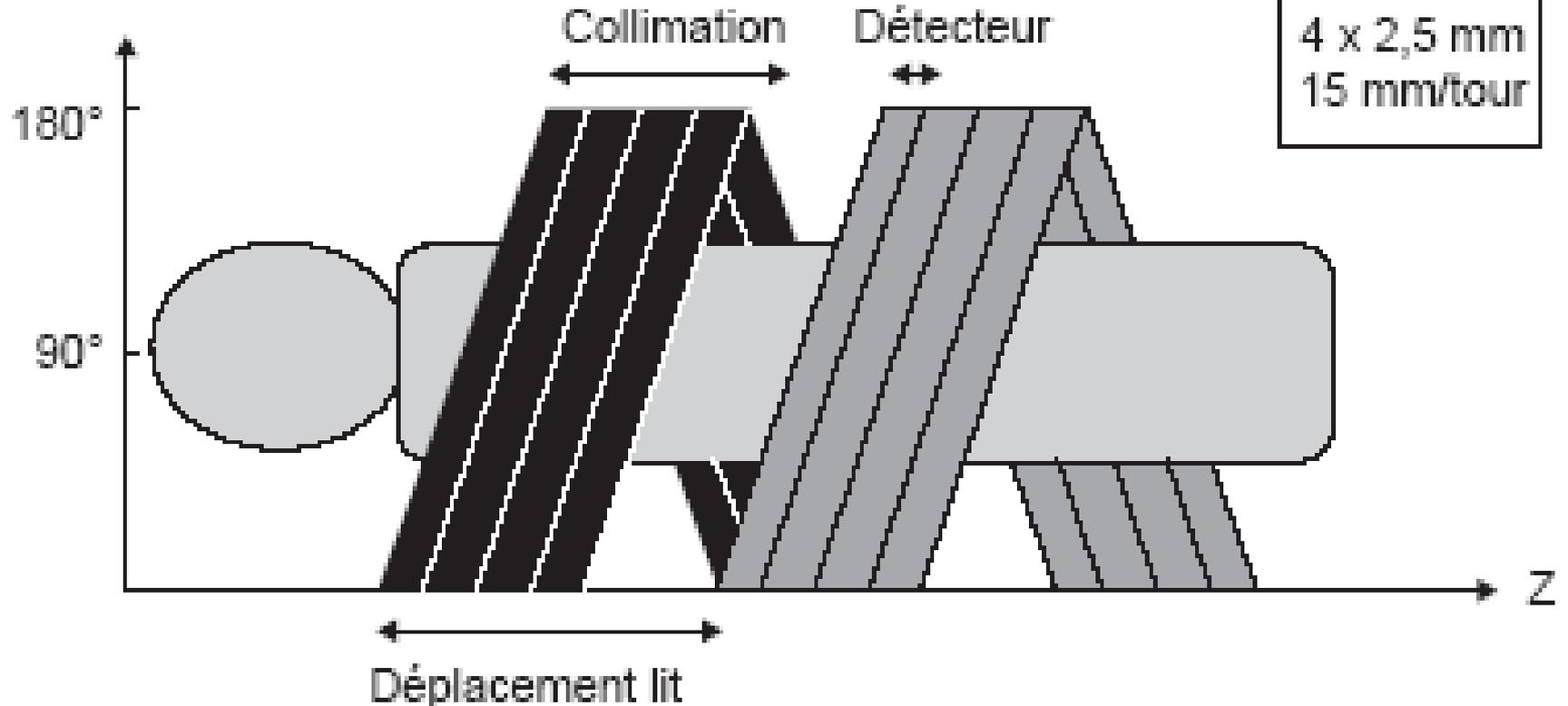
Exemple

Pour un déplacement de 7,5 mm
par tour

1. Calculer le pitch de collimation?
2. Calculer le pitch de détection?

Le pitch

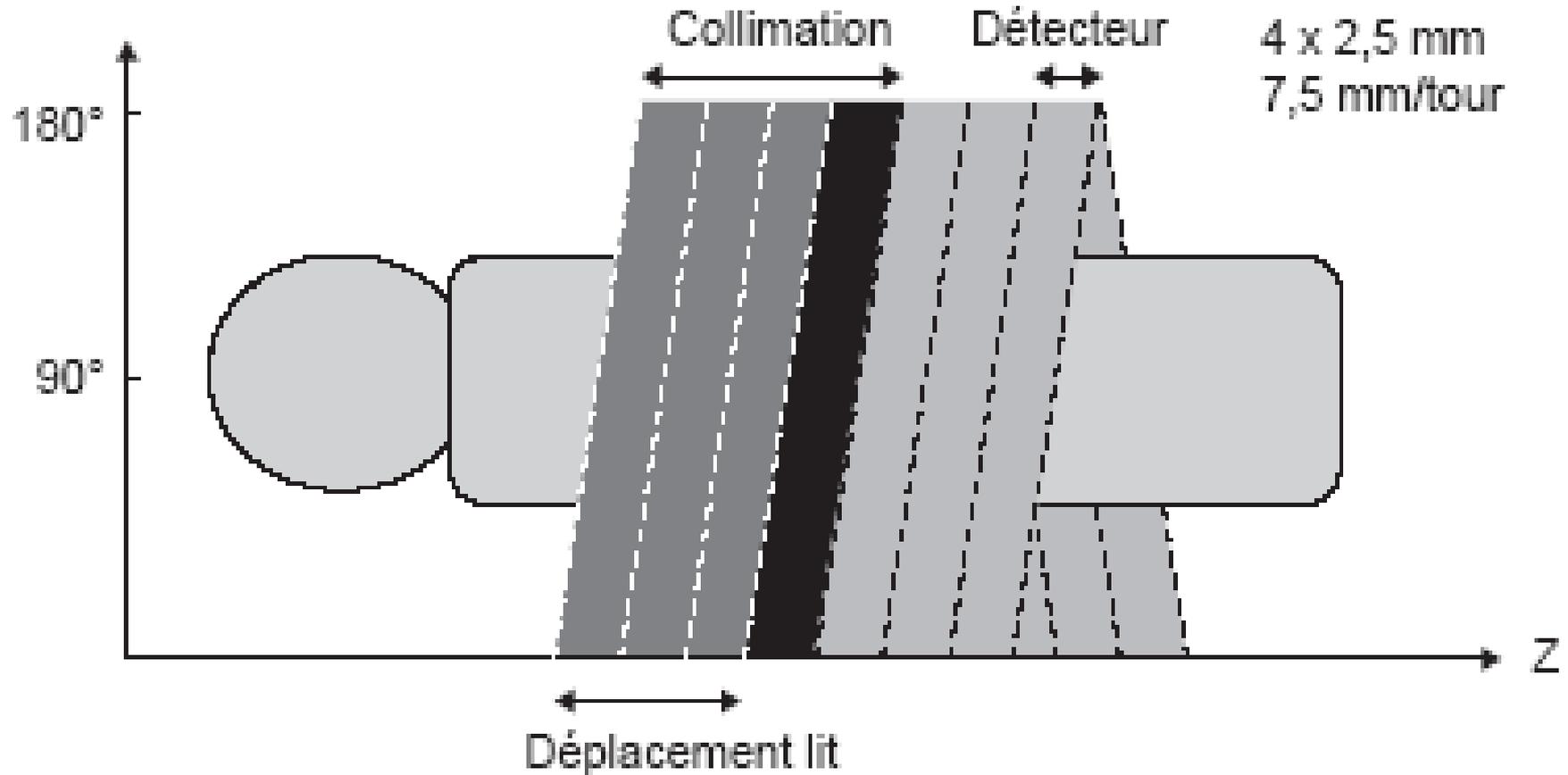
Angle de projection



Scanner multi coupes (4 coupes simultanées) pitch de détection de 6 et pitch de collimation de 1,5.

Le pitch

Angle de projection



Scanner multi coupes (4 coupes simultanées) pitch de détection de 3 et pitch de collimation de 0,75. (**Chevauchement partiel du faisceau d'une rotation à l'autre**).

Le pitch

CONCLUSION

Le choix du pitch de collimation rend mieux compte de la géométrie du faisceau autour du patient avec chevauchement d'une rotation à l'autre pour **des pitch inférieurs à 1**.