

Dédicace

Merci « **Allah** » de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et le bonheur de lever mes mains vers le ciel et de dire " Ya Kayoum ".

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite, celle qui a pu me supporter et supporter mes sauts d'humeurs, à **ma mère** bien aimée

A **mon père**, école de mon enfance, qui a été mon ombre durant toutes mes années d'études, et qui a veillé tout au long de ma vie à m'encourager avec sa joie, à me donner l'aide et à me protéger.

Que dieu les gardes et les protège.

A tous les membres de ma famille, mes frères surtout Bilal, messœurs, mes grandes mères, mes oncles surtout youcef, mes tantes,

À tous ceux qui m'ont soutenue moralement, encouragée et orientée.

A ma sœur « **Ibtissem** » que j'adore et qui a su m'aider et me consoler avec sa bonne humeur,

A tous mes ami(e)s que j'aime le plus au monde : Wafaa, Rabeb, Amel, Madjda, Nassima, Amin, Rachid, Badro, Rached et tous les étudiants de la promo...

**REMMANI
AMINA**

Dédicace

Merci « **Allah** » de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et le bonheur de lever mes mains vers le ciel et de dire " Ya Kayoum ".

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite, celle qui a pu me supporter et supporter mes sauts d'humeurs, à **ma mère** bien aimée

A **mon père**, école de mon enfance, qui a été mon ombre durant toutes mes années d'études, et qui a veillé tout au long de ma vie à m'encourager avec sa joie, à me donner l'aide et à me protéger.

Que dieu les gardes et les protège.

A tous les membres de ma famille, mon frère khalid, mes sœurs « souhila et mariem », mes grandsmères, mes oncles surtout smail, mes tantes,
À tous ceux qui m'ont soutenue moralement, encouragée et orientée.

A tous mes ami(e)s que j'aime le plus au monde : IMEN, AMINA, FETHI, REDA, KARIM, AMIN, et tous les étudiants de la promo...

A tous ceux qui me sont chères, à tous ceux qui m'aiment.

BOUMEDIENE
Nassima

INTRODUCTION GENERALE

L'imagerie médicale désigne l'ensemble des techniques permettant d'obtenir des images de l'organisme à partir de différents types de rayonnements. On distingue deux différentes branches de l'imagerie médicale : l'imagerie structurelle permettant d'obtenir des images fixes de l'organisme et l'imagerie fonctionnelle apparue plus récemment, permettant d'observer le fonctionnement de certains organes.

L'imagerie médicale a été pendant longtemps limitée à l'utilisation des rayons X, découverts en 1895 par Wilhelm Röntgen qui obtint le prix Nobel pour cette découverte qui révolutionna le monde de la médecine.

La radiographie fut la première technique d'imagerie médicale. Elle est fondée sur la capacité qu'ont les rayons X de traverser la matière et d'impressionner une plaque photographique. En effet, ce rayonnement ionisant peut très facilement être absorbé ou traverser certains tissus plus ou moins denses. L'application des rayons X a ensuite été étendue, au cours des années 70, grâce aux progrès de l'informatique qui ont permis l'apparition de la tomodensitométrie ou scanner médical. Il convient par ailleurs de noter que les rayons X sont très fréquemment utilisés en oncologie dans le cadre de la radiothérapie. Mais cette utilisation ne présente pas que des avantages. En effet, les rayons X sont nocifs pour notre organisme et peuvent être à l'origine de cancers. C'est pourquoi, dans les années 50, de nouvelles techniques d'imagerie médicale connaissent un essor important. C'est le début de techniques comme l'IRM, la TEP ou l'échographie utilisant respectivement la résonance magnétique, la radioactivité ou les ultrasons. Ces nouvelles techniques ont permis d'élargir le champ d'application de l'imagerie médicale en médecine.

Aujourd'hui, on compte plus de 70 millions d'exams d'imagerie médicale en France chaque année, et selon l'Autorité de sûreté nucléaire, l'exposition de la population aux rayonnements ionisants au cours de ces exams aurait augmenté de 47% en cinq ans.

Notre PFE tentera de répondre à la problématique suivante : **Quel avenir pour les rayons X en médecine face au développement de nouvelles techniques d'imagerie médicale ?**

Dans une première partie, nous étudierons les différentes applications possibles des rayons X ainsi que leurs avantages et inconvénients. Puis, dans un second temps, nous nous intéresserons aux alternatives proposées aux rayons X dans le cadre de l'imagerie médicale.

INTRODUCTION GENERALE

CHAPITRE I :

**Production des
rayons X**

I.INTRODUCTION :

I.1. Génération sur les rayons X :

Les rayons X ont été découverts en 1895 par W. Röntgen à Würzburg en Allemagne. Il nomme les rayons qu’il a découverts “Rayons X” avec le “X” comme l’inconnue en Mathématiques. Le pouvoir des rayons X, qui a semblé merveilleux, de traverser des parois opaques et de révéler l’intérieur du corps humain a immédiatement donné un grand retentissement populaire à cette découverte scientifique [1].

Les rayons X sont des radiations électromagnétiques. Dans l’ensemble de ces radiations, s’étendant des rayonnements γ à très courte longueur d’onde ($\lambda = 0,001$ nm) aux ondes longues radioélectriques ($\lambda = 1$ km), les rayons X occupent un domaine de 0,03 nm à 10 nm. Bien qu’il n’y ait pas de limites bien déterminées[2], on sait que la longueur d’onde d’un rayon X est nettement inférieure aux dimensions d’un atome.

Tab1 : tableau des caractéristiques des rayons

Classe de rayonnement	DOMAINE HERTZIEN		INFRAROUGE	LUMIERE VISIBLE (Rouge à violet)	ULTRAVIOLET	RAYONS X	RAYONS γ
	Ondes radio	Micro-ondes					
Longueur d’onde λ (en nm)	$> 10^9$	10^9 à 10^6	10^6 à 7.10^2	7.10^2 à 4.10^2	4.10^2 à 10	10 à 0,03	$< 0,03$
Fréquences ν (en Hz)	$< 3.10^8$	3.10^8 à 3.10^{11}	3.10^{11} à $4,3.10^{14}$	$4,3.10^{14}$ à $7,5.10^{14}$	$7,5.10^{14}$ à 3.10^{16}	3.10^{16} à 10^{19}	$> 10^{19}$

(les valeurs de ce tableau sont arrondies)

L’ensemble des radiations électromagnétiques a fondamentalement une nature commune : ce qui les distingue dans leur interaction avec la matière est le paramètre qui caractérise chacune : la longueur d’onde λ ou l’énergie du photon E. Un photon est une particule de masse nulle, non chargée, se déplaçant à la vitesse de la lumière c et transportant une quantité d’énergie E déterminée.

A un rayon X de fréquence ν (donc de longueur d'onde dans le vide $\lambda = c/\nu$), on associe un photon d'énergie : Ici, h correspond à la Constante universelle de Planck ($h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{J.s}$) et λ est en mètres.

$$E = h \cdot \nu = h \cdot c/\lambda$$

I.2. PRODUCTION :

Les tubes à rayons X fonctionnent de la manière suivante : Dans une enceinte de verre, des électrons sont émis par un filament dans lequel circule un courant électrique. Ceux-ci sont accélérés en direction d'une anode (ou anticathode) par un champ électrique créé par une différence de potentiel élevée (généralement de 10 à 150 kV) entre le filament qui sert de cathode et l'anode. Ces électrons entrent en collision avec la cible que constitue le métal de l'anode.

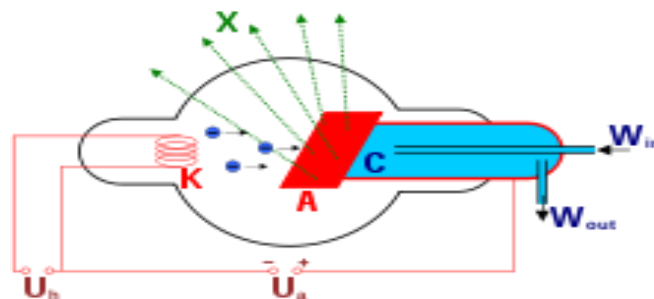


FIG.I.1. Schéma d'un tube à rayons X

Il y a deux phénomènes complètement différents susceptibles de donner naissance à des rayons X :

I.2-1 LE SPECTRE CONTINU :

Dans les tubes à rayons X, l'élément essentiel est un faisceau d'électrons mis en mouvement par une différence de potentiel de l'ordre de quelques dizaines de kvolts. Ce faisceau est arrêté par le bloc solide de l'anode. Les électrons n'y pénètrent qu'à une profondeur de l'ordre du micron (10^{-6}m) : sur cette distance leur vitesse est réduite de

quelques $100\,000\text{ km.s}^{-1}$ à celle des électrons libres dans un métal ($1\,000\text{ km.s}^{-1}$). Ils sont donc soumis à une très forte décélération et émettent ce qu'on appelle le *rayonnement de freinage*. Des rayons X font partie de ces rayonnements de freinage. Le spectre d'émission est constitué par un ensemble de radiations dont l'intensité varie de façon continue avec la longueur d'onde. La figure dessous donne l'exemple d'un spectre émis par une anticathode de tungstène. Les faits essentiels sont les suivants:

- Le spectre comporte un seuil d'émission brusque du côté des courtes longueurs d'onde. Cette limite inférieure est inversement proportionnelle à la tension appliquée.
- Quand la tension appliquée au tube croît, la proportion des radiations de courte longueur d'onde augmente: on dit que le rayonnement devient plus dur.

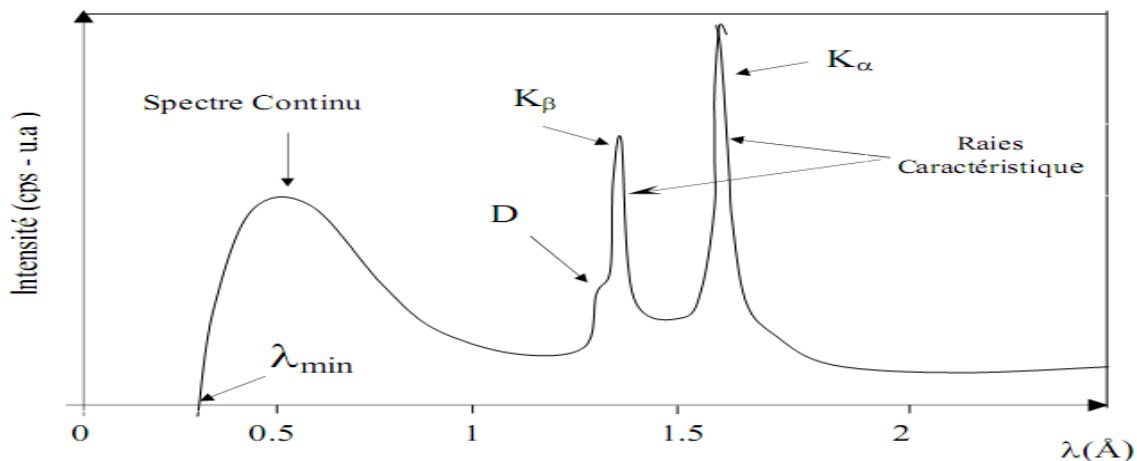


FIG.I.2 – Distribution spectrale d'une émission X

(D : discontinuité due à l'auto absorption de la cible).

I.2.2. LE SPECTRE DE RAIES CARACTERISTIQUES :

Au spectre continu émis par une anode bombardée par un faisceau d'électrons se superpose un spectre de raies caractéristiques qui ne dépend que de la nature de l'anode, c'est-à-dire du numéro atomique Z de la matière qui constitue l'anode (Généralement, $Z > 30$). Sous l'effet du choc des électrons incidents, certains atomes de l'anode sont ionisés : un électron est arraché à l'atome dans le choc [1]. Si l'électron arraché provient

d'une couche interne de l'atome, les électrons des couches externes auront tendance à se précipiter dans la place laissée vide. Ce faisant, l'électron qui change d'orbite perd de l'énergie, qui est rejetée à l'extérieur sous la forme d'un photon : tel est le mécanisme d'émission des photons des raies caractéristiques de rayons X.

L'énergie E des photons ainsi émis est parfaitement déterminée. Elle est égale à la différence entre les énergies initiales W_1 et finale W_2 de l'électron qui change d'orbite :

$$E = h \cdot \nu = W_1 - W_2$$

Si w_i et w_f sont les énergies initiale et finale, la raie émise aura la fréquence ν telle que :

$$h \nu = w_i - w_f$$

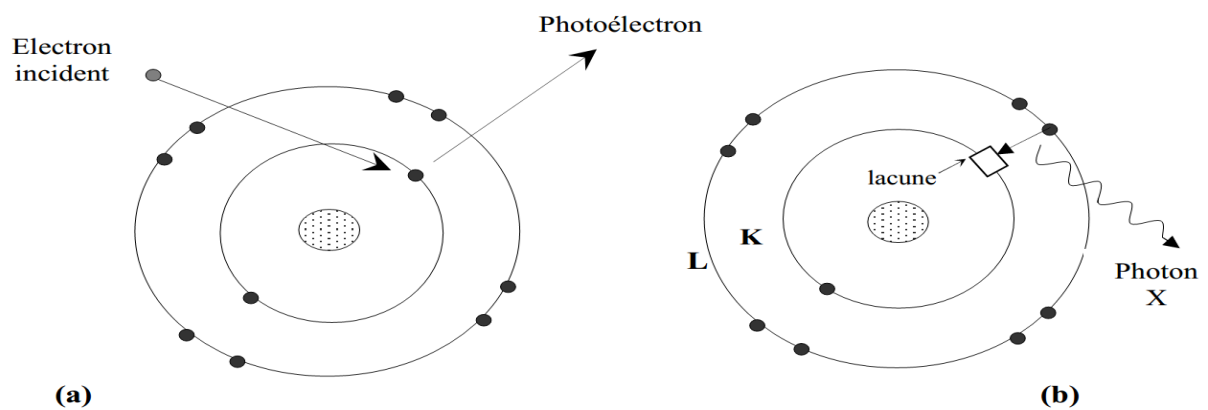


FIG.I.3.excitation (a) et désexcitation (b) d'un atome

Ainsi, un tube à rayons X émet simultanément, et indépendamment, un spectre continu et un spectre de raies.

II. Tube à rayons X (Coolidge)

II.1. Principe général

Le rayonnement X est obtenu par la collision avec une cible d'un faisceau d'électrons fortement accélérés par une différence de potentiel entre filament et cible. La quantité de rayonnement Q est liée à la ddp V, à l'intensité I, au temps t, et au numéro atomique Z du corps constituant la cible[1] par la formule :

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

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

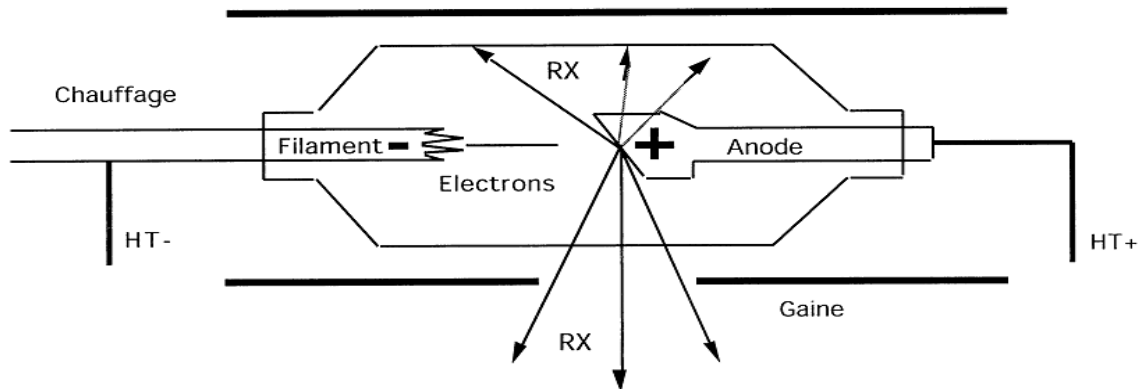


FIG.I.4 - Schéma d'un tube à rayons X

II.2. Les caractéristiques d'un tube à rayons X :

Foyer (mm ²)	Foyer optique		Puissance (W)						
	Trait (mm ²)	Point (mm ²)	Cr	Fe	Co	Cu	Mo	Ag	W
1x10	0,1x10	1x1	1800	1500	1800	2000	2400	2000	2400
0,4x8	0,04x8	0,4x0,8	1300	900	1200	1500	2000	1500	2000
0,15x8	0,015x8	0,15x0,8	800	300	600	800	800	800	800
2x12	0,2x12	2x1,2	2700	2200	2700	2700	2700	2700	2700
0,4x12	0,04x12	0,4x1,2	1800	1500	2200	2200	3000	2200	3000

Tab.2. Le tableau donne les caractéristiques d'un tube à rayon X [4]

II.3. Les éléments constitutifs

II.3.1. Tube de Coolidge

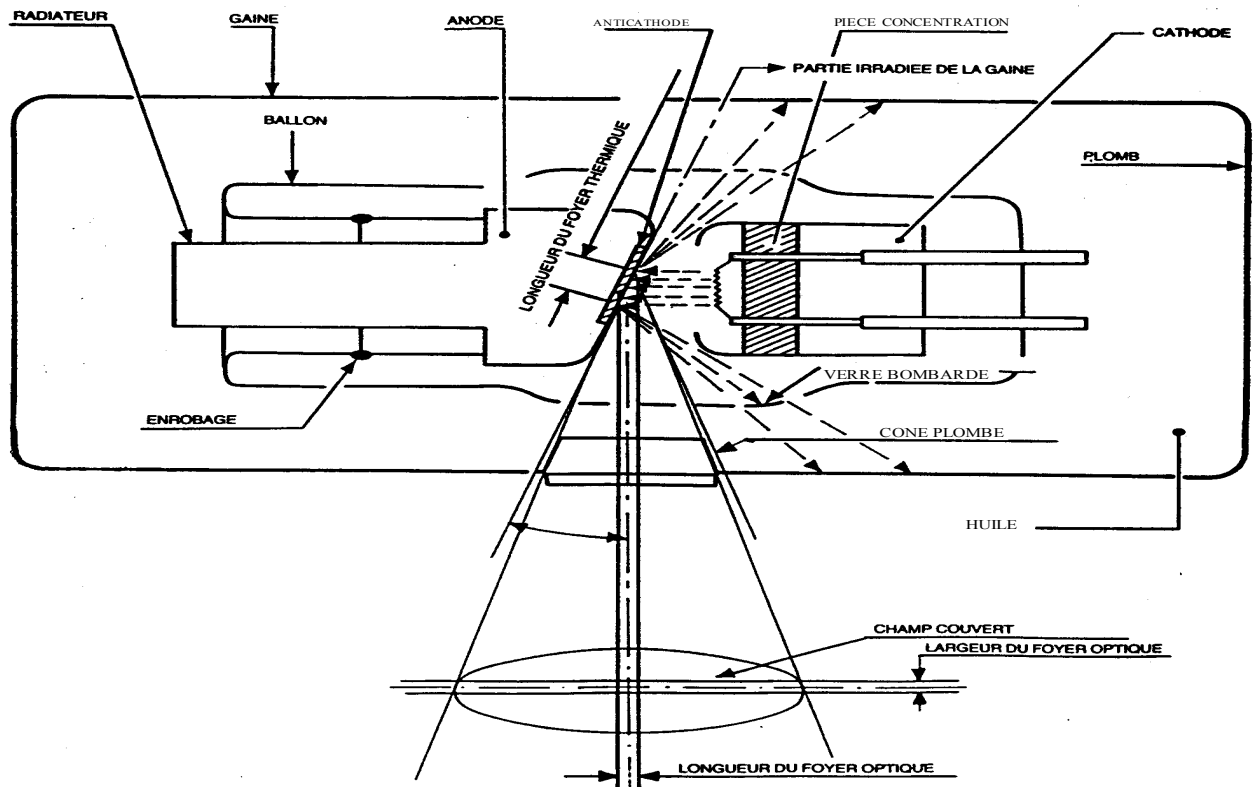


FIG.I.5 : tube à anode fixe

II.3.2. Tube à anode tournante

Les tubes à anode tournante sont une amélioration des tubes de Coolidge permettant d'avoir des intensités de rayons X importantes

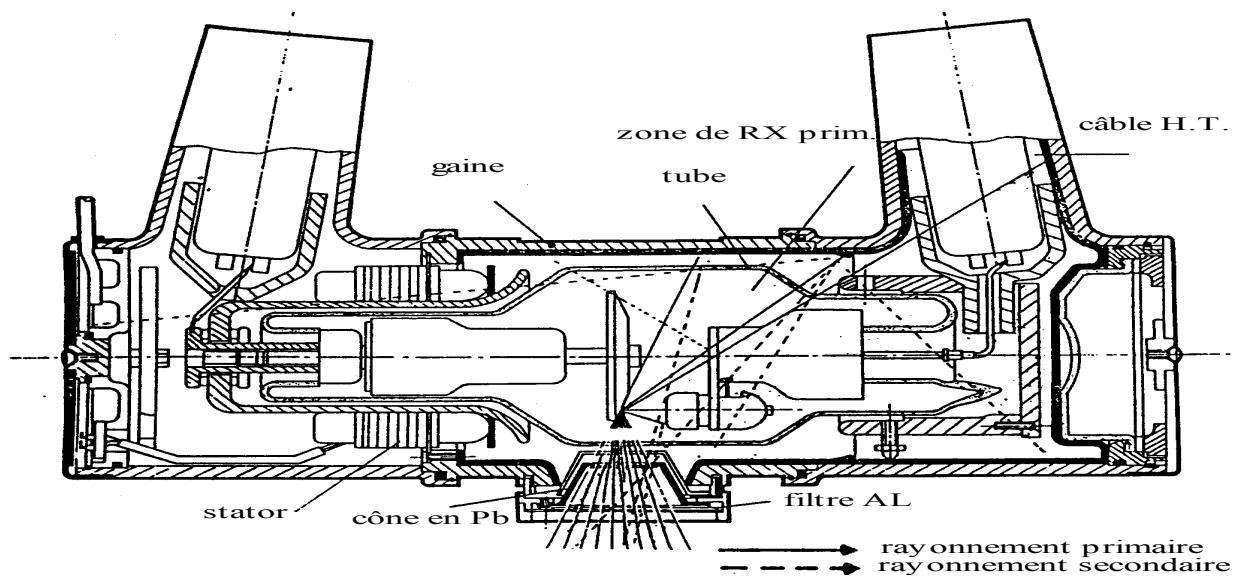


FIG.I.6: coupes d'un tube à anode tournante

- Nous prenons comme modèle un tube à anode tournante, qui est le système presque obligatoirement utilisé aujourd'hui.

II.3.3. Ampoule de verre

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

II.3.4. Le filament

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

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

II.3.5. La pièce de concentration

Le faisceau d'électrons qui frappe la cible sur l'anode (foyer électronique) doit être concentré sur une surface réduite (0,6mm x 2 mm de côté pour le petit foyer) et non pas se disperser sur toute la surface du plateau anodique. Cette concentration est obtenue en disposant le filament au fond d'une pièce métallique portée au potentiel négatif convenable repoussant vers le centre du faisceau les électrons négatifs.

II.3.6. La cible électronique

La cible électronique, source du rayonnement X, zone de collision avec le faisceau d'électrons, portée par l'anode tournante doit répondre à plusieurs contraintes simultanées :

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

D'autre part, le numéro atomique doit être élevé pour améliorer le rendement émissif de sorte que seul le tungstène ($Z=74$) ou un alliage tungstène-Rhénium ($Z=75$) répond à ces conditions [2], [8].

II.3.7. Le plateau anodique

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

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

- support mécanique en rotation rapide.

II.3.8. Le moteur d'entraînement du plateau anodique.

Le plateau anodique tourne à 3000 ou 9000 t/m, entraîné par un axe, lui-même lié au rotor du moteur situé dans l'ampoule de verre[2] ; des roulements à billes de grande qualité permettent un fonctionnement malgré les contraintes thermiques. Les tubes les plus récents ont des portées de technologie très complexe.

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

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

II.3.9. La gaine du tube

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

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

II.4. Les problèmes de chaleur dans le tube RX

Le tube RX est l'élément fragile de l'installation radiologique. Très coûteux, il s'use et surtout des maladresses de manipulation, que l'on peut rencontrer dans des situations très banales (vasculaire ou radiologie digestive) peuvent le détruire. Quelques minutes d'emploi maladroit peuvent coûter 2500 à 30000 Dinars (nouveaux).

La connaissance de ces problèmes techniques est donc une nécessité.

II.4.1. Les énergies mises en jeu :

Prenons le cas banal d'une scannographie en coupe fine (2 mm). Une coupe exige :120 KV x 300 mA x 2 secondes = 48 10³ Joules soit 24 kW pendant 2 secondes

Cette énergie peut être comparée à celle mise en jeu dans divers appareils ménagers tels que radiateur (2000 W), four (3000 W), d'autant que cette énergie est apparemment concentrée sur une surface infime (0,6 mm², 0,6 mm a 1,5 mm², 1,5 mm²) d'émission du rayonnement X.

Il faut également rappeler que le rendement d'émission des RX est très faible, il représente moins de 1% de l'énergie introduite dans le tube produit des RX, donc que plus de 99% de l'énergie introduite est retrouvée sous forme de chaleur dans le tube.

II.4.2. Les principes physiques de transfert de chaleur

II.4.2.1. Les trois mécanismes :

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

- **Conduction** : la chaleur diffuse dans un corps conducteur, ainsi l'énergie introduite dans la piste thermique se distribue dans l'ensemble du plateau anodique.
- **Convection** :un fluide au contact d'une zone chaude s'échauffe se dilate et monte par rapport au fluide plus froid.
- **Rayonnement** : tout corps porté à une température supérieure au zéro absolu émet un rayonnement électro-magnétique proportionnel à la quatrième puissance de la température absolue. Cette émission est évidemment possible dans le vide. Or la piste thermique et le plateau anodique sont portés à une température de 1000 à 1500 degrés Celsius[14] ; cette transmission radiative joue donc un rôle majeur pour l'évacuation de chaleur à l'intérieur de l'ampoule.

II.4.2.2 Sécurité de température d'anode

Il n'existe aucun moyen de mesurer directement la température de l'anode. La presque totalité des générateurs n'assure donc aucune protection contre une surcharge par répétition abusive de poses. La prudence, l'expérience et le calcul dans les cas limites sont la seule sécurité.

Certaines installations coronarographiques permettent une mesure du rayonnement thermique de l'anode à travers l'ampoule[2]. Les installations les plus évoluées (scanographe) comprennent un calculateur électronique intégrant les charges thermiques et le refroidissement en fonction du temps et des caractéristiques du tube.

II.4.2.3. Température de gaine

II.4.2.3.1. Capacité de gaine

La masse métallique et l'huile assurent à la gaine une capacité thermique de 2 millions de joules. Le retour à la température de départ à partir de la température maximale (voisine de 80 degrés) est obtenue en 2 à 3 heures soit 10.000 Joules/minute, moins que le refroidissement d'anode.

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

L'énergie provenant du moteur d'anode (4KW) contribue à l'échauffement de gaine en particulier lorsque la durée séparant 1er et 2eme temps de prise de cliché est importante [3].

II.4.3. Les foyers radiologiques

Le foyer est la surface de formation du rayonnement X. On décrit trois types de foyers qui correspondent à des aspects différents de la zone émissive de rayonnement X.

- *Foyer électronique* : zone de collision du faisceau d'électrons avec la cible de tungstène.
- *Foyer optique ou géométrique* : surface apparente d'émission du rayonnement utilisé, vu du récepteur.

- *Foyer thermique* : zone sur laquelle le faisceau électronique se répartit en réalité sur l'anode tournante et qui est échauffée.

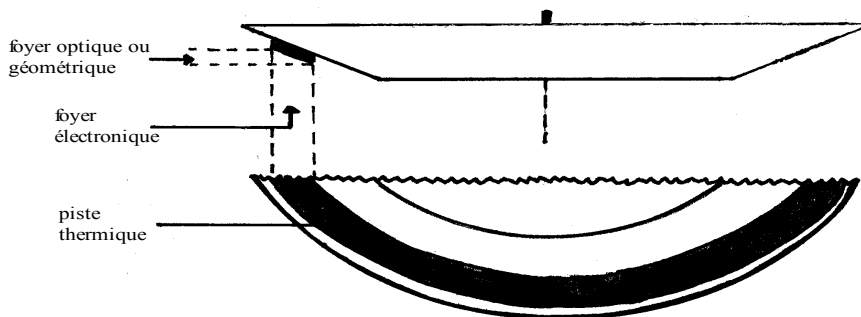


FIG.I.7 : représentation des différents foyers d'une anode tournante

II.5. Les facteurs modifiant la puissance du tube

- L'unité de surface de la piste thermique ne peut recevoir qu'une intensité limitée : la puissance d'émission en rayonnement X est proportionnelle à la surface du foyer thermique : un gros foyer 1,2 mm x 1,2 mm aura, toutes choses égales par ailleurs, une puissance quadruple d'un foyer optique 0,6mm x 0,6mm.
- L'anode permet une puissance plus élevée lorsque la pente d'anode est moindre.
- Le rapide calcul sur la surface du foyer thermique permet de comprendre l'influence du diamètre de plateau anodique : la puissance admise sera proportionnelle au diamètre du plateau, d'où l'apparition de plateaux de 100, 120 ou même 150 mm .
- De même, on peut montrer que la puissance admise par un tube augmente avec la vitesse de rotation de l'anode, précisément avec la racine carrée du rapport des vitesses: un tube 9000t/m a une puissance 1,7 fois plus importante qu'un tube 3000t/m, à diamètre égal. Par contre la vitesse de rotation n'intervient pas pour la capacité du plateau anodique : certaines anodes de scanographe [3] ,[8] tournent à 3000 T d'autres à 9000 T.

II.6. Facteurs de défaillance d'un tube à rayons X :

Le tube RX est fragile, s'use et peut être détruit par fausse manœuvre. Il est très coûteux. Sa protection doit être un souci, même sur les installations modernes.

II.6.1. Dépassement de la capacité d'anode et destruction d'anode

Le métal du plateau anodique et de la piste thermique peut sous l'effet d'une chaleur excessive:

- d'abord se déformer sous l'action conjointe de la rotation.
- puis se rompre et éclater, brisant le tube de verre.
- Si le moteur d'entraînement ne tourne pas, dans certaines scopies, l'échauffement en un seul point peut "caractériser" la piste thermique.

II.6.2. Vieillessement du foyer thermique

La répétition d'échauffements-refroidissements de la piste thermique entraîne des contraintes localisées, un dépoli et même la création de microcraquelures de surface. La surface émissive du rayonnement X rendue irrégulière ne produit qu'un faisceau spatialement hétérogène : l'intensité du faisceau X est en partie absorbée par les irrégularités de surface.

II.6.3. Vieillessement du verre

D'infimes craquellements de l'ampoule, consécutifs à une surchauffe localisée, peuvent laisser pénétrer des molécules qui diminuent la qualité du vide : le faisceau d'électrons interagit avec ce gaz, une fluorescence bleue est visible lors du passage de courant.

Ce phénomène réduit considérablement la quantité de RX émis. Ce "tube bleu" doit être changé, puisque son contenu devient conducteur et des amorçages se produisent.

II.6.4. Le vieillissement du filament

Les filaments soumis à un chauffage prolongé, comme ceux d'une ampoule d'éclairage, perdent une partie de leur épaisseur de tungstène par évaporation ; la résistance électrique du filament augmente, donc la température d'émission par effet thermo-ionique diminue ainsi que le courant tube. Des corrections périodiques de réglage peuvent être utiles (comparer chaque fois que cela est possible sur l'Ampèremètre du pupitre l'intensité demandée à celle qui est réellement fournie) [3].

II.6.5. La rotation d'anode

Les portées de roulement de l'axe d'anode sont également soumises aux contraintes d'une rotation à grande vitesse, sous vide et à forte température. Avec le temps, l'usure rend bruyant ce roulement, certaines positions du tube favorisant ce bruit. Ce phénomène annonce un grippage donc une mort du tube.

III. CONCLUSION :

Le tube radiogène est la partie consommable et très coûteuse de l'installation.

Pour la même utilisation, vasculaire, tomographie, table télécommandée, certains radiologues gardent le même tube plusieurs années, alors que d'autres, sans pour cela obtenir des résultats photographiques supérieurs en consomment plusieurs. Il existe surtout des différences de soin et de connaissance technique entre médecins. Les risques les plus marqués ne sont pas éliminés par les "sécurités" de l'installation.

CHAPITRE II :

**Interaction des
RX avec la matière**

I.INTRODUCTION

I.1. Interaction Rayonnement X – matière

Le rayonnement X issu du tube va traverser les objets et engendrer un certain nombre d'interactions.

Quatre interactions vont principalement nous intéresser en imagerie médicale : **l'effet photoélectrique, l'effet Compton, l'effet Rayleigh et la création de paires d'électrons.**

Lors d'un effet photoélectrique, un photon incident est totalement absorbé par un électron périphérique d'un atome. Lors d'une diffusion Compton, un photon incident communique une fraction de son énergie à un électron pour donner naissance à un photon d'énergie plus faible et à un électron. La diffusion Rayleigh est l'interaction entre un photon incident et un électron périphérique d'un atome. Ces deux dernières interactions sont sources de perturbations puisque les photons diffusés, dont la trajectoire n'est plus rectiligne en partant de la source, vont venir s'ajouter au rayonnement direct qui porte l'information sur la structure de l'objet irradié. Lors de la création de paires, un photon se matérialise en une paire particule-antiparticule[4].Chacune de ces quatre interactions est schématisée figure II.1. Enfin, il y a l'interaction « nulle » pour laquelle le photon n'interagit pas avec la matière et est détecté directement par le capteur.

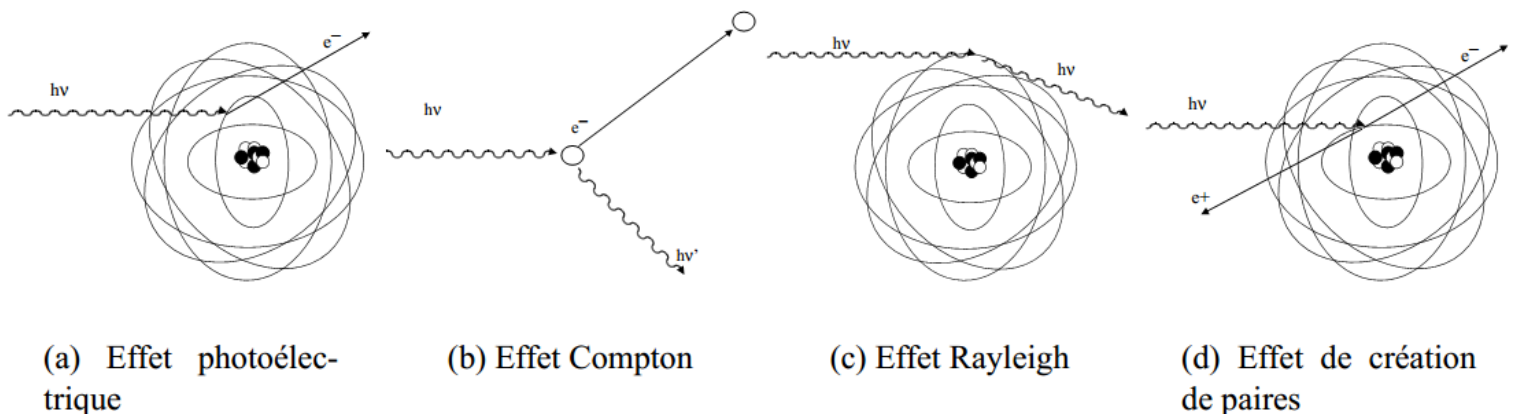


FIG.II.1.principale interaction des rayons X avec la matière

II. Les radiations ionisantes

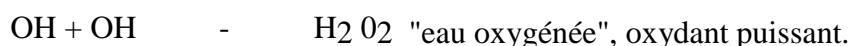
Les bases physiques de l'effet des rayonnements sont supposées connues.

Dans notre cas ne considère parmi les radiations ionisantes que les rayonnements électromagnétiques (X et gamma) et même très particulièrement les rayons X diagnostiques. Les rayonnements de sources scellées ou non scellées de radioéléments à usage médical ou non médical posent d'autres problèmes.

Les effets des radiations ionisantes sont décrits par niveaux successifs de l'échelle atomique, à la cellule, au tissu pour terminer à la population.

II.1. Mécanismes physico-chimiques

Le rayonnement X interagit avec la matière ; il excite ou ionise les molécules qu'il rencontre ; crée des radicaux libres. Ce transfert d'énergie conduit à des réactions chimiques diverses. La plus fréquente, par la fréquence même des molécules d'eau dans les tissus est un effet oxydant, *l'effet oxygène* :



Les effets sont directs lorsque la modification moléculaire concerne la molécule touchée par le rayonnement lui-même ou indirects lorsqu'ils sont secondaires à une action chimique exercée par une molécule excitée ou active. L'action indirecte par création de radicaux libres actifs est prédominante et très importante [2](*effet oxygène* par exemple : les lésions de radiothérapie sont plus importantes sur un tissu bien oxygéné qu'en tissu ischémique).

Deux types de lésions chimiques moléculaires peuvent être créés :

- lésions spécifiques de l'ADN.
- lésions de molécules banales, eau, graisse ou protéines banales.

II.2. Effets biochimiques sur l'ADN

L'Acide Désoxyribose Nucléique est formé de constituants en nombre limité, les nucléotides,

- 1 groupement phosphorylé,
- 1 sucre désoxyribose,
- 1 base parmi les quatre possibles (Adénine, cytosine, Guanine, Thymine).

Le message génétique est transmis à la cellule par les ARN messagers. Deux fois 23 chromosomes chez l'homme.

II.2.1. Effets radiochimiques

Les radiations ionisantes peuvent :

- modifier les bases, nature ou ordre (modification ou mutation ponctuelle) non visible au microscope
- rompre un brin ou les deux brins du chromosome ;
- créer un pont (cross-link) par fusion entre deux ruptures entre brins d'ADN.

II.2.2. Réparations

Les chromosomes sont constamment soumis à des agressions physiques (chaleur) ou chimiques de sorte que des mécanismes de réparation sont indispensables et assurés par des enzymes spécialisées.

II.2.3. Conséquences des lésions dues à l'irradiation

Mutation c'est-à-dire modification du patrimoine héréditaire : modification du patrimoine héréditaire transmis ou des facteurs de cancérogénèse.

Mort cellulaire très rapide pour des doses élevées. Incapacité à se diviser, donc mort retardée et reconnue après quelques semaines ou mois.

II.3. Action sur les cellules

II.3.1. Relation dose/effet

Les cellules soumises à l'irradiation souffrent par modification soit de leur composante spécifique (synthèse de molécules protéiques) soit du métabolisme banal (eau, graisse ou lipides de la paroi cellulaire). Pour les cellules d'organismes supérieurs, la dose efficace est beaucoup plus faible de l'ordre de 1 à 3 Gy.

II.3.2. Débit de dose faible

Une irradiation prolongée continue ou répétée à faible dose (moins de 0,5 Gy/heure) sur une culture ne produit que des effets difficilement mesurables ; or les irradiations rencontrées dans la vie courante sont souvent de ce type [2], irradiation professionnelle ou médicale les divergences sur leurs risques réels.

II.4. Effets tissulaires

Un tissu ne se conduit pas comme un ensemble simple de cellules : la lésion tissulaire n'est visible que lorsqu'un nombre élevé de cellules est détruit ; cet effet n'est visible qu'après un délai et une dose-seuil. Des cellules peuvent avoir perdu toute capacité de reproduction et garder leur valeur fonctionnelle ; donc l'effet dépend aussi de la durée de vie spontanée de la cellule.

Les cellules peuvent être distinguées en trois catégories en fonction des irradiations :

- cellules souches, très sensibles ;
- cellules en voie de maturation, peu sensibles ;
- cellules matures insensibles et gardant leur fonctionnalité.

II.4.1. Tissu hématopoïétique

- Les cellules souches irradiées ne fournissent plus de cellules différenciées ; celles-ci disparaissent après un certain délai.
- Les cellules différenciées (hématies) persistent jusqu'à leur mort naturelle et donc restent en circulation jusqu'à une centaine de jours ; n'étant pas renouvelées par suite de l'irradiation des cellules souches, leur nombre diminue progressivement ; ainsi s'explique la reconnaissance successive de la lymphopénie puis de l'anémie lors d'irradiations importantes.

II.4.2. Le foie

Les cellules hépatiques se multiplient peu ; elles meurent donc tardivement avec un délai commun à toutes, laissant un tissu détruit.

Dans les organes formés de tissu différent (tissu spécifique, nerveux, hépatique) et contenant des structures différentes (vaisseaux), les effets des radiations dépendent du rythme d'irradiation, des doses, du type de réaction de chaque composante. Les effets se conduisent comme avec un seuil.

III. Radioprotection et radiobiologie

III.1. Effets cliniques des radiations :

Les lésions radiques sont variées, action sur l'ADN ou sur des éléments chimiques banals, eau, graisse, tissu musculaire, organes redondants comme le foie ou très spécialisés comme le tissu nerveux. On distingue donc quatre catégories d'effets cliniques:

- effets somatiques proportionnels,
- effets somatiques aléatoires = cancers,
- effets génétiques,
- effets tératogènes.

III.1.1.1. Irradiation aiguë globale

C'est l'irradiation de l'ensemble du corps en une ou plusieurs fois

< 0,3 Gy : aucun effet sauf une baisse momentanée des lymphocytes.

< 1 Gy : les effets cliniques sont réversibles sans traitement. Hospitalisation inutile.

Entre 1 et 2 Gy : nausées, asthénie mais récupération en milieu médical et surveillance sans traitement.

> 2 Gy : les signes biologiques apparaissent et évoluent en quatre phases :

- initiale de 2 à 3 jours : nausée, fièvre, chute des lymphocytes et polynucléose neutrophile ;
- latence de quelques jours (doses élevées) à deux semaines (3,5 à 4,5 Gy soit DL 50) ;
- phase critique marquée par asthénie intense, fièvre élevée, ulcérations buccales. Dans le sang, globules blancs et plaquettes sont diminués : risques liés à l'anémie et aux infections ;
- phase de récupération : après une semaine d'aplasie, sa durée est variable.

➤ **En cas d'irradiation accidentelle**

- une désorientation et des signes neurologiques signifient une dose supérieure à 15 Gy,
- nausées et vomissements une dose supérieure à 1 Gy,
- baisse des lymphocytes au troisième jour une dose de 1 à 2,5 Gy,
- une altération du caryotype est reconnue et considérée comme fiable pour une dose supérieure à 0,3 Gy.

III.1.1.2. Irradiation aiguë partielle

- **Testicule** : la fonction endocrine n'est pas altérée pour des doses courantes.

Une oligospermie s'installe pour 0,3 Gy.

Stérilité temporaire (azoospermie) de 3 mois à 2 ans pour 2 Gy et définitive pour 6 Gy

- **Ovaire** : une ménopause artificielle est obtenue pour 15 Gy à 25 ans et 7 Gy à 40 ans.

Une irradiation importante mais n'entraînant pas de stérilité ne semble pas, chez l'animal, entraîner de lésions génétiques si l'on attend 1 à 2 ans.

- **Peau** : - dose érythème" utilisée autrefois en radiothérapie, 3 à 8 Gy

- alopecie temporaire 3 Gy

Définitive 10 Gy

- épidermite sèche 5 à 6 Gy

- Pour des doses supérieures à 10 Gy, des lésions vasculaires dermiques apparaissent au bout de quelques mois.

- **Organes profonds** : des lésions définitives apparaissent après radiothérapie pour des doses tissu :

- cœur 50 Gy

- rein 30 Gy

- poumon 25 Gy

- tube digestif 30 Gy fractionnés sur plusieurs semaines

- moelle épinière 40 Gy paraplégie après 2 ans

- cartilages de conjugaison altérés : 5 Gy

Rappel : les doses utilisées en radiothérapie varient selon les cas ; le radiothérapeute choisit le meilleur compromis entre une dose tumeur qui doit être obtenue :

- 40 à 50 Gy dans une maladie de Hodgkin,
- 80 Gy dans un carcinome du sein ou du poumon.

III.1.1.3. Irradiation chronique

Pour des irradiations prolongées sur de longues périodes, on n'observe des lésions que pour des doses supérieures à 0,5 rad / jour (5 mGy) et plusieurs Gy au total soit plusieurs années.

- **Peau** : les poils disparaissent, la peau est fine, sèche par disparition des glandes sébacées, fragile ; les premiers signes de radiodermite des chirurgiens ou dentistes sont la perte des poils de la main. Les cancers apparaissent pour des doses supérieures à 10 Gy, mais avec une faible fréquence [14].
- **Cataracte** : n'est jamais rencontrée pour des doses inférieures à 10 Gy par RX.
- **Longévité** : à Hiroshima, en dehors des cancers, aucun effet sur la longévité et aucune autre maladie n'a été constatée [2].

III.1.2.1. Avant la nidation :

Le retard de règle n'est pas survenu et donc une mort de l'œuf n'est pas reconnue : la lésion d'une cellule du blastocyte peut avoir deux destinées, soit elle entraîne la mort du blastocyte, ce qui n'est pas remarqué, soit la cellule meurt seule et le blastocyte se développe comme si rien n'était survenu.

III.1.2.2. Pendant l'organogénèse (formation des organes)

Du 10ème jour à la fin du deuxième mois :

- une lésion est identique quelle qu'en soit la cause (il n'y a pas de lésion caractéristique d'une cause),
- une lésion est toujours la même au même stade de développement (anomalie oculaire, des membres ou cardiaque).

Une irradiation importante pourrait produire des lésions, mais aucun cas clinique n'a encore été rapporté chez l'homme.

III.1.2.3. Stade Foetal

L'irradiation de fœtus pendant le traitement par curiethérapie de cancers du col utérin a montré qu'une dose de 25 à 50 rad entraîne une microcéphalie ou un retard mental.

Le retentissement semble pourtant essentiellement le cancer radio-induit, car les lésions somatiques telles qu'elles ont été décrites (microcéphalie) mettent en jeu des doses inconcevables en radiodiagnostic.

III.2. Les faibles doses et les cancers

Les risques liés aux faibles doses sont un sujet de controverse ; l'environnement ou l'écologie préoccupent car l'industrie nucléaire comme la médecine dispensent des doses faibles mais à une proportion très large de la population.

Il n'a pas été possible de montrer par des études individuelles des effets proportionnels pour des doses inférieures à 0,2 Gy [14]. Ces faibles doses ne font courir des risques que très peu visibles ou à un nombre très limité de personnes. Ces risques n'ont aucune spécificité et sont donc semblables à ceux qui sont déclenchés par d'autres facteurs environnementaux, tabac, alcool, toxiques industriels, alimentation, transports, etc.

Pour prévoir la fréquence des risques, on admet des hypothèses :

- les doses reçues se cumulent,
- les effets sont proportionnels aux doses,
- il n'existe pas de seuil,
- l'effet sur une population est la somme des effets pour chaque habitant.

III.3. Probabilité des cancers liés à l'irradiation

III.3.1. Estimation du risque

Un chiffre communément admis est :

- Si 10 000 hommes reçoivent chacun 1 rem sur une région du corps, 1 cancer serait déclenché sur cette région.

- D'autres admettent plutôt 100 000 homme.rem pour un cancer.
- Sur les données japonaises, le risque de leucémie est de 30 leucémies pour 10 000 hommes ayant reçu 1 Gy soit 30 cas pour 1 000 000 d'homme.rem (noter que 4 000 hommes ont reçu 1 Gy ou plus).

Selon les auteurs, l'irradiation médicale entraînerait entre 70 et 300 morts par cancer chaque année en France.

Hors du radiodiagnostic, des risques radiques spécifiques sont connus, la thyroïde et l'iode radioactif, l'os et le strontium 90.

III.3.2. Constatations cliniques

Un travail a consisté à comparer le nombre de cancers attendus avec ceux qui surviennent sur une population ayant reçu une dose élevée thérapeutique.

Organe étudié	Dose (Gy)	Cancers en excès	
		prédits	constatés
Vessie	30	475	85
Côlon	5	100	15
Estomac	2	60	3
Pancréas	1,5	25	9
Sein	0,35	37	-101
Thyroïde	0,15	50	15

Tabl.1. présente le résultat des Cancers secondaires chez 82 000 femmes traitées par radiothérapie pour cancer du col de l'utérus.

La dose reçue par chaque organe dépend de sa localisation par rapport à l'utérus irradié.

III.3.3. Modélisation du risque

Plusieurs modèles théoriques ont été proposés pour lier dose et effet.

L'hypothèse retenue de principe est celle de la proportionnalité linéaire de la dose et de l'effet ; si la dose est moitié, le risque est moitié. Il n'existe aucune dose sans risque[2].

L'effet peut être lié mathématiquement par une fonction plus [1] complexe :

- effet quadratique = $a \times \text{dose}^2$ (dose au carré),
- effet linéaire quadratique = $a \times \text{dose}^2 + \text{dose}$.

Dans ces deux cas, l'effet est très faible à dose faible et proche du linéaire à forte dose.

III.4. Effets génétiques

Les mutations spontanées ne sont pas exceptionnelles (3 % des naissances ont une anomalie génétique) ; elles se manifestent différemment selon leur caractère dominant, récessif, la régularité des apparitions, le type (chromosomique ou génique).

Les mutations ou lésions chromosomiques ont des causes autres que les radiations (alimentation et drogues, chaleur, etc...).

Ces causes interviennent différemment selon les espèces et l'on doit éviter de transposer entre espèces [14]. Les risques génétiques sont 3 fois moindres que le risque de cancers.

IV. Conclusion :

Tout exposé sur les dangers de l'irradiation ouvre une polémique. La majorité des gens, y compris les médecins ont une opinion sur le sujet, sans même avoir commencé à essayer de le comprendre. On est généralement contre le *SCPRI*, organisme gouvernemental français, contre le Pr X défendant sa spécialité, contre les radiologues qui gagnent de l'argent avec les examens qui leur sont demandés par les médecins. Or le *SCPRI* ne défend que les positions admises par des experts mondiaux (*CIPR*), le Pr X est un meilleur connaisseur du cancer d'une part et des radiations d'autre part, les radiologues ne font qu'exécuter les actes qui leur sont demandés. Souligner de manière automatique que les rayons X sont dangereux pour valoriser *l'IRM* relève de la propagande et non pas de l'information. Il est exceptionnel qu'une discussion se fasse sans *excommunication*. Il est inacceptable que les radiodiagnosticiens, par contre, n'aient pas les connaissances physiques et pathologiques minimales.

Les rayons X comportent un risque, probablement très faible ; notre pratique doit réduire ce risque pour les malades ; sauf cas particulier, ce risque est aujourd'hui absent pour les opérateurs qui respectent les règles officielles.

Les dangers potentiels dûs aux rayonnements ionisants et RX diagnostiques en particulier sont certains, démontrés. Ils imposent de réduire chaque fois que cela est possible l'exposition, par une amélioration technique, une limitation du nombre d'examens, et particulièrement des examens systématiques.

Le risque lié aux faibles doses est moins démontré. Mais simultanément ce risque ne doit pas être surestimé ; le rapport entre le risque des RX diagnostiques et le bénéfice attendu est très favorable.

V. Les grilles antidiffusantes

Le rayonnement diffusé peut représenter à la sortie du malade 5 fois le rayonnement direct qui porte l'information. Le rayonnement diffusé altère l'image. Supprimer la majeure partie de ce rayonnement diffusé est donc une nécessité [5].

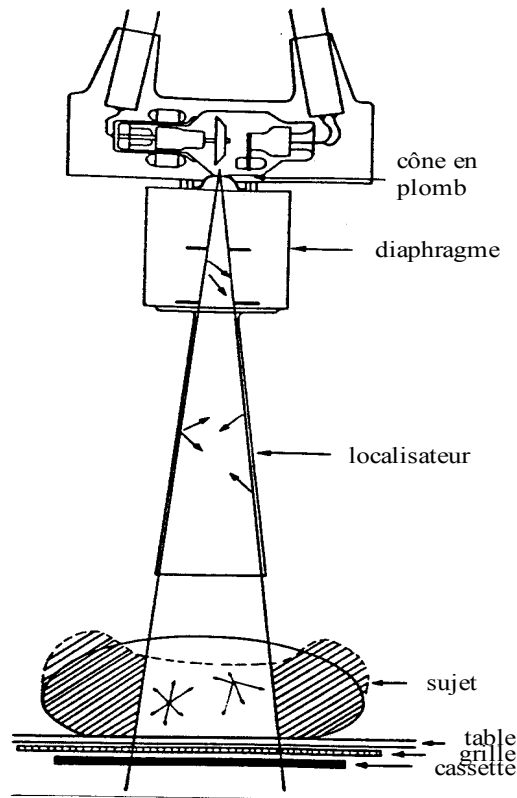


FIG.II.2: origine du rayonnement diffusé, volets du diaphragme, limites du localisateur, volume du sujet, matériel entre sujet et film

V.1. Performance des grilles

Les caractéristiques différentes et contradictoires des grilles aboutissent à des performances qui doivent être évaluées.

V.2. Choix des grilles

Le prix des grilles antidiffusantes, leur fragilité, les précautions d'emploi imposent un choix soigneux. Les propositions suivantes ne font qu'aborder le problème.

V.2.1. Clichés au lit, en salle d'opération

Grille parallèle à rapport faible (5), ainsi les erreurs de centrage seront minimisées. Une erreur de quelques centimètres ou degrés n'empêche pas un rayon d'être orthogonal quelque part sur la grille. L'exposition n'est pas trop élevée et l'exigence de qualité n'est pas maximale. Les grands formats sont déconseillés.

V.2.2. Clichés osseux

Un rapport moyen (7 ou 8) de grille mobile focalisée à 110 cm permet de répondre aux besoins habituels avec quelques réserves pour certains clichés en téléradio. On admet généralement que la qualité d'image sans grille est suffisante pour toutes les régions des membres plus minces qu'un genou de sujet mince ; en fait même les radios de cheville ou de coude peuvent gagner à l'emploi de grilles si l'on accepte l'augmentation (modérée) d'irradiation dans une région moins sensible que le tronc.

V.2.3. Clichés pulmonaires

Le meilleur choix actuel est certainement une grille focalisée à 150 ou 180 cm, fixe à lames très fines et nombreuses (60 lames au cm), invisibles à la lecture, elles permettent l'emploi de temps de pose très courts. La grille croisée (2 fois 5 ou 7) est également un excellent choix quoique très spécialisé. Les résultats du compromis pour tenter de réaliser des clichés de poumons (180 ou 200 cm, R=12) et d'os (100cm, R=8) ne sont pas satisfaisants, une des catégories de clichés donnant obligatoirement un effet grille.

V.2.4. Radiologie vasculaire (classique ou sur AL)

La grille fixe de rapport moyen (8 à 10) mais fine (40 à 60 lames / cm) s'impose. Il est souhaitable de réduire l'exposition avec une excellente transmission "T", la trame d'une grille semi-fine n'est pas réellement gênante en radiologie vasculaire classique.

V.2.5. Radiologie digestive

Une première réflexion ferait choisir des paramètres (rapport, finesse) élevés ; mais à haute tension, des lames de plomb trop fines n'atténueraient pas suffisamment le rayonnement oblique (à haute tension 30 à 40 microns de plomb réduisent le rayonnement X à 1/10 de sa valeur initiale seulement). Une grille ayant un rapport trop élevé aurait un facteur [2] de *Bucky*

élevé, sans augmenter réellement la sélectivité. Une grille à rapport 10 à 12, mobile et contenant beaucoup de plomb est le bon choix.

V.2.6. Cas particuliers

Des problèmes particuliers spécifiques tels que la radiographie bidirectionnelle simultanée ont pu justifier l'emploi de 2 groupes de grilles croisées.

V.3.CONCLUSION :

La lutte contre le rayonnement diffusé est avant tout :

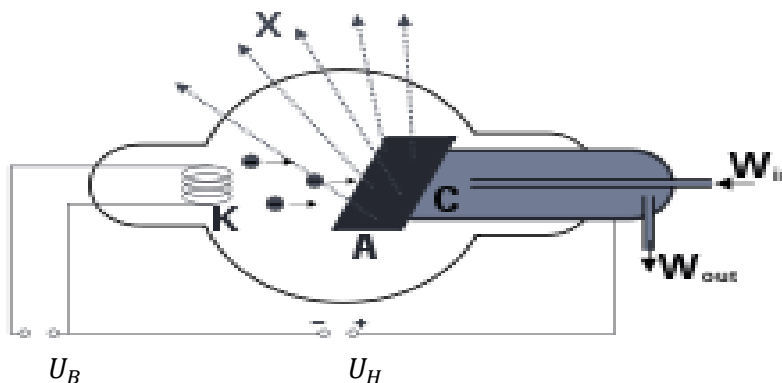
- la réduction du volume irradié (action sur le faisceau primaire) ;
- secondairement, le choix d'un procédé d'élimination du diffusé, grille ou espace ;
- accessoirement, le choix d'un kilovoltage.

Ce n'est qu'ensuite que l'on cherchera à éliminer par grille anti-diffusante ou autre moyen d'anti diffusion.

Partie pratique : Rayons X :

Un tube à RX est constitué d'une cathode émettrice d'électron et d'une anode en tungstène. On applique entre la cathode C et l'anode A une tension accélératrice qui peut varier entre 50kv et 100kv. (Tube de Coolidge dans lequel règne un vide 10^{-4} Pa)

Les électrons sont émis par un filament de tungstène chauffé par un courant électrique (effet joule) produit par la tension U_B . le schéma suivant explique ce fonctionnement :



U_B : basse tension de chauffage du filament

U_H : haute tension d'accélération des électrons

Le filament joue le rôle de cathode K .on établit entre la cathode et l'anode une tension élevée U_H . Celle-ci accélère les électrons émis par le filament .les électrons accélérés frappent l'anode.La plus grande partie de la puissance électrique (99%) est désignée sous forme de chaleur dans l'anode. le tube est refroidit par une circulation d'eau.

1)La force électrique à laquelle sont soumis les électrons se dirige de la cathode vers l'anode et le travail de cette force en fonction de la tension accélératrice U_H :

$$\vec{E} = -\overrightarrow{\text{grad } v} = -\frac{U_H}{d} = E \text{ dans le cas unidimensionnel}$$

$$\vec{F} = e \cdot \vec{E} \text{ Se dirige bien de K vers A}$$

$$F = e \cdot E \rightarrow F = -e \left(\frac{-U_H}{d} \right) = e \cdot \frac{U_H}{d}$$

$$w = F \cdot d \rightarrow w = e \cdot \frac{-U_H}{d} \cdot d = e \cdot U_H$$

$$w = e \cdot U_H$$

2) L'expression de l'énergie cinétique des électrons arrivant sur l'anode et calculer en eV et en J la variation de cette énergie :

Le théorème de l'énergie cinétique donne :

$$\Delta E_c = E_{c \text{ finale}} - E_{c \text{ initiale}} = e \cdot U_{Ac} = w$$

$$\frac{1}{2} w \cdot v_f^2 - \frac{1}{2} w \cdot v_i^2 = e \cdot U_{Ac} = w$$

$$E_{c \text{ finale}} = e \cdot U_{Ac}$$

U_{Ac} (V)	$E_{c \text{ finale}}$ (eV)	$E_{c \text{ finale}}$ (J)
50 kV = $5 \cdot 10^4$ V	$5 \cdot 10^4$ eV	$1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 5 \cdot 10^4 = 8 \cdot 10^{-15}$ J
100 kV = 10^5 V	10^5 eV	$1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 10^5 = 1,6 \cdot 10^{-14}$ J

3) le spectre d'émission des rayons X est formé d'un spectre Continu sur lequel se superposent des raies caractéristiques intenses.

Les électrons sont brutalement freinés dans l'anode. En admettant que leur énergie est intégralement convertie en énergie de rayonnement X, la longueur d'onde minimale λ_0

émise est donné par : $\lambda_0 = \frac{hc}{k}$

Où k est une fonction de h, de c et de e. et sa valeur se calcule de la manière suivante :

Energie du rayonnement X :

$$E = h\nu = h \frac{c}{\lambda_0} = eU \rightarrow \lambda_0 = \frac{hc}{eU} \text{ Soit } \lambda_0 = \frac{k}{U} \text{ avec } k = \frac{hc}{e}$$

$$k = \frac{6,63 \cdot 10^{-34} \cdot 3 \cdot 10^8}{1,6 \cdot 10^{-19}} = 1,24 \cdot 10^{-6} \text{ v.m}$$

4) La longueur d'onde λ_0 pour les deux valeurs de la tension accélératrice donnée :

U_{AC} (V)	λ_0 (m)
50kv= $5 \cdot 10^4$ v	$1,24 \cdot 10^{-6} / 5 \cdot 10^4 = 2,48 \cdot 10^{-11}$
100kv= 10^5 v	$1,24 \cdot 10^{-6} / 10^5 = 1,24 \cdot 10^{-11}$

5) on admet que l'énergie de photons vaut 2/3 de l'énergie, et on donne pour les 2 tensions accélératrices l'énergie photoniques en ev et en J.

U_{AC} (v)	E (ev)	E (J)
50kv= $5 \cdot 10^4$ V	$\frac{2}{3} * 5 \cdot 10^4 = 3,3 \cdot 10^4$ ev	$1,6 \cdot 10^{-19} * 3,3 \cdot 10^4 = 5,33 \cdot 10^{-15}$ J
100kv= 10^5 V	$\frac{2}{3} * 10^5 = 6,7 \cdot 10^4$ ev	$1,6 \cdot 10^{-19} * 6,7 \cdot 10^4 = 1,07 \cdot 10^{-14}$ J

6) la puissance consommée par le tube vaut 1500w.son rendement est du 2% lorsque la tension accélératrice vaut U=100kv.

on calcule l'intensité du courant anodique ;onen déduit le nombre d'électron se déplaçant de la cathode vers l'anode en 1sec .

$$I = \frac{P}{U} = \frac{1500}{10^5} = 1,5 \cdot 10^{-2} A$$

La quantité d'électricité correspondante est :

$$Q = I \cdot t = 1,5 \cdot 10^{-2} * 1 = 1,5 \cdot 10^{-2} C$$

- La charge d'une mole d'électron est: 96500C
- Le nombre de mole d'électron est donc :

$$\eta_m = \frac{1.5 \cdot 10^{-2}}{96500} = \frac{Q(\text{electricite})}{\text{charged'unmole}}$$

$$\eta_m = 1.55 \cdot 10^{-7} \text{ mole.}$$

➤ Le nombre d'électron est donc :

$$\eta_e = \eta_m(\text{mole } \acute{e}) * N_A = 1.55 * 10^{-7} * 6.02 * 10^{23}$$

$$\eta_e = 9.4 * 10^{16} \acute{e}.$$

Puisque dans une mole d'électron on a $N_A = 6.02 * 10^{23} \acute{e}$

7) puissance émise par le tube sous forme de rayonnement :

La plus grande partie de la puissance électrique est dissipée sous forme de chaleur (98%). la puissance émise sous forme de rayonnement est donc : **1500*0,02=30w**

8) l'énergie moyenne d un photon émie est de 60Kev, le nombre des électrons du courant anodique se calcule de la manière suivante.

$$E_p = 60\text{Kev} = 6 * 10^4 * 1.6 * 10^{-19}$$

$$E_p = 9.6 * 10^{-15} \text{ J}$$

➤ L'énergie des photons transmis en 1s est :

$$W = \frac{p}{t} = \frac{30}{1s} = 30 \text{ J}$$

➤ Le nombre de photons transmis en 1s est :

$$n_p = \frac{30}{9.6 * 10^{-15}} = 3.12 * 10^{15} \text{ photons}$$

* n_p vaut 3.3% du nombre des électrons n_e du courant anodique.

9) un faisceau de RX traversant l'organisme est atténué par effet photo électrique et Compton l'atténuation dépend de la densité du milieu, de la nature des atomes des tissus et de l'énergie du faisceau de RX.

*la loi de l'atténuation d'un faisceau monochromatique par un objet de densité uniforme est donnée par :

$$I = I_0 e^{-\mu L}$$

I_0 : Flux de RX incidents

I : flux de RX sortant

μ : coefficient d'atténuation linéique du milieu

L : épaisseur du milieu traversé

*on définit la grandeur CDA ou couche de demi atténuation par l'épaisseur de la matière en mètre atténuant d'un facteur de 2 le nombre initial de photons (On divise par 2 l'énergie des photons initiaux)

*on définit la grandeur CDT ou couche de déci transmission d'épaisseur de la matière atténuant d'un facteur de 10 le nombre initial de photons.

******soit le tableau suivant :**

Matériau	eau	Aluminium	cuivre	plomb
Coefficient d'atténuation massique ($\mu/\rho g^{-1} cm^2$)	0.205	0.278	14.2/8.92= 1.59	5.02
Masse volumique ρ (g/cm^{-3})	1.0	0.751/0.278= 2.70	8.92	11.3

Coefficient d'atténuation linéique $\mu(cm^{-1})$	0.205	0.751	14.2	14.2
Couche de demi atténuation CDA (cm)	3.38	0.953	$4.88 \cdot 10^{-2}$	$1.22 \cdot 10^{-2}$
Couche de déci transmission CDT	11.2	3.1	0.16	0.04

$$* \frac{1}{2} I_0 = I_0 e^{-\mu \cdot CDA}$$

$$* \log \frac{1}{2} = -\mu \cdot CDA \quad \Longrightarrow \quad \log 2 = \mu \cdot CDA$$

$$CDA \text{ (eau)} = \frac{\log 2}{\mu} = \frac{\log 2}{0.205} = 3.35 \text{ cm}$$

$$CDA \text{ (cuivre)} = \frac{\log 2}{\mu} = \frac{\log 2}{14.2} = 4.88 \cdot 10^{-2} \text{ cm}$$

$$CDA \text{ (plomb)} = \frac{\log 2}{\mu} = \frac{\log 2}{56.7} = 1.22 \cdot 10^{-2} \text{ cm}$$

$$* \frac{I_0}{10} = I_0 e^{-\mu \cdot CDT}$$

$$\log \frac{1}{10} = -\mu \cdot CDT \quad \Longrightarrow \quad \log 10 = \mu \cdot CDT$$

$$CDT \text{ (eau)} = \frac{\log 10}{\mu} = 11.2 \text{ cm}$$

$$CDT \text{ (cuivre)} = \frac{\log 10}{\mu} = 0.16 \text{ cm}$$

$$CDT \text{ (plomb)} = \frac{\log 10}{\mu} = 0.04 \text{ cm}$$

$$CDT \text{ (Al)} = \frac{\log 10}{\mu} = 3.1 \text{ cm}$$

Après traverser de 1cm de chair $\implies I_3 = 0.14 e^{-0.213 \cdot 1}$

$$= 0.11 \text{ w/m}^2$$

*Ou encore additionnant les produits μL

$$0.213 \cdot 1 + 0.519 \cdot 2 + 0.213 \cdot 1 = 1.464$$

$$I = 0.5 e^{-1.464} = 0.116 \text{ w/m}^2$$

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-\mu_1 L_1}$$

$$I_2 = I_1 \cdot e^{-\mu_2 L_2} = I_0 \cdot e^{-\mu_1 L_1} \cdot e^{-\mu_2 L_2}$$

$$I_3 = I_2 \cdot e^{-\mu_3 L_3} = I_0 \cdot e^{-\mu_1 L_1} \cdot e^{-\mu_2 L_2} \cdot e^{-\mu_3 L_3} = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 L_1 + \mu_2 L_2 + \mu_3 L_3)}$$

CHAPITRE III :

**LA RADIOLOGIE
CONVENTIONNELLE**

I. Introduction :

I.1. Radiologie conventionnelle :

La radiologie conventionnelle est la technique d'imagerie médicale la plus ancienne qui soit. Elle remonte aux origines de la physique des rayons X, découverts en 1895 par Wilhelm Röntgen, ce qui lui vaudra en 1901 le tout premier prix Nobel de l'histoire. L'image qu'il prit de la main de son épouse le 8 novembre 1895 est historique [6] et représente clairement l'origine de cette remarquable discipline



FIG.III.1.le premier cliché radiologique

La radiologie supposant un objet à explorer placé entre un tube émetteur et un détecteur quel qu'il soit, on parlera de "radiologie conventionnelle" lorsque tube et détecteur sont plutôt fixes ou en mouvement de translation lente. Outre la radiologie classique ou la fluoroscopie, ceci inclut des applications dédiées comme la mammographie ou l'ostéodensitométrie. Cela exclut la tomodensitométrie, considérée comme une technique à part entière et qui sera vue ailleurs

dans le chapitre "scanner". On notera aussi que de nos jours l'imagerie médicale s'est considérablement élargie et ne se limite plus bien entendu au seul usage des rayons X: scintigraphie, IRM, échographie.....

I.2.la radiographie conventionnelle en médecine :

La radiologie conventionnelle pour désigner les examens diagnostiques utilisant un tube à rayons X classique servant à réaliser des images bidimensionnelles, radiographiques ou fluoroscopiques. La radiologie conventionnelle comprend la radiologie standard qui concerne les examens radiographiques standards, dont la réalisation obéit à des protocoles reconnus de manière internationale.

* L'utilisation de source radiogène (rayonnement X ou tube à Rayon X) et de l'informatique en médecine a beaucoup aidé à un meilleur diagnostique des patients. Les éléments essentiels de la formation de l'image en médecine sont :

- Le patient (Tissu, Os, Air)
- Le tube à Rayon X ou la Source Radioactive (faisceau incident)
- Le détecteur à Rayon X. (Film, détecteur à gaz ou semi-conducteur) [7].

II.Formation de l'image en radiologie conventionnelle :

Il y a trois facteurs sont indispensables à la formation d'une image radiologique :

- le foyer source du faisceau de RX.
- l'objet radiographié, dont on veut former une image, habituellement une région anatomique.
- le récepteur, film le plus souvent, mais progressivement remplacé par des procédés électroniques, qui supportent l'image utile [8].

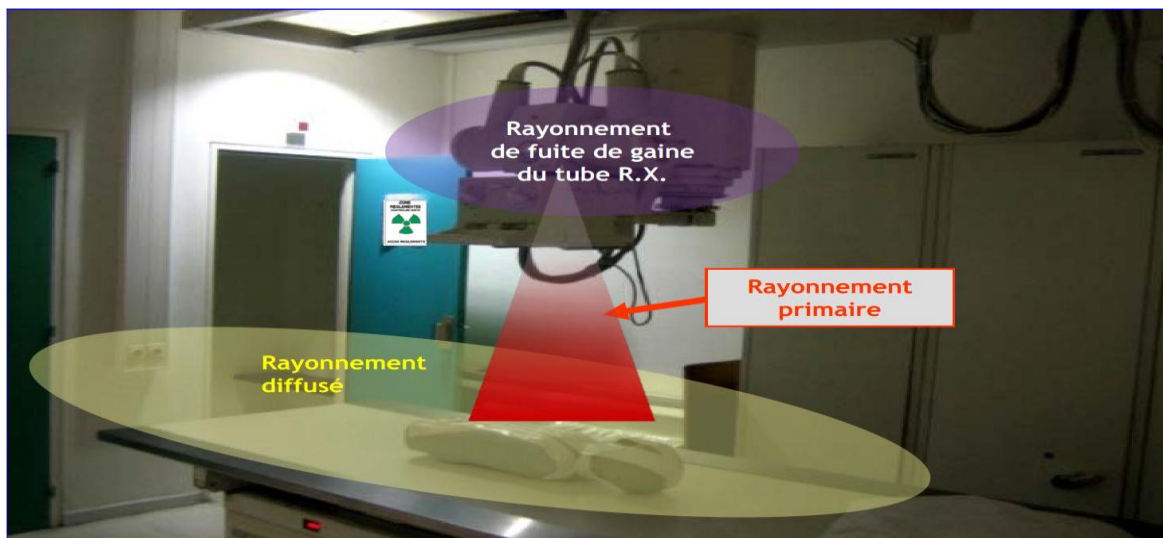


FIG.III.2.Exemple d'un radiologie conventionnelle et ses rayonnements

II.1.Formation de l'image :

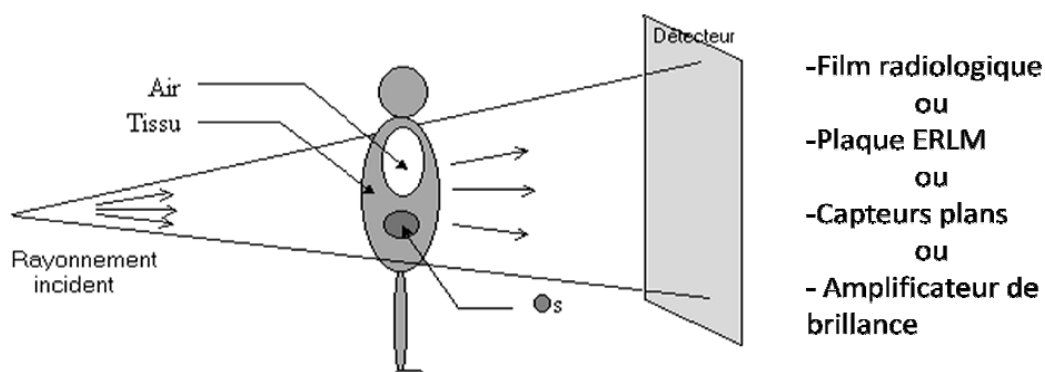



FIG.III.3.Formation de l'image radiante

Lorsque le faisceau incident homogène de rayons X traverse un milieu qui présente des variations d'épaisseur, de densité et de composition atomique, il subit une modulation. Cette modulation constitue l'image radiante, elle ne dépend que de la composition spectrale du faisceau et de la nature du milieu traversé. Cette image radiante peut être considérée indépendante du type de détecteur utilisé.

Le contraste de l'image radiante est directement lié à la différence des coefficients linéaires d'atténuation (énergie du rayonnement, composition du milieu)[8].

Tab.3.le tableau détermine le contraste C

I_0  Epaisseur x	<p><u>Contraste C</u></p> $C = \frac{ I_2 - I_1 }{I_2 + I_1}$ <p>$I_1 \sim I_0 (1 - \mu_1 x)$</p> <p>$I_2 \sim I_0 (1 - \mu_2 x)$</p> <p>$C \approx \frac{1}{2} (\mu_1 - \mu_2) x$</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Milieu</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Muscle</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>Graisse</td> <td>0.9</td> </tr> <tr> <td>Os</td> <td>1.8</td> </tr> <tr> <td>Poumon</td> <td>0.3</td> </tr> </tbody> </table>	Milieu		Muscle	1	Graisse	0.9	Os	1.8	Poumon	0.3
Milieu												
Muscle	1											
Graisse	0.9											
Os	1.8											
Poumon	0.3											

II.2. Loi de Beer-Lambert

L'intensité du rayonnement X diminue lors de la traversée de la matière, à cause d'un certain nombre d'interactions avec le milieu qui seront décrites ultérieurement. L'atténuation des rayons X par la matière est donnée par la loi de Beer-Lambert :

$$\phi = \int_E \phi_0(E) e^{-\int_{SD} \mu(l,E) dl} dE$$

Dans cette équation, ϕ_0 est le flux incident qui est fonction de l'énergie E, μ est le coefficient d'atténuation qui dépend du matériau traversé et de l'énergie, et SD est la droite source détectrice représentée (**fig.III.3**).

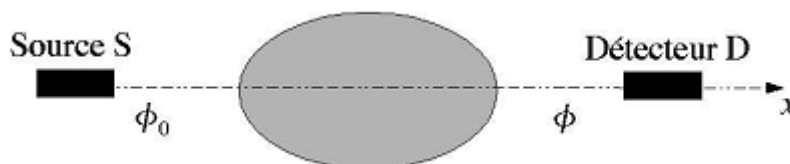


FIG.III.4. Illustration de la loi de Beer-Lambert

Dans le cas d'un rayonnement monochromatique, une mesure de $\ln\left(\frac{\phi_0}{\phi}\right)$ donne alors théoriquement exactement l'intégrale de μ sur la droite S-D. En réalisant cette mesure pour chaque pixel du détecteur numérique 2D, on forme ainsi une image décrivant l'atténuation subie par les rayons X en traversant[5] le patient (fig.III.4).

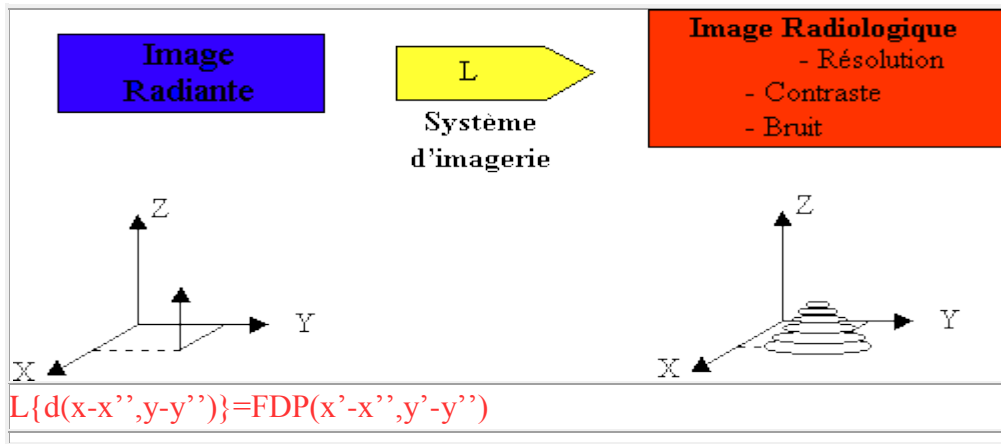


FIG.III.5 – Exemple d'une radiographie 4096*4096 acquise sur détecteur numérique, sur une dynamique de 12 bits. La taille du pixel est 100m.

III.Transformation de l'image radiante en image radiologique

Cette transformation introduit la notion de détecteur :

- Film radiologique,
- Intensificateur de luminance,
- Matériau photostimulable,
- Détecteur « électrostatique ».



Détecteur Analogiques (film radio).
 Détecteur Numériques (Systèmes photostimulables).

FIG.III.6. explique la transformation de l'image radiante à une image radiologique

III.1. Le film radiologique

Le film radiologique est le détecteur de rayon X le plus répandu, il occupe aujourd'hui encore une place très importante dans l'imagerie par rayons X.

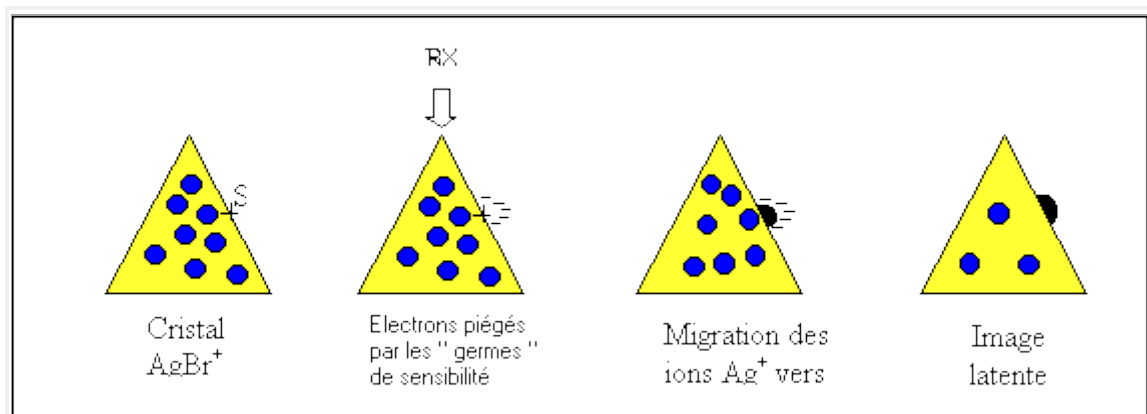


FIG.III.7. Fonctionnement du film radiologique

IV. Chaîne d'acquisition radiologique :

IV.1. Facteurs impactant la dose : chaîne d'acquisition

- Le rendement d'un écran de scopie est $\sim 5\%$.
- Transformation d'énergie électrique en RX dans le tube : rendement $< 1\%$.
- L'émission de RX est distribuée dans toutes les directions de l'espace (360°) et seule une très petite partie d'angle solide ($\sim 15^\circ$) [10] est utilisée à la sortie du tube : 2% du RX sort du tube.
- 95 à 99% du RX est atténuée par le sujet radiographié.
- Rendement global $1\% \times 2\% \times 3\% \times 5\% = 3 / 10\,000\,000$

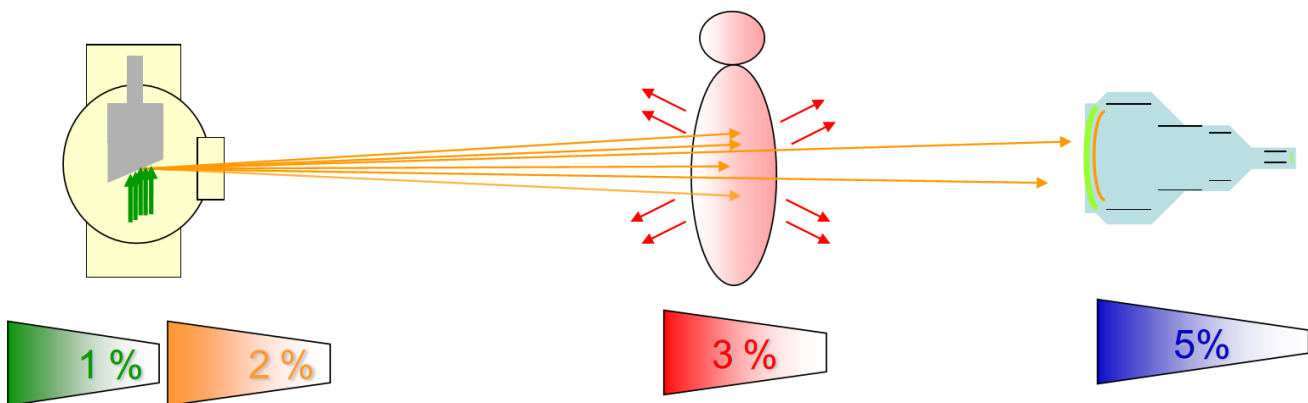


FIG.III.8.Schéma donne le rendement d'une chaîne d'acquisition

IV.2.Détection du rayonnement X

Après avoir traversé et interagi avec le patient, les rayons X peuvent être collectés de différentes manières :

1. A l'aide d'un film:

Le degré de noircissement d'un film radiographique est proportionnel à la dose de rayonnement ayant impressionné l'émulsion pendant l'examen. Cette dernière dépend directement de la structure de l'objet étudié et de l'atténuation du milieu. Le film est encore largement utilisé en radiographie, et a constitué l'élément de base en tomosynthèse jusqu'au développement des capteurs numériques.

2. Par un intensificateur d'image radiologique :

Qui effectue une transformation photons X !photons visibles ! Électrons. Une fois ces électrons amplifiés, ceux-ci viennent former une image visible sur un écran fluorescent alors filmé par une caméra.

3. Par un détecteur à conversion indirecte :

Qui permet à l'aide d'un écran scintillateur de convertir les photons X en photons lumineux. Ceux-ci sont ensuite redirigés via une optique vers une caméra CCD (Charge Couple Device) ou une matrice de photodiodes qui assurent à la fois la création des charges électriques mais aussi la collection des charges. Ces charges sont ensuite transférées pixel par pixel sur un registre de sortie avec la conversion analogique digitale. On peut alors former une image numérique.

4. Par un détecteur à conversion directe :

Basé sur une conversion directe photons X !électrons. Cette technique présente des avantages certains en terme taux de conversion et de résolution. La collecte des charges est réalisée par une matrice dite TFT (Thinfilm Transistor) qui permet de collecter les charges au niveau d'un pixel, puis d'adresser les différents pixels pour en faire la lecture avant la conversion analogique/digitale.

5. La technologie basée sur les systèmes FPD :

(Flat Panel Detector) repose sur l'utilisation dematrices de lecture de charges grande surface en Silicium Amorphe pour réaliser [11]les matrices TFT. Les récents détecteurs permettent d'acquérir des séquences d'images à quelques images par seconde, ce qui peut être intéressant en tomosynthèse où l'on vient acquérir un ensemble de projections. Ce procédé doit être rapide afin d'éviter tout bougé du patient.

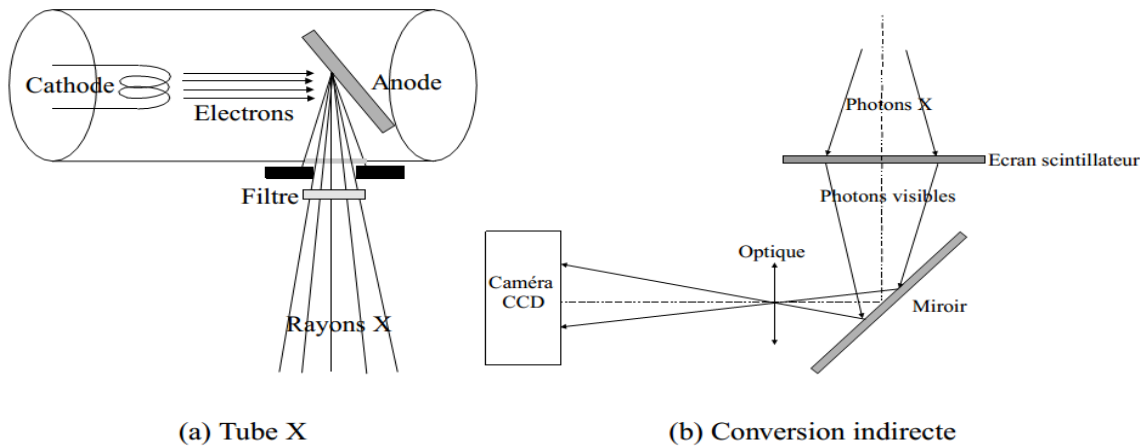


FIG.III.9. Production et détection de rayonnement X

V. Facteurs impactant : paramètres d’acquisition :

C’est le tableau des paramètres d’acquisition nécessaire dans la radiologie conventionnelle :



FIG.III.10. tableau des paramètres d’acquisition

- Diminuer la dose peut se faire en diminuant le nombre de photons (mAs) ou en diminuant leur énergie (kV).

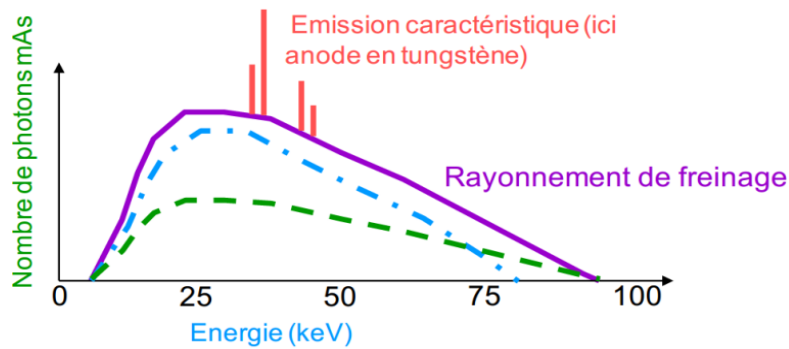
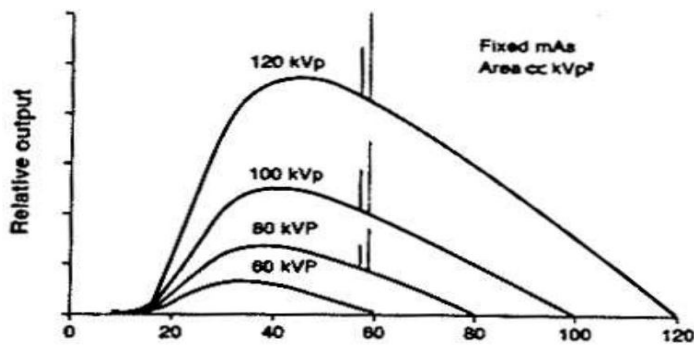
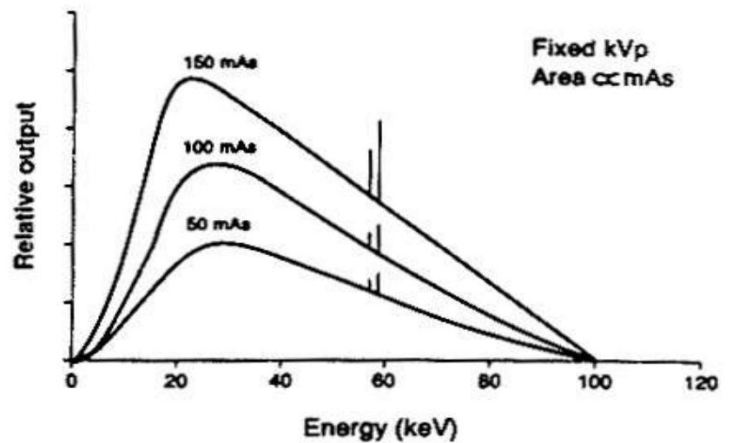


FIG.III.11.Courbe de nombre de photons en fonction d'énergie

Baisser le nombre de mAs permet de réduire d'autant la dose au patient ($mAs / 2 \Rightarrow Dose / 2$) alors que baisser les kV ne baisse la dose que de qq %.Par contre baisser les mAs baisse le noircissement, compensable en partie[10] en augmentant la luminosité, donc les kV.



Effet de la variation de la H.T.
(cible tungstène et mAs constants).



Effet de la variation des mAs
(cible tungstène et H.T. = 100 kV).

V.1.Optimiser les mAs et les kV : exemple sur ERLM



60 kV – 24 mAs
De : 2.5 mGy



80 kV – 9 mAs
De : 1.7 mGy



90 kV – 7 mAs
De : 1.6 mGy

FIG.III.12.Exemple de radiographie du crane sur capteur plan

V.2.Optimiser les mAs et les kV : exemple sur capteur plan



60 KV – 71 mAs
De : 0.80 mGy



80 KV – 14 mAs
De : 0.44 mGy



90 KV – 8 mAs
De : 0.37 mGy

FIG.III.12.Exemple de radiographie du crane sur capteur plan

VI. EN RADIOLOGIE CONVENTIONNELLE: PRODUIT DOSE X SURFACE (PDS) :

1. Produit dose x surface (PDS) :

Le produit dose x surface (PDS) est une grandeur dosimétrique spécifique à la radiologie conventionnelle. Le PDS est égal au produit de la dose absorbée dans l'air à une distance d du foyer du tube à rayon X, par la surface du champ exposé à cette même distance.

Il est mesuré à l'aide d'une chambre d'ionisation à transmission, située en sortie du tube à rayons X. Il est indépendant de la distance à laquelle on le mesure [16].

L'unité du PDS est le Gy.m².

2. Dose absorbée (D)

La dose absorbée est l'énergie cédée par les rayonnements ionisants dans la matière, par unité de masse de cette dernière. Le terme « dose moyenne » utilisé dans ce rapport désigne la dose absorbée moyenne reçue par un tissu ou un organe.

L'unité de dose absorbée est le gray (Gy). Un sous-multiple fréquemment utilisé en radiologie est le milligray (mGy).

3. Dose efficace (E)

La dose efficace (E) est la somme des doses équivalentes pondérées délivrées par exposition interne et externe aux différents tissus et organes du corps mentionnés dans l'arrêté du 1^{er} septembre 2003 définissant les modalités de calcul de la dose efficace. Elle est définie par la formule :

$$E = \sum (w_T \times \sum (w_R \times D_{T,R}))$$

Où :

- $D_{T,R}$ est la moyenne pour l'organe ou le tissu T de la dose absorbée du rayonnement R ;
- w_R est le facteur de pondération pour le rayonnement R et w_T est le facteur de pondération pour le tissu ou l'organe T.

Les valeurs appropriées de w_T et w_R sont fixées dans l'arrêté du 1^{er} septembre 2003. En radiologie, w_R est égal à 1.

Dans le domaine particulier de la radiologie : $E = \sum (w_T \times D_T)$

L'unité de dose efficace est le sievert (Sv). Un sous-multiple fréquemment utilisé est le millisievert (mSv).

4. Indice de dose scanographique (IDSV ou $CTDI_{vol}$)

Le $CTDI_{vol}$ est une grandeur dosimétrique spécifique à la scanographie. Il caractérise la dose absorbée moyenne délivrée dans chaque coupe, en prenant la compte les coupes précédentes et suivantes. L'unité usuelle du $CTDI_{vol}$ est le milligray (mGy).

5. Produit dose X longueur (PDL)

Le produit dose x longueur (PDL) est une grandeur dosimétrique spécifique à la scanographie. Le PDL est égal au produit du $CTDI_{vol}$ par la longueur explorée.

L'unité usuelle du PDL est le mGy.cm.

6. Niveau de référence diagnostique (NRD)

Les niveaux de référence diagnostiques sont des niveaux indicateurs servant de guide pour la mise en œuvre du principe d'optimisation. En radiologie, ils sont définis par des valeurs de dose absorbée à la peau du patient ou par des valeurs de produit dose x surface, selon l'arrêté du 12 février 2004[12].

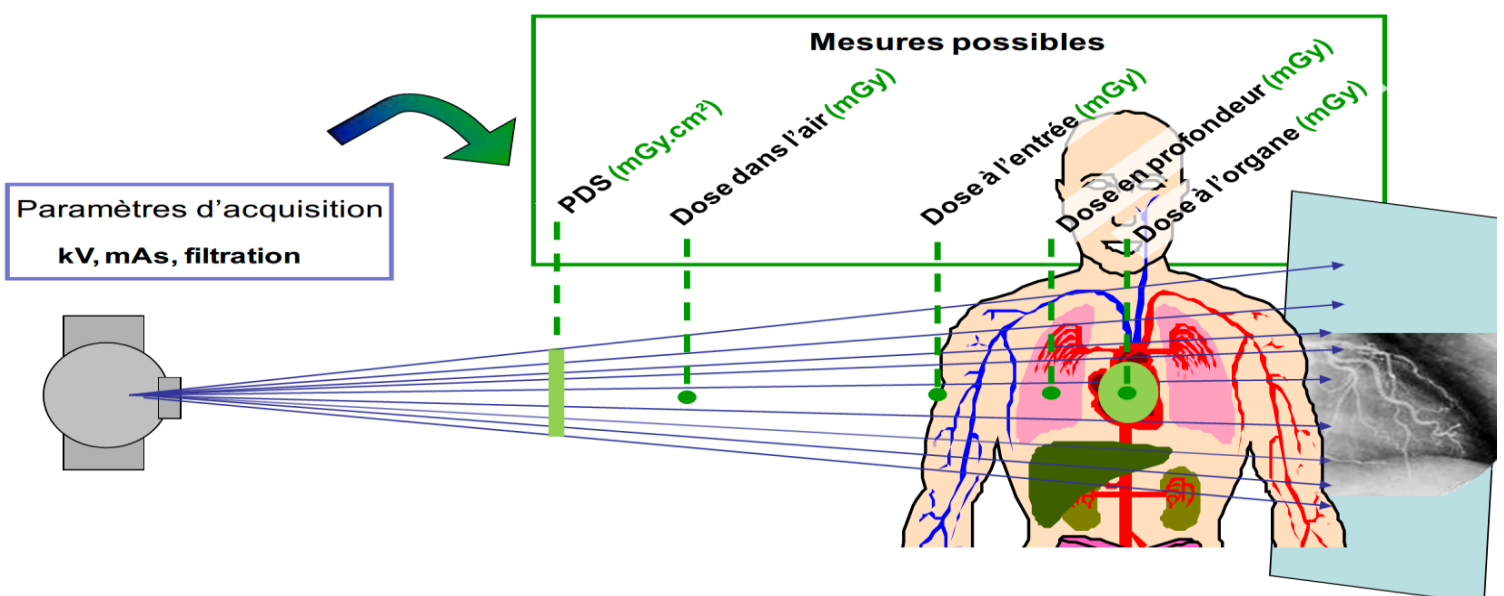


FIG.III.13.Schéma des mesures possibles en radiologie conventionnelle

VII. Etude proposée des types d'actes radiologiques conventionnelle :

Compte tenu du nombre de données recueillies, l'étude a porté sur les types d'actes radiologiques suivants:

VII.1.1. Chez l'enfant:

- radiographie du thorax (codeZBQK002), enfant de 5kg (± 2).
- radiographie du thorax (codeZBQK002), enfant de 10 kg (± 3).
- radiographie du thorax (codeZBQK002), enfant de 20 kg (± 3).

VII.1.2.Chez l'adulte:

- Radiographie Du Thorax (Codezbqk002).
- Radiographie Du Thorax Avec Radiographie Du Squelette Du Thorax (Codeljqk002).
- Radiographie De L'abdomen Sans Préparation (Codezcqk002).
- RadiographieDu Segment Lombaire De La Colonne Vertébrale Selon 1 A 3 Incidences (LFQK002),
- Radiographie Du Segment Cervical De La Colonne Vertébrale Selon 3 Incidences Ou Plus (Codeldqk002),
- Radiographie De La Ceinture Scapulaire Et/ou De L'épaule Selon 1 Ou 2 Incidences (Codemaqk003),
- Radiographie De La Main Ou De Doigt (Codemdqk001),
- Radiographie Du Poignet Selon 1 Ou 2 Incidences (Codemgqk003),
- Radiographie Du Coude Selon 1 Ou 2 Incidences (Codemfqk002),
- Radiographie Unilatérale Du Pied Selon 1 A 3 Incidences (Codendqk001),
- Radiographie De La Cheville Selon 1 A 3 Incidences (Codengqk001),
- Radiographie Unilatérale Du Genou Selon 1 Ou 2 Incidences (Codenfqk001),
- Radiographie Du Genou Selon 3 Ou 4 Incidences (Codenfqk003),
- Radiographie De La Ceinture Pelvienne [Du Bassin] Selon 1 Incidence (Codenaqk015),
- Radiographie De L'articulation Coxo-Fémorale Selon 1ou 2 Incidences (Codeneqk010),
- Radiographie Du Crâne et/ou du massif facial selon 1 ou 2 incidences [12] (codeLAQK003).

- Dans les cas de la radiographie du thorax chez l'enfant de 5kg et de 20kg, ainsi que Celui de la radiographie du thorax avec radiographie du squelette du thorax chez l'adulte (codeLJQK002), les nombres d'actes totaux sont inférieurs à50. L'analyse a né an moins été réalisée, peu de données bibliographie que s'étant disponibles pour ces types d'actes et ces classes de poids.

Pour chacun des types d'acte mentionnés et pour la tranche d'âge considérée, l'analyse a porté sur les informations et données dosimétriques suivantes:

- PDS pour l'acte complet, incluant les clichés radiologiques et la scopie de centrage lorsqu'elle a été utilisée.
- nombre moyen de clichés radiologiques par type d'acte (n moy).
- fréquence d'utilisation de la scopie de centrage par type d'acte. [13]
 - En radiologie conventionnelle, la morphologie du patient influe sur les paramètres d'acquisition, et donc sur la dose délivrée. Pour tous les types d'actes cités ci-dessus et réalisés chez l'adulte, mis à part les radiographies des extrémités et du crâne pour lesquels la morphologie du patient est de moindre influence, l'analyse a été restreinte, comme en scanographie, aux actes effectués sur des patients de poids compris entre 60 et 80kg. Cette méthode permet de disposer d'un ensemble de données plus homogène et est analogue à celle retenue pour mettre à jour les NRD.
 - Le 75° centile de la distribution des valeurs de PDS a été comparé au NRD correspondant recommandé par l'IRSN lorsqu'il existe. Cette comparaison est cependant délicate puisque les NRD sont définis pour un cliché radiologique unique alors que les PDS présentés dans cette étude correspondent à des actes complets (un ou plusieurs clichés radiologiques et scopie éventuelle).
 - En radiologie conventionnelle, les 75° centiles des distributions des PDS pour les actes étudiés sont cohérents avec les NRDs recommandés (voire inférieur au NRD pour les radiographies de l'abdomen sans préparation et du bassin chez l'adulte), en tenant compte du fait que les PDS relevés correspondent à l'acte complet, alors que le NRD est établi pour un cliché unique.

❖ **Distribution des PDS pour les types d'acte de radiologie Conventiennelle [15] :**

FIG.III.14.donne la distribution des PDS de radiologie du thorax chez les enfants :

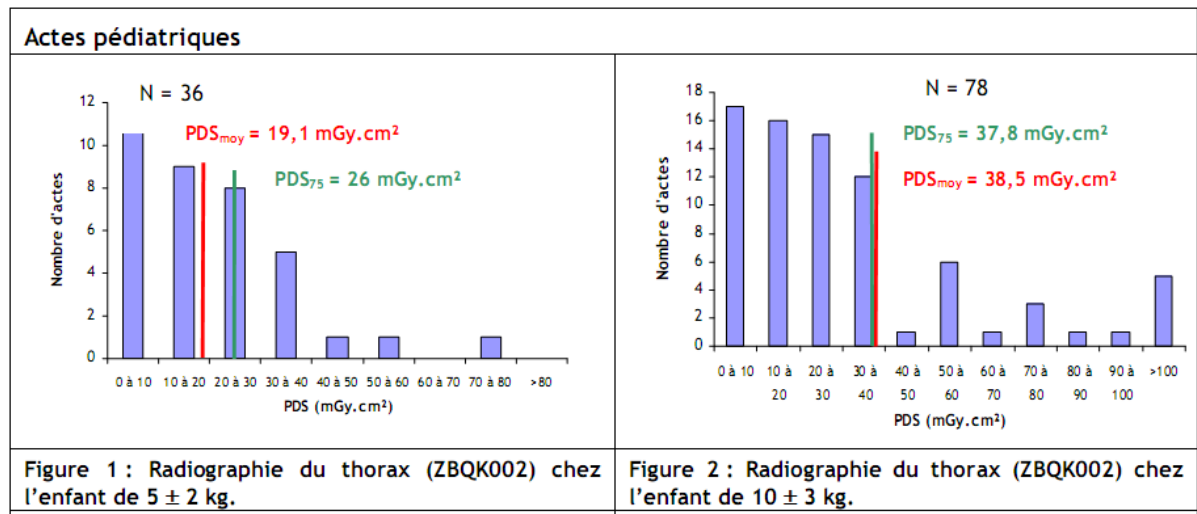
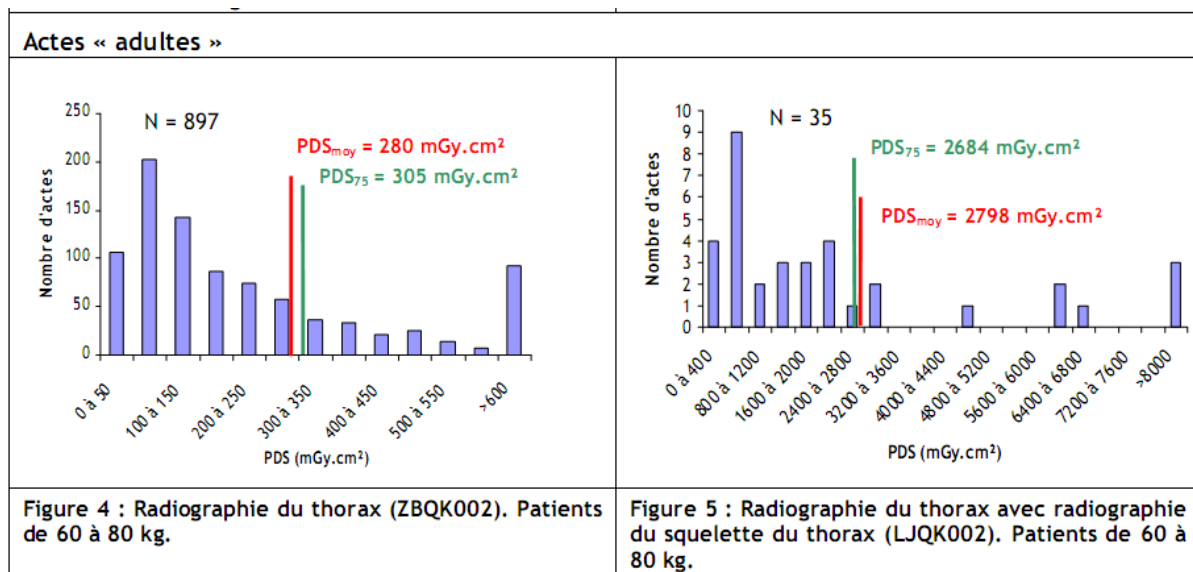


FIG.III.15.donne la distribution des PDS de radiologie du thorax chez les Adultes :



VIII. CONCLUSION :

Bien qu'encore largement installée dans la plupart des hôpitaux, la radiologie Conventiennelle tend à être remplacée par la radiologie numérique car elle présente de nombreux inconvénients :

- Elle impose la nécessité d'un choix éclairé des constantes du tube à rayons X (mAs, kVp) en fonction du patient (épaisseur, pourcentage de graisse...) et de la sensibilité du film. Il existe donc une possibilité d'échec de l'acquisition non négligeable du fait du peu de dynamique du film choisi. Ces échecs sont autant de clichés à refaire et sont donc sources d'irradiation supplémentaire pour le patient.
- Elle augmente le temps manipulateur (développement du film...)
- Elle impose un coût pour tous les consommables (films à usage unique, produit de développement...) et engendre des difficultés de stockage.

Néanmoins, cette technologie donne la possibilité de visualiser les radiographies sur des supports physiques et son coût d'installation reste faible au regard des équipements numériques.

CHAPITRE IV:

**La
Tomodensitométrie**

I.INTRODUCTION :

La tomodensitométrie 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. La tomodensitométrie a connu un essor considérable, justifié par son intérêt diagnostique et l'amélioration continue de ses performances techniques [17]. Elle représente l'une des applications les plus réussies et les plus fécondes de l'application de l'informatique à la médecine et à l'imagerie médicale.

- La tomodensitométrie repose sur deux principes fondamentaux :

1- On peut mesurer la densité de tissus traversés par un faisceau de RX à partir du calcul du coefficient d'atténuation (Fig.IV.1)

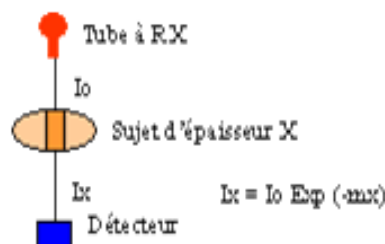


FIG.IV.1.Calcul Du Coefficient D'atténuation Moyen Apres Traverses D'une Epaisseur X

2-Si le faisceau de RX, à la sortie du tube, est rendu monochromatique ou quasi-monochromatique par une filtration appropriée, on peut calculer le coefficient

d'atténuation correspondant au volume de tissu irradié, par application de la formule générale d'absorption des rayons X dans la matière. [17]

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Où :

I : intensité du faisceau de RX après traversée d'une épaisseur x de matière,

I₀ : intensité initiale du faisceau de RX,

x : épaisseur de matériau traversé

μ : coefficient d'absorption linéaire du matériau traversé (exprimé en cm⁻¹)

On obtient :

$$\mu = \log \left(\frac{I_0}{I} \right) \cdot \frac{1}{x}$$

Unité UH en TDM :

L'information élémentaire « le μ » est calculée par ordinateur pour chaque point du plan de Coupe. Elle est exprimée en unité Hounsfield (UH) : [18]

- Le blanc pour l'os (+1000 UH)
- Le noir pour l'air (-1000 UH)
- Le gris intermédiaire pour l'eau (0 UH).

Ainsi, on définit l'indice Hounsfield (IH) par la formule mathématique suivante :

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

L'image de la coupe d'un objet irradié par un faisceau fin de RX, est reconstituée à partir d'un grand nombre de mesures du coefficient d'atténuation, effectuées selon diverses incidences. On recueille ainsi toutes les données, qui proviennent des volumes élémentaires de matière, grâce aux détecteurs. A l'aide d'un ordinateur, on attribue aux surfaces élémentaires de l'image reconstruite à partir des données projetées sur une matrice de reconstruction, une tonalité plus ou moins importante en fonction des coefficients d'atténuation. Le scanner X, étudie l'atténuation d'un faisceau de rayons X, au cours de la traversée d'un segment du corps. Toutefois, plusieurs éléments le différencient de la radiologie classique :

- L'étude de l'atténuation se fait sur un faisceau de rayons X étroit, défini par une collimation portant à la fois sur le faisceau et le détecteur de rayons X.
- Les détecteurs étaient faits de cristaux à scintillation ou de chambres d'ionisation permettant de quantifier l'atténuation du faisceau de RX.

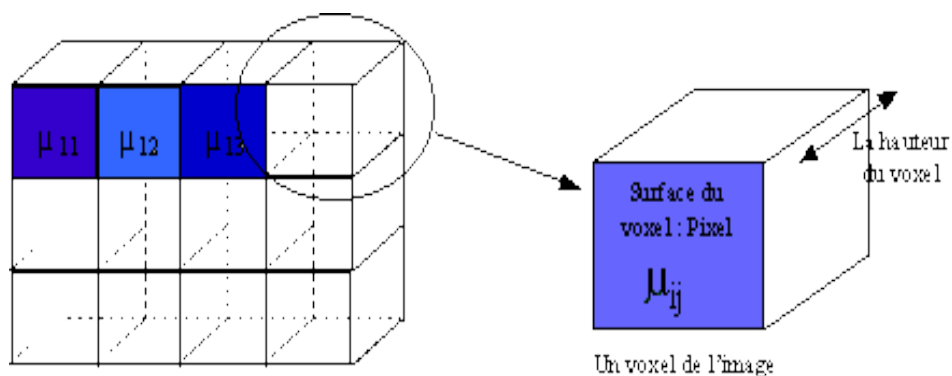
Actuellement, les détecteurs à semi-conducteurs ont pris le dessus dans la technologie des détecteurs des scanners hélicoïdaux, donnant une bien meilleure réponse :

- Plus de 90% de l'information est restituée pour des détecteurs à semi-conducteurs
- Et un rendement de 50 à 90 % pour les détecteurs à gaz (chambre d'ionisation au Xe).

Quelque soit le détecteur, la sensibilité est considérablement plus grande que celle des films radiologiques. L'ensemble générateur et détecteur de rayons X est solidarisé par un montage mécanique rigide qui définit un plan de détection. L'objet à étudier est placé dans le faisceau, le dispositif fournit une mesure de l'atténuation du rayonnement dans ce plan. A l'aide des détecteurs, on obtient une série de mesures de l'atténuation résultant de la traversée d'une tranche du corps. Une seule de ces

projections ne suffit pas à reconstituer la structure de la coupe. Un mouvement de rotation de l'ensemble autour du grand axe de l'objet examiné, permet alors d'enregistrer des profils résultants de la traversée de la même coupe suivant différentes directions. L'utilisation de méthodes mathématiques complexes nécessitant l'emploi d'ordinateurs conduit, par « rétro projection » des différents profils, à construire l'image de la distribution des coefficients d'atténuation au niveau de la section examinée.

La matrice des scanographes récents varie entre 320×320 et 512×512 , ce qui représente un grand nombre de mesures et une bonne définition de l'image scanographique (le pixel est la surface de la base du voxel, qui est très inférieur à 1 mm^2 , ses côtés mesurent 0.2 mm avec les matrices 512×512). Quant à l'épaisseur de coupe, hauteur du voxel, elle varie actuellement entre 1 et 10 mm selon les appareils et les régions à explorer. [17]



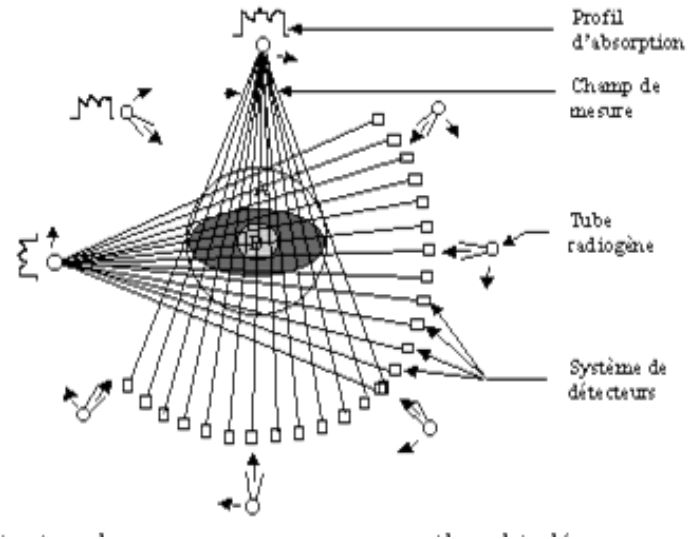


FIG.IV.2.Principe De Mesure Avec Un Appareil Multi-Détecteurs

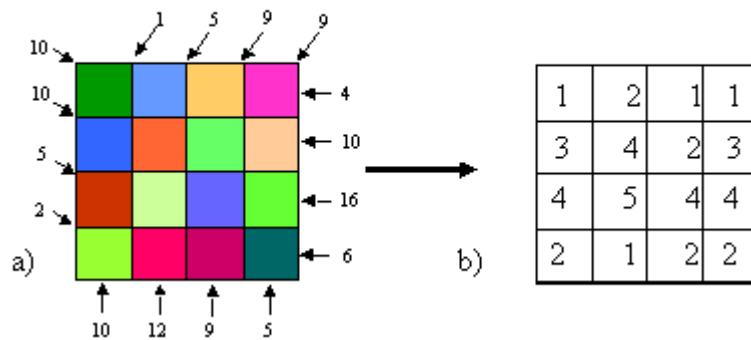


FIG.IV.3.Principe De Calcul Mathématique Effectue Par L'ordinateur

En fonction des chiffres périphériques d'absorption (Figure 1.3. a), l'ordinateur calcule les différentes densités rencontrées par le rayonnement dans chaque unité de volume (Voxel), la projection étant le pixel, (Figure 1.3.b).

II.DIFFERENTES GENERATION D'APPAREILS:

II.1.TDM Axiale Transverse :

Le patient étant couché et immobile sur le dos, la table se déplace pas à pas sur toute la région à examiner.

A chaque arrêt un faisceau de RX tourne autour du patient.

L'image tomодensitométrique correspond à des tranches successives ou coupes transverses (réalisée dans un plan axial) de la région examinée.

Examen lent (près d'une heure). [19]

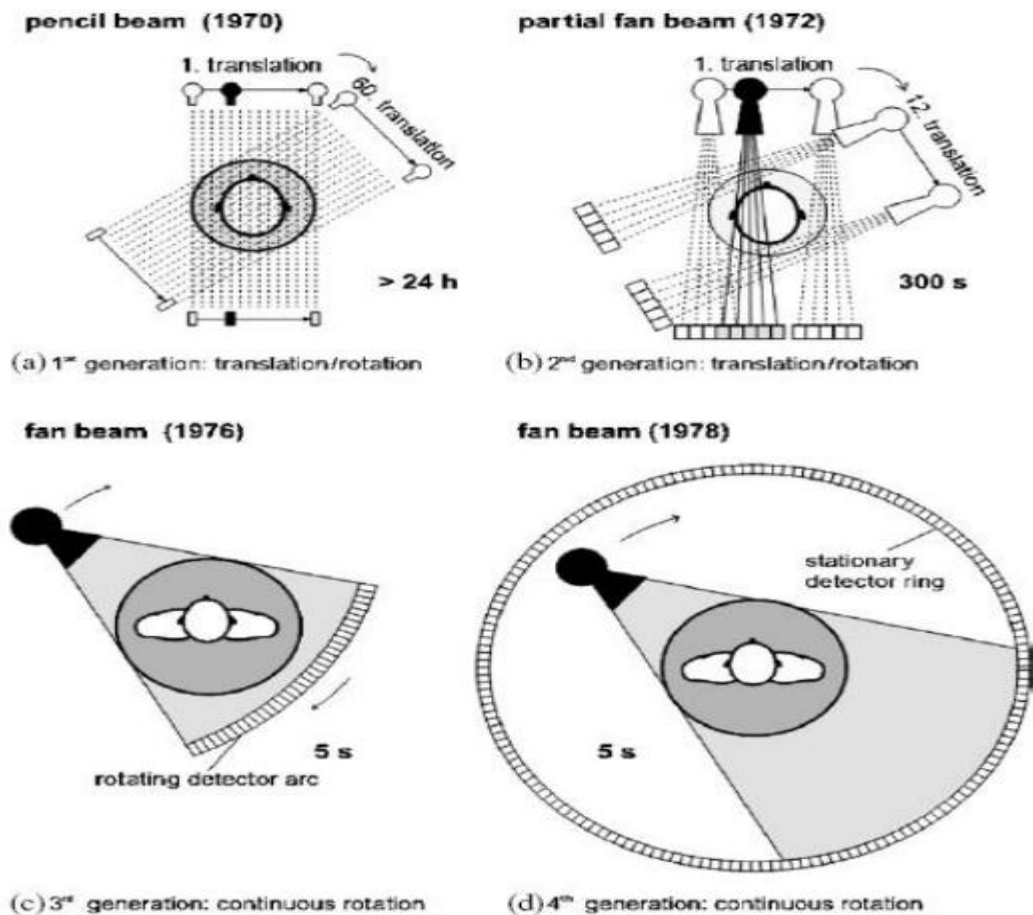


FIG.IV.4.Différente générations du scanner [20]

II.2. Scanner hélicoïdal spiralé:

- Tube à RX et détecteurs tournent sans s'arrêter autour du patient

Alors que la table avance à vitesse constante. [20]

- Le faisceau de RX décrit une hélice autour du patient et réalise
- Le faisceau de RX décrit une hélice autour du patient et réalise

ainsi une acquisition continue: scanner à rotation continue.

- Acquisition rapide, meilleure qualité de l'image et acquisition 3D.
- Mais manque de précision dans certaines coupes.

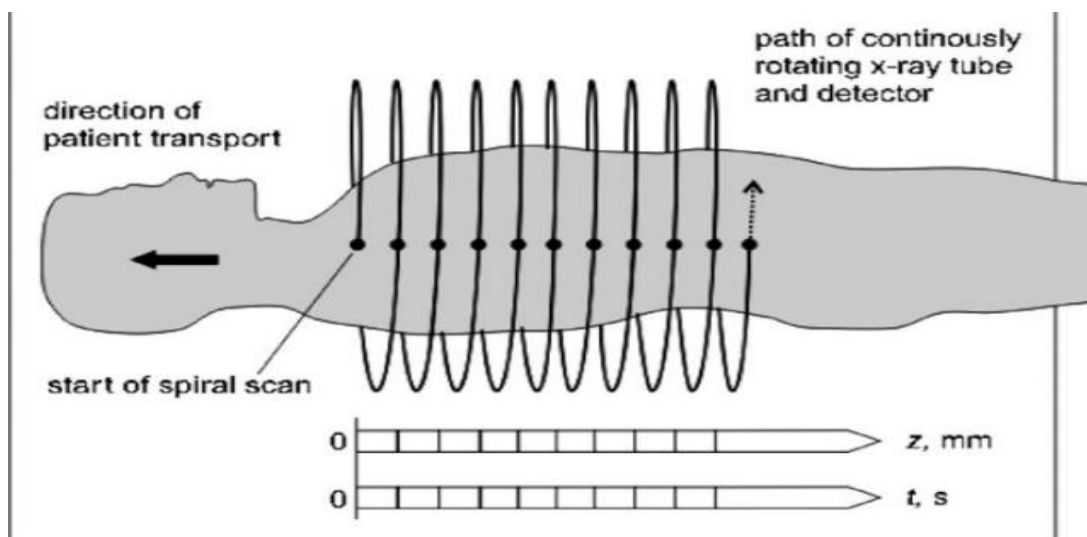


FIG.IV.5. Scanner hélicoïdal spiralé

II.3. CT-Scan Multi-barrettes :

- Tube à RX tourne autour du patient et avance simultanée de la table du patient:

Exploration est réalisée en quelques secondes.

- Images dans tous les plans de l'espace (2D: coronal, sagittal, axial) et d'effectuer des reconstructions en 3D.
- Le scan est constitué de récepteurs, barrettes disposées côte à côte
- Le scan est constitué de récepteurs, barrettes disposées côte à côte
- Les CT ont 4, 16, 64, 128 barrettes...Permettant des acquisitions de 4, 16, 64, 128...images par rotation du tube (0,75sec: 4 barrettes).
- Performances du CT:
 - - Acquisition rapide et excellente qualité de l'image
 - Acquisition en 3D : Images dans tous les plans.
 - Nouvelles applications: Angio-CT : coroscan, colonoscan .[19]

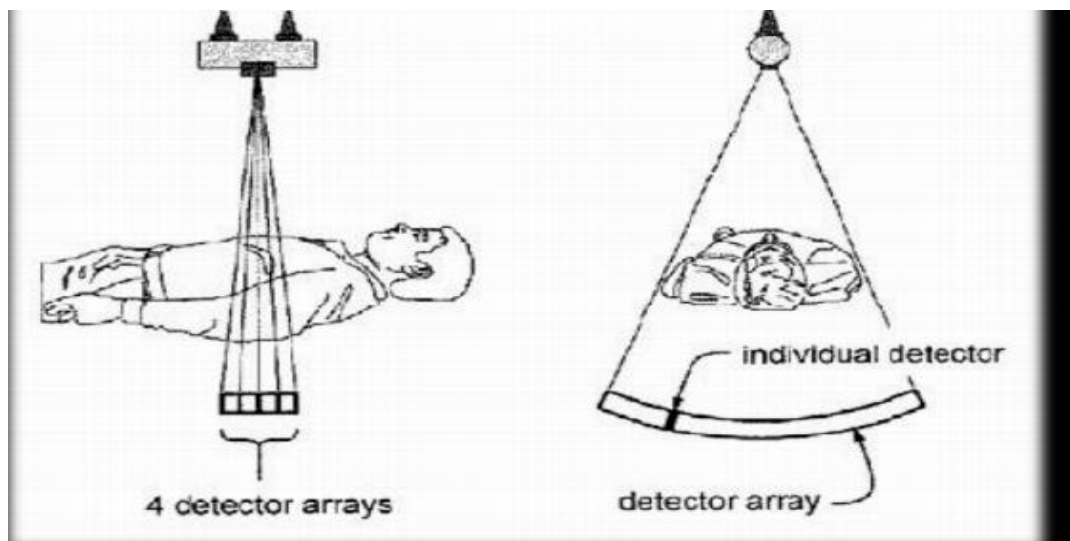


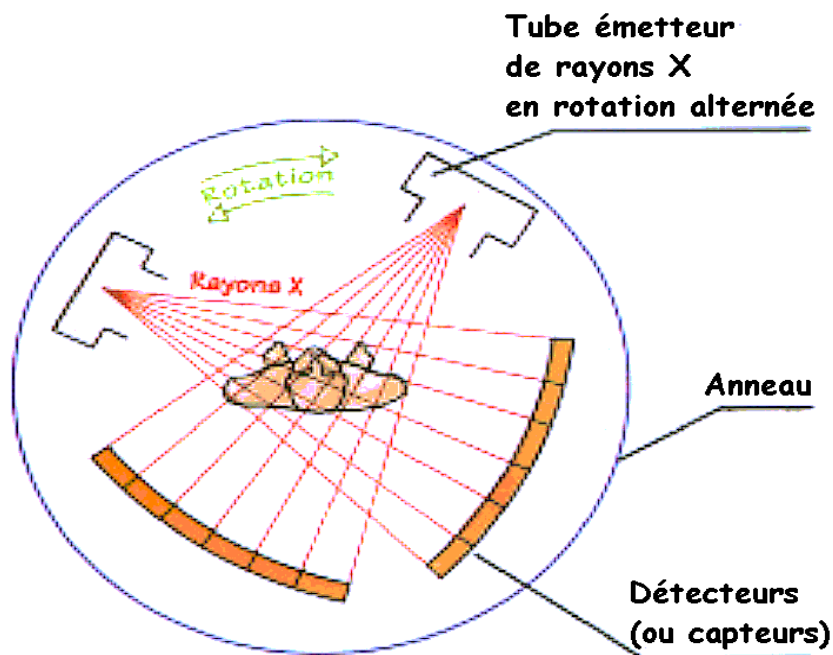
FIG.VI.6. CT-Scan Multi-barrettes

III. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DU SCANNER :

Position du problème:

- En radiographie classique : les ombres des organes traversés sont confondues
- Le scanner, ou TDM, résout ce problème en réalisant, pour la zone étudiée des images de coupes fines sous différents angles :

La TDM permet ainsi une visualisation "en profondeur".



Source : Editions PEMF, BT2 "L'imagerie médicale", schémas de Bernard Nicolas

FIG. IV.7. Principe de fonctionnement du Scanner

Le patient est placé sur une table qui se déplace dans le sens longitudinal à l'intérieur d'un court anneau (généralement aux alentours de 70 centimètres de diamètre). [21] Celui-ci contient un tube à rayons X qui génère un faisceau d'une épaisseur de 1 à 10 millimètres et qui va tourner autour du patient. En face du tube sont disposés des milliers de détecteurs qui vont mesurer l'intensité résiduelle du faisceau qui a traversé le corps.

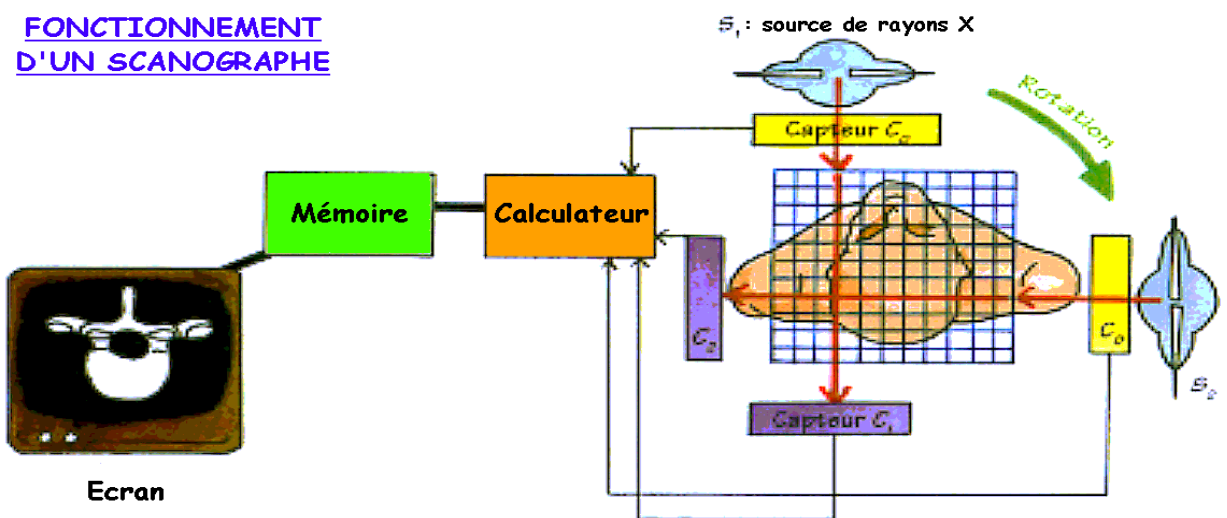


FIG.IV.8.fonctionnement d'un scanner

Dans un scanographe, un premier détecteur électronique (le capteur C_0 du schéma ci-dessus) mesure l'intensité du fin pinceau de rayons X émis par le tube à rayons X avant qu'il ne balaie point par point la tranche du corps à examiner. Pour explorer cette coupe, le tube effectue une rotation complète degré par degré.

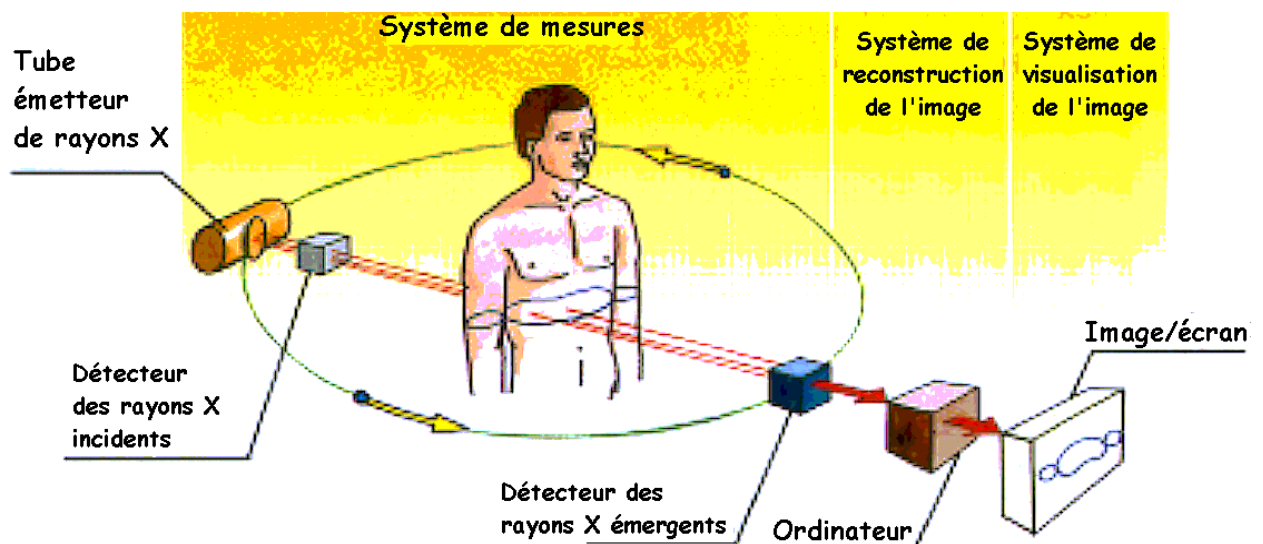
Une partie du rayonnement incident (celui qui entre en contact avec le corps) est absorbé par les tissus traversés. Le rayonnement émergent (celui qui ressort) est capté par un détecteur électronique (le capteur C_1 quand la source est en S_1) qui tourne en même temps que le tube (de façon synchrone). Quand la source est en S_2 , le capteur

est en C_2 , etc. Au cours de la rotation, rayons X incidents et rayons X émergents captés sont comparés et convertis en signaux électriques. [21]

Un peu plus de 2 millions de données sont enregistrés en quelques secondes par l'ordinateur. Le programme de celui-ci permet de calculer l'absorption du rayonnement en chaque point de la coupe. Le scanner utilise l'absorption des rayons X en relation directe avec la densité des tissus que les rayons ont rencontrés. Les résultats sont alors mis en mémoire.

Un traitement informatique complexe permet ensuite de faire apparaître sur l'écran l'image reconstituée d'une coupe axiale de 1 à 10 millimètres d'épaisseur. Cette image traduit les variations d'absorption des tissus traversés auxquelles sont associées des variations de nuances (noir, gris, blanc) ou des couleurs conventionnelles.

IV.LES ELEMENTS DE LA CHAINE SCANOGRAPHIQUE :



Source : Editions PEMF, BT2 "*L'imagerie médicale*", schémas de Bernard Nicolas

FIG.IV.9. Les éléments de la chaîne scanographique

IV.1. UN SYSTEME DE MESURES CONTENANT LUI-MEME :

- Un tube protecteur de rayons X

Le pinceau de rayons X se propage selon un axe dit “axe de détection”.

- Un ensemble d’acquisition des mesures

Des détecteurs électroniques recueillent le rayonnement résiduel après traversée de l’organe à explorer et, par comparaison avec un rayonnement témoin, mesurent l’atténuation des rayons X dans l’axe du pinceau. Les détecteurs convertissent les signaux des rayons X en signaux électriques eux-mêmes convertis en informations numériques exploitables par les programmes de l’ordinateur.

Un signal recueilli selon un seul axe ne peut à lui seul donner une information suffisante. Mais, en tournant simultanément la source de rayons X et le détecteur autour d’un “point” (en réalité un petit volume), l’ensemble des signaux reçus renseigne sur l’absorption autour de ce point : une rotation de 360 degrés, degré par degré, donne 300 à 400 mesures. A chaque mesure correspond un Profil d’absorption des rayons X.

Il est possible actuellement de convertir numériquement des millions de profils avec une durée d’acquisition des mesures variant de 0,6 à 4 ou 6 secondes !

IV.2. UN SYSTEME DE RECONSTRUCTION DE L’IMAGE :

Les signaux électriques sont convertis en nombres binaires : 101 10101, 11001111, etc. L’ordinateur utilisé est programmé pour “digérer ” ces millions de données numériques et traduire en image par des niveaux de gris les différences d’atténuation des rayons X dans les divers volumes élémentaires de l’organe examiné, ses voxels (le mot “voxel” vient de l’anglais “volume élément” c’est-à-dire “élément de volume”. En imagerie médicale, la coupe à représenter étant toujours une tranche mince, un voxel est un petit élément de volume de celle-ci.). [21]

La durée de la reconstitution de l'image varie de 3 à 8 secondes. On notera que l'ordinateur peut commander aussi le tube de rayons X et l'étalonnage des récepteurs. Il peut archiver sur disque optique toutes les données et stocker des informations concernant le patient.

IV.3. UNE CONSOLE DE VISUALISATION DE L'IMAGE :

Chaque donnée numérique va être convertie, sur un écran d'ordinateur (un moniteur) en un point lumineux dont l'intensité (blanc, gris, noir) est proportionnelle à l'absorption des rayons X. On obtient alors une image écran classique. En scanographie, 10 millions d'images sont à effectuer pour produire une seule image. Seul un ordinateur ultra- puissant peut les réaliser. L'opérateur peut intervenir sur le type de calculs programmés et ainsi choisir une fenêtre de visualisation (un zoom), mesurer des densités et des distances, examiner la coupe transversale sous différents angles (une inclinaison de 25 à 30 degrés est possible), reconstituer une image en 3 dimensions.[22]

La 3D permet une vue de "l'objet" sous différents angles, ce qui facilite notamment l'étude de fractures d'os courts et compacts. Elle permet, par exemple, d'obtenir des vues "éclatées" de l'os du talon fracturé en plus de trois fragments. Le chirurgien dispose ainsi d'une bien meilleure approche du travail qu'il doit accomplir...

V. FORMATION DE L'IMAGE : [23]

Mesures multiples → obtention de coupes

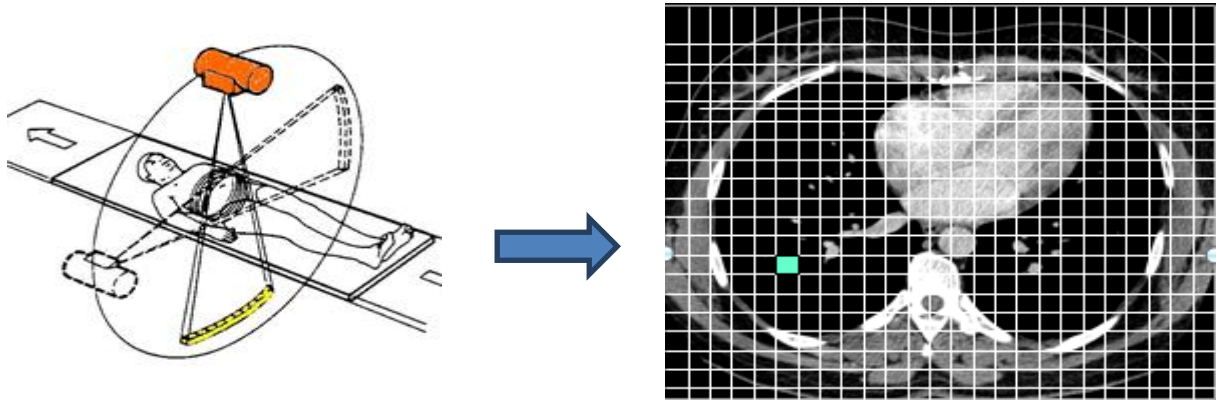
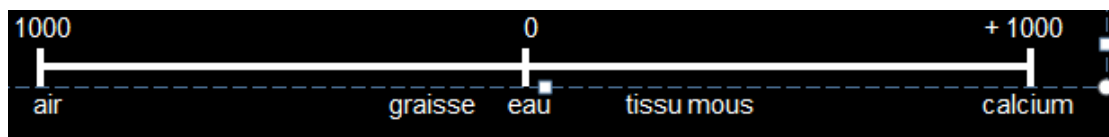


FIG.VI.10.formation de l'image

Très large gamme de densités analysables au niveau de chaque pixel de la coupe.



VI.L'ACQUISITION :

Elle nécessite de réaliser des acquisitions sous différents angles et pour différentes raies, de manière à multiplier les équations. Les tomodynamètres modernes utilisent un anneau de détecteurs et une source divergente de rayons X ("en éventail") dont la rotation permet d'acquérir plusieurs séries de raies : [24]

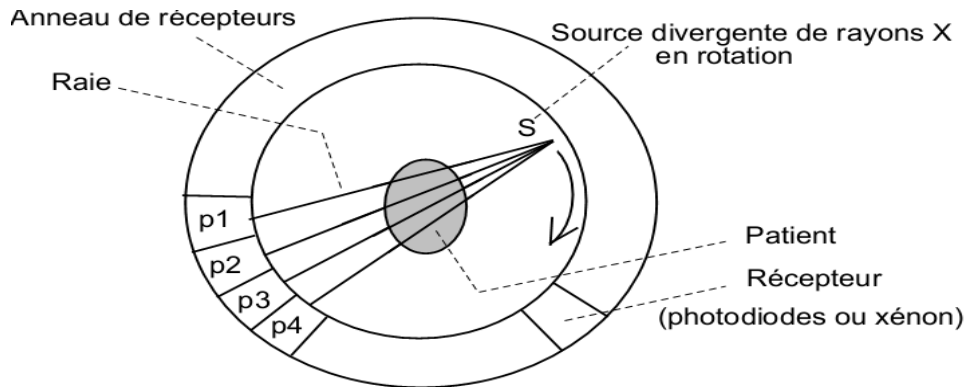


FIG.IV.11.L'acquisition d'un scanner

VII.LE TRAITEMENT DES PROJECTIONS :

VII.1. LA RETROPROJECTION OU EPANDAGE :

Dans son modèle le plus simple, l'opérateur de rétroprojection consiste à accumuler dans chaque pixel de la coupe à reconstruire les valeurs des projections qui le concernent divisées par le nombre de pixels ayant contribué à chaque projection. Par exemple, considérons la coupe à reconstruire $x()$ définie par les pixels suivants :

10 25 10

25 40 25

10 25 10

Ses projections, qui seules sont connues, sont les suivantes :

$$x(1,1) \ x(1,2) \ x(1,3) \ \rightarrow \ 45 = 3 \times 15$$

$$x(2,1) \ x(2,2) \ x(2,3) \ \rightarrow \ 90 = 3 \times 30$$

$$x(3,1) \ x(3,2) \ x(3,3) \ \rightarrow \ 45 = 3 \times 15$$

$$\begin{array}{ccc} \downarrow & \downarrow & \downarrow \\ 45 & 90 & 45 \end{array}$$

A partir de ces projections, l'opérateur de rétroprojection calculera l'image suivante :

$$15+15 \ 15+30 \ 15+15 = 30 \ 45 \ 30$$

$$30+15 \ 30+30 \ 30+15 = 45 \ 60 \ 45$$

$$15+15 \ 15+30 \ 15+15 = 30 \ 45 \ 30$$

Nous constatons que cette rétroprojection est une estimation imparfaite de la coupe véritable :

On retrouve bien un pixel central plus intense que ses voisins, mais ceux-ci n'ont pas exactement les valeurs attendues (par exemple, le rapport $x(2,2)/x(1,2)$ attendu est $40/25 = 8/5$;

La rétroprojection donne $x(2,2)/x(1,2) = 4/3$.

Des artefacts d'épandage ont conduit à une surestimation de la seconde ligne et de la seconde colonne.

VII.2.LE FILTRAGE :

Un résultat mathématique (qui sort du cadre de ce cours mais qui est présenté rigoureusement en certificat optionnel) démontre qu'en effet une simple rétroprojection ne suffit pas à reconstruire correctement une coupe. Il convient de faire précéder l'opération de rétroprojection par une opération de filtrage linéaire des projections. Ce filtrage peut être réalisé en remplaçant chaque projection p_1, p_2, \dots par une moyenne pondérée des projections intéressantes voisines. Les pondérations sont calculables de façon précise. [22]

A titre d'illustration, reprenons la coupe précédente :

$$x(1,1) \quad x(1,2) \quad x(1,3) \rightarrow 45$$

$$x(2,1) \quad x(2,2) \quad x(2,3) \rightarrow 90$$

$$x(3,1) \quad x(3,2) \quad x(3,3) \rightarrow 45$$

$$\begin{array}{ccc} \downarrow & \downarrow & \downarrow \\ 45 & 90 & 45 \end{array}$$

Au titre du filtrage linéaire, remplaçons chaque projection par la moyenne pondérée par les coefficients $(-1/3 ; 1 ; -1/3)$ de ses voisins immédiats. Les projections filtrées sont alors les suivantes:

$$x(1,1) \quad x(1,2) \quad x(1,3) \rightarrow 15 = 45x_1 + 90x_2(-1/3)$$

$$x(2,1) \quad x(2,2) \quad x(2,3) \rightarrow 60 = 45x_1(-1/3) + 90x_2 + 45x_3(-1/3)$$

$$x(3,1) \quad x(3,2) \quad x(3,3) \rightarrow 15 = 45x_1 + 90x_2(-1/3)$$

$$\begin{array}{ccc} \downarrow & \downarrow & \downarrow \\ 15 & 60 & 15 \end{array}$$

A partir de ces projections filtrées, l'opérateur de rétroprojection calcule l'image suivante :

$$5+5 \quad 5+20 \quad 5+5 \quad = 10 \quad 25 \quad 10$$

$$20+5 \quad 20+20 \quad 20+5 \quad = 25 \quad 40 \quad 25$$

$$5+5 \quad 5+20 \quad 5+5 \quad = 10 \quad 25 \quad 10$$

Nous avons ainsi reconstruit la coupe recherchée.

L'algorithme de reconstruction de coupes tomographiques que nous venons de mettre en place est le plus utilisé en radiologie : Il porte le nom de rétroprojection filtrée. Il consiste donc simplement à épandre des projections qui ont au préalable été transformées à l'aide d'une Moyenne pondérée.

VII.3.LES ALGORITHMES ITERATIFS :

Ces méthodes constituent une alternative à l'algorithme de rétroprojection filtrée. Elles tendent à se développer en radiologie, alors que dans d'autres domaines comme la médecine nucléaire, elles sont devenues l'algorithme de référence. Elles présentent entre autre avantage celui de conduire à une bien meilleure estimation quantitative des valeurs des pixels des coupes, [24]. Le principe de ces méthodes est relativement simple : Il consiste à corriger des estimations successives de la coupe à reconstruire à l'aide de l'erreur commise sur les projections mesurées.

Reprenons, à titre d'exemple, le problème de reconstruction précédent :

$$x(1,1) \quad x(1,2) \quad x(1,3) \rightarrow 45$$

$$x(2,1) \quad x(2,2) \quad x(2,3) \rightarrow 90$$

$$x(3,1) \quad x(3,2) \quad x(3,3) \rightarrow 45$$

↓ ↓ ↓
 45 90 45

Prenons (au hasard) comme première estimation une coupe de pixels nuls :

0 0 0 → 0 écart aux projections vraies : $45-0 = 3 \times 15$

0 0 0 → 0 écart aux projections vraies : $90-0 = 3 \times 30$

0 0 0 → 0 écart aux projections vraies : $45-0 = 3 \times 15$

La seconde estimation est obtenue en rétro projetant l'erreur commise sur les projections :

15 15 15

30 30 30

15 15 15

↓ ↓ ↓
 60 60 60

nouveaux écarts : $45 - 60 = - 3 \times 5$ et $90 - 60 = 3 \times 10$

Par rétroprojection de ces nouveaux écarts, on détermine la troisième estimation :

10 25 10

25 40 25

10 25 10

Les projections estimées à partir de cette dernière itération sont identiques aux projections effectivement mesurées. La reconstruction se termine donc là et la coupe est reconstruite.

VIII.CONCLUSION :

L'absence de toute superposition sur les coupes explique l'essor exceptionnel qu'ont connu les techniques d'imagerie tomographique. [24].L'indication de tels examens intéresse désormais l'ensemble de la médecine, d'autant que ces méthodes bénéficient naturellement des progrès réalisés en radiologie standard (injection de produit de contraste par exemple).

La résolution des tomodensitomètres est satisfaisante (de l'ordre du mm) mais encore inférieure à celle de la radiologie analogique.

La principale limitation à l'utilisation de telles techniques reste une dose de radiation absorbée bien plus importante qu'en radiographie standard.

CHAPITRE V :

**Produits de
contraste**

I. DEFINITION :

Certains examens s'effectuent à l'aide de produits de contraste (sortes de colorants), qui permettent de visualiser des structures du corps qui ne le seraient pas autrement. Deux principaux produits sont utilisés : tout d'abord, le baryum (mélange crémeux et épais) que l'on introduit dans le tube digestif par la bouche. On l'utilise pour une étude de l'estomac ou de l'intestin grêle (le baryum peut être introduit par lavement pour l'étude du gros intestin). Mentionnons également les produits à base d'iode, que l'on injecte dans les veines ou artères pour des examens des reins, de la vésicule biliaire, des vaisseaux sanguins ou de certains autres organes. Il faut savoir que le produit à base d'iode qui est injecté aux patients est opaque aux rayons X et c'est pourquoi il est utile pour mieux voir certaines structures anatomiques. L'injection n'est absolument pas douloureuse. Cependant, des désagréments fréquents mais normaux et passagers se font ressentir : une sensation de chaleur lorsque le produit passe dans les veines est possible, surtout au niveau du nez, de la gorge ou dans le bas ventre. De même, le malade peut ressentir un goût bizarre dans la bouche. [25]

II. Injection de produit de contraste : [23]

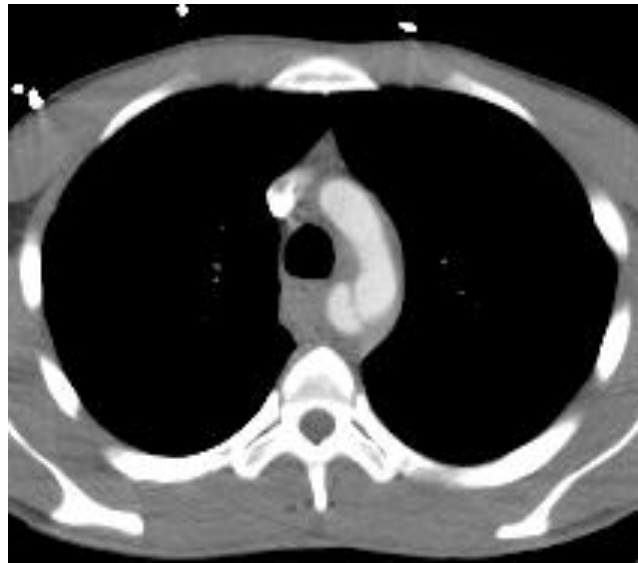
Le but est d'opacifier les structures vasculaires afin de :

1. -Reconnaître la nature vasculaire d'une anomalie médiastinale, hilare ou pulmonaire.
2. -D'étudier les rapports des vaisseaux avec les processus expansifs thoraciques : refoulement, sténose, compression.
3. - D'étudier la prise de contraste d'une lésion tumorale.

L'acquisition des coupes est fonction du temps de passage du produit de contraste et sera déclenchée par des repères (concentration d'iode) sur une structure choisie (aorte par exemple) grâce à des logiciels automatiques (type smart prep...) [25]



Sans injection



Avec injection

FIG.V.1.le produit de contraste

III. radiographie avec produit de contraste :

- Pour une structure intermédiaire, peu contrastes (tissus mous) on augmente le contraste entre deux milieux par des produits de contraste (PC) :
- PC radiotransparents, apparaissant en noir sur l'image, comme l'air ou un gaz;
- PC radio-opaques (Z élevé), apparaissant en blanc sur l'image:
 - Sulfate de baryum $Ba\ So_4$ ou baryte ($Z = 56$) pour radiographie du tube digestif : TOGD; transit du grêle, lavement baryte (colon);
 - PC iodes ($Z = 53$) explore l'appareil circulatoire (artériographies)...; reins (UIV)...
- En radioprotection, le plomb Pb_{82} protège contre les RI.[26]

CHAPITRE VI :

**Exemple de
numérisation d'une
image
scanographique**

I. Organigramme et procédure pour la capture d'un flux vidéo :

La première partie à décrire dans cette section concerne les problèmes pouvant être rencontrés dans le développement d'une l'interface de communication vidéo.

Le premier problème à résoudre c'est la **communication de l'interface avec la camera** à travers le port USB dans le système d'exploration Windows car on ne peut pas relier notre interface à la caméra directement étant donné que le système Windows interdit toutes communications ou accès au port de manière direct pour une protection générale du système.

Le deuxième problème est inhérent au fait que notre programme est composé de deux parties, l'émission et la réception. Pour cela il est nécessaire de programmer de telle sorte à donner au système la diversité, l'adaptation et la sensibilité de communication pour arriver à un système qui fonctionne en temps réel avec une marge d'erreur acceptable pour des communications de vidéoconférence.

Le troisième problème est inhérent au volume des données générées par la caméra qui sont considérables, ce qui induit des problèmes de stockage et de transport

Prenons l'exemple d'une image au standard VGA (640 × 480 en 256 couleurs). Un codage sur 8 bits (1 octet) de chaque pixel de l'image donne une gamme de 256 couleurs (ou 256 niveaux de gris dans le cas d'une image en noir et blanc). Il faudra donc :

$$640 \times 480 = 307\,200 \text{ octets}$$

1 Ko = 1 024 octets donc $307\,200/1\,024 = 300$ Ko pour stocker une telle image. Avec 25 images (soit une seconde de vidéo), nous obtenons un poids de 7,5 Mo. Nous constatons sur cet exemple qu'il est impossible de transmettre en temps réel la vidéo sans passer par une technique de compression au d'autre technique de codage.[27]

Pour résolution de ces problèmes on peut citer différentes méthodes avec des systèmes de développement différents mais la solution doit avoir la simplicité et la rapidité d'utilisation.

Pour résoudre le premier problème nous faisons appel au **DLL (Direct Link Library, bibliothèque de liaison dynamique)** qui sont des composantes de programmation avec des architectures prêtes à être utilisées Ces DLL sont des composantes développées par le fournisseur d'origine de notre système de développement.

Pour notre application nous avons trouvé une DLL pour la communication entre notre interface et la caméra à travers le port USB. Cette DLL est dénommée « **avicap32.dll** ».

L'autre difficulté à surmonter est celle de la synchronisation des flux vidéo transmis et reçus en temps réel

I.1. L'application de la DLL de communication (avicap32.dll) :

Toutes les fonctions utilisées dans cette DLL de la communication appliquée au dessus sont décrites dans ce qui suit :[28]

- Nous déclarons les variables et la fonction de la DLL come le suit :

```
Declare Function capCreateCaptureWindow Lib "avicap32.dll" Alias
"capCreateCaptureWindowA" (ByVal pszWindowName As String, ByVal dwStyle As Long,
ByVal X As Long, ByVal y As Long, ByVal nWidth As Long, ByVal nHeight As Integer,
ByVal hWndParent As Long, ByVal nID As Long) As Long
```

- On définit la variable nécessaire au bon fonctionnement de la capture vidéo. On lui donne un nom, son positionnement, sa taille...
- `mCapHwnd = capCreateCaptureWindow("Fenetre de capture", &H50000000, 85, 30, 352, 288, Me.Hwnd, 1)`
- On vérifie qu'il y a un périphérique connecté (on regarde si 'la webcam est branché et on déclenche son usage au moyen de la su routine suivante.

```
If SendMessage(mCapHwnd, WM_CAP_DRIVER_CONNECT, 0, 0) = 0 Then MsgBox ("La
camera n'est pas connectée") retvale = SendMessage(mCapHwnd,
WM_CAP_DRIVER_DISCONNECT, 0, 0)
DestroyWindow (mCapHwnd)
End If
```

- On définit la fréquence de rafraichissement de la prévisualisation ;

```
SendMessage mCapHwnd, WM_CAP_SET_PREVIEWRATE, 50, 0
```

À ce stade nous pouvons dire que le premier problème a été résolu et on peut voir la vidéo sur la fenêtre image de notre interface (cote serveur).

Pour résoudre les deux problèmes qui restent, nous prenons en compte le fait que l'image est composé de petits points appelés pixels (en anglaise *pictureelement*) et que chaque pixel est défini par ses abscisses et ordonnées.

Le principe fondamental de la compression vidéo est de réduire autant que possible les redondances d'informations dans les données, sans entraîner de défauts trop perceptibles pour l'œil humain. Toute la difficulté est là, dans le dosage entre un taux de compression qui s'améliore en même temps que la qualité d'image devient médiocre.

Une séquence d'images vidéo contient une certaine quantité de redondance spatiale.

Il est possible de représenter ou d'encoder cette information sous une forme plus compacte qui élimine cette redondance.

La redondance spatiale est celle dans chaque image prise indépendamment des autres. On peut diminuer cette redondance en codant chaque image séparément en JPEG.

On peut aller plus loin en constatant que deux images qui se suivent dans une séquence vidéo sont quasiment identiques : c'est la redondance temporelle. Le but est alors de stocker que ce qui est modifié lors du passage d'une image à une autre.

Les images ainsi compressées sont de deux types :

- les images I (intra-codées),
- les images P (prédictives).

Les images I sont des images complètes codées en JPEG, on les appelle aussi images clés. Les images P, par contre, ne contiennent que les pixels modifiés par rapport à l'image précédente, qui peut être elle-même une image I ou une image P.

Autre méthode consiste à jouer sur la taille de l'image. Ainsi, une image de dimension 320×240 ne compte qu'un quart des pixels composant une image de dimension 640×480 . Une séquence vidéo comprenant 12 images par seconde occupera un espace moindre qu'une séquence de 25 images par seconde.

Donc après avoir cité les résolutions nous expliquons les points principaux de notre programme personnel. Toutes les fonctions et les procédures principales que nous avons utilisé, sont décrites dans ce qui suit :

- Capturer une image et coder en JPEG (Nous trouvons le JPEG plus utilisé dans les secteurs de l'informatique, de la communication, etc.) puis l'enregistrer dans un répertoire, tous cela s'effectue par les instructions suivantes :

```
SavePictureEnleverImageCam, "C:\serveur\jpg.jpeg"
```

```

Function EnleverImageCam() As Picture
On Error Resume Next
SendMessageCapHwnd, WM_CAP_GRAB_FRAME, 0, 0
SendMessageCapHwnd, WM_CAP_EDIT_COPY, 0, 0
Set EnleverImageCam = Clipboard.GetData
End Function
Open "C:\serveur\jpg.jpeg" For Binary As #2
Set image = LoadPicture("C:\serveur\jpg.jpeg")
Picture1.Cls

```

```
Picture1.PaintPicture image, 0, 0, Picture1.ScaleWidth, Picture1.ScaleHeight
```

Après la capture et la sauvegarde d'images nous envoyons image par image ou plus précisément paquet par paquet.

- Du côté serveur nous ouvrons l'image enregistrée dans le répertoire par l'instruction ;

```
Open "C:\serveur\jpg.jpeg" For Binary As #2
```

- Le reste de la procédure d'envoi est semblable à la procédure relatives aux textes avec certaines différent dans le nomination.

```
Sub EnvDonCam(Data As String)
```

```
If Cam.State = 7 Then Cam.SendData Data &Ettiquet
```

- Procédure d'envoi d'image paquet par paquet

```
Sub ExcEnvDon(Data As String)
```

```
Static ETAT, Photo As String
```

```
Dim L3 As String
```

```
L3 = Left(Data, 3)
```

```
If ETAT = 0 And Cam1.Enabled = False Then
```

```
SavePictureEnleverImageCam, "C:\serveur\jpg.jpeg"
```

```
Open "C:\serveur\jpg.jpeg" For Binary As #2
```

```
MonImage
```

```
ETAT = 1
```

```
EnvDonCam "NOU"
```

```
Exit Sub
```

```
ElseIf ETAT = 1 Then
```

```
Photo = String(LOF(2), " ")
```

```
ETAT = 2
```

```
Get #2, , Photo
```

```
EnvDonCam "ENC" & Photo
```

```
Exit Sub
```

```
ElseIf ETAT = 2 Then
```

```
Close #2
```

```
EnvDonCam "FIN"
```

```
    ETAT = 0
```

```
Exit Sub
```

```
End If
```

```
End Sub
```

```
End Sub
```

- Attendre un événement pour exécution d'envoyer le paquet suivant

```
Private Sub Cam_DataArrival(ByVal bytesTotal As Long)
```

```
    Static temp As String
```

```
    Dim VAR() As String, Data As String
```

```
    Cam.GetData Data
```

```
    temp = temp & Data
```

```
    If Right(temp, Len(Etiquette)) <> Etiquette Then Exit Sub
```

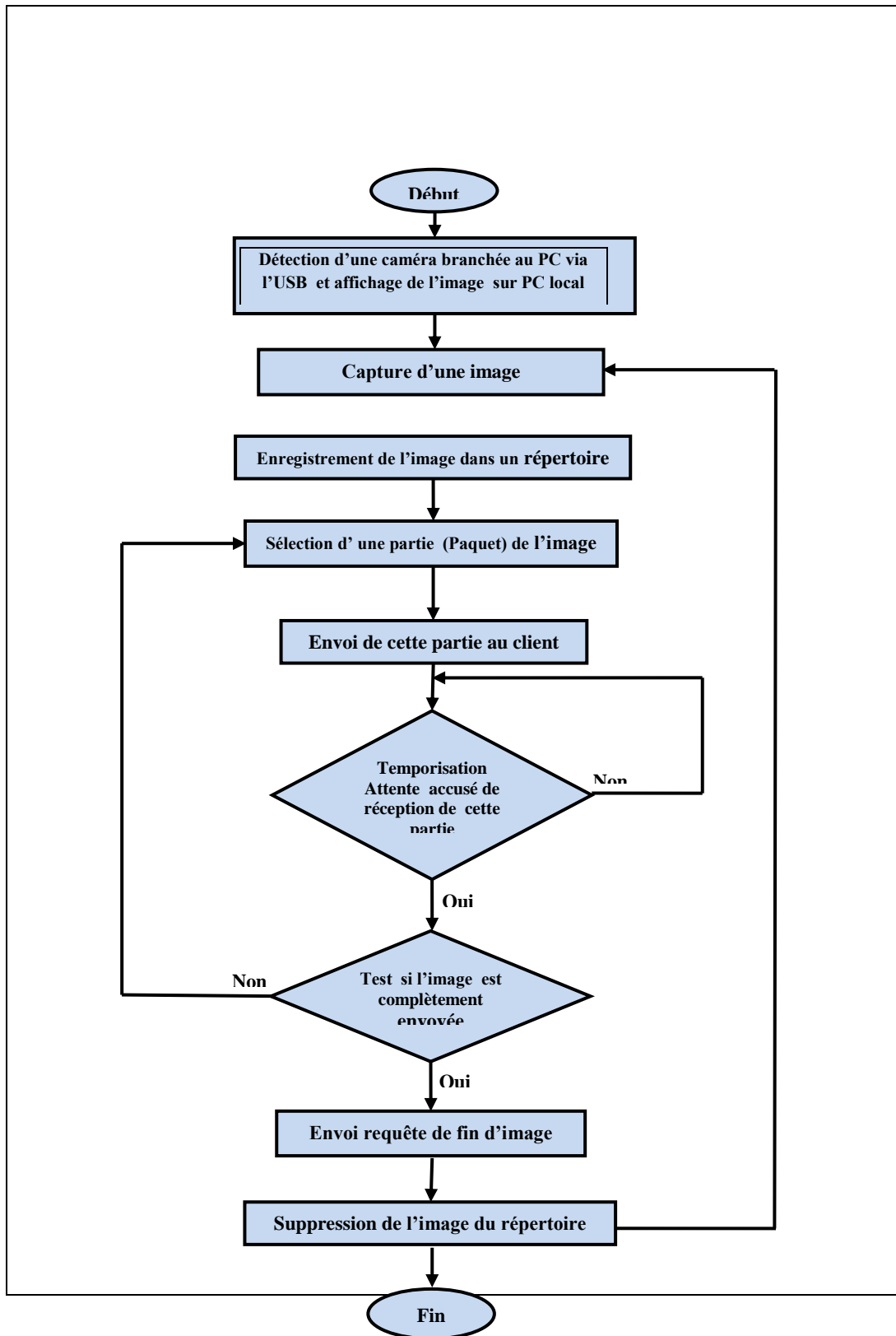
```
    VAR = Split(temp, Etiquette)
```

```
    ExcEnvDon VAR(1)
```

```
    temp = ""
```

```
End Sub
```

II. Organigramme et procédure pour la capture d'un flux vidéo :[27]



III.Résultats obtenus :

La figure « 1 » donne le programme source relatif à l'acquisition d'un flux vidéo

Soutenu par la Dll avicap32.dll et ses différentes fonctions relatifs au réglage de la luminosité,de la contraste, de la taille,de la vitesse...de flux vidéo.

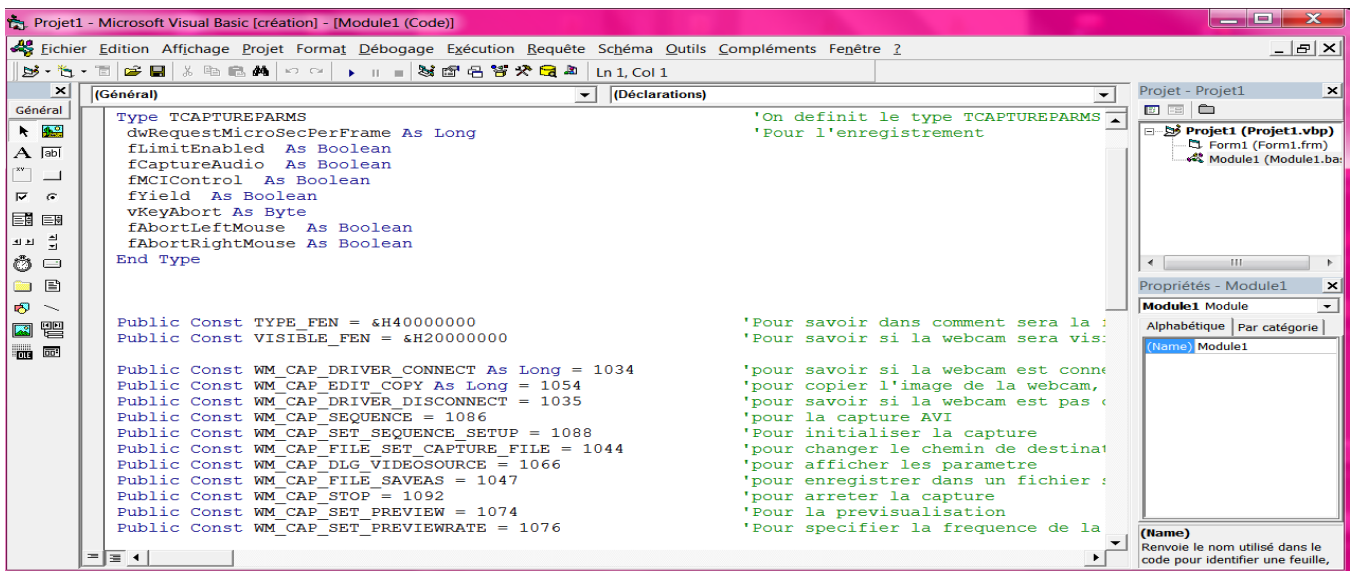


FIG.VI.1. programme source

Les figures suivantes représentent les différentes fenêtres de paramétrage de la dll avicap32.dll

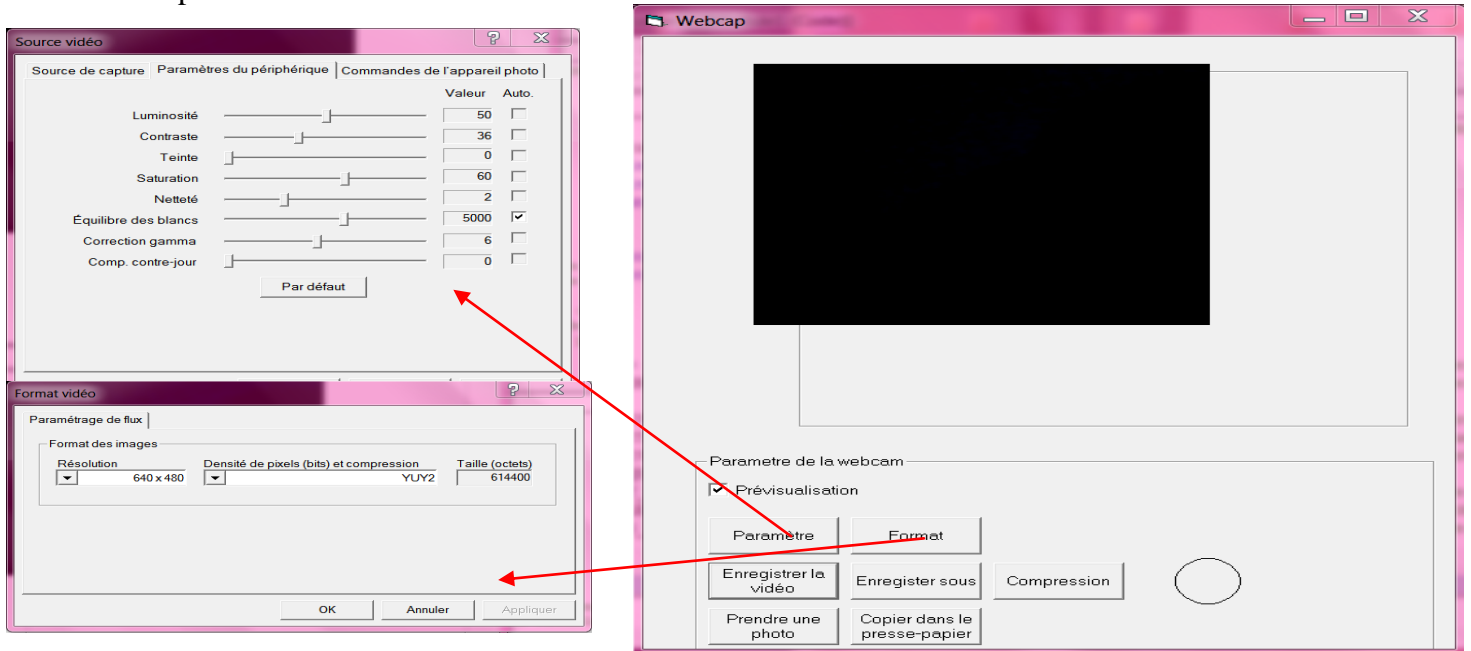


FIG.VI.2.les fenêtres de paramétrage de l'avicap32.dll

Les figures suivantes représentent l'enregistrement d'image TDM sur un cliché de négatoscope à partir d'un flux vidéo :

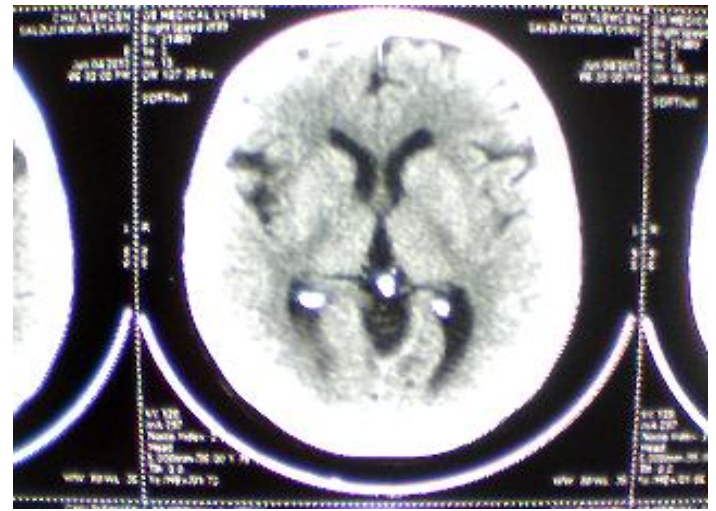
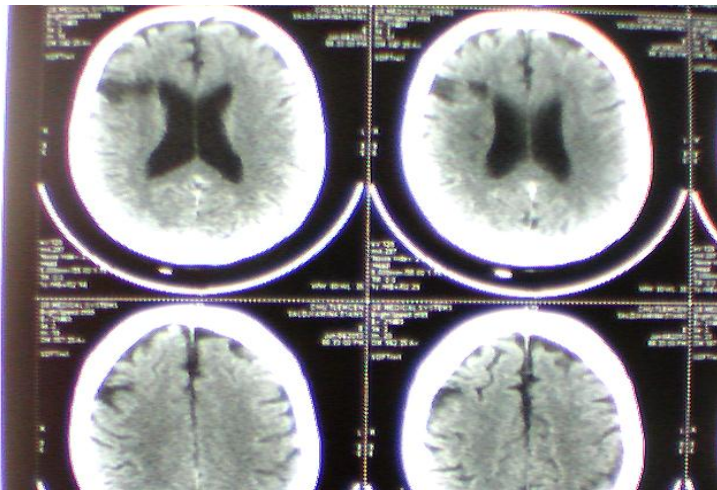


FIG. VI.3. L'enregistrement d'image TDM sur un cliché de négatoscope à partir d'un flux vidéo

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

En définitive, il ne fait plus aucun doute qu'aujourd'hui la découverte de Röntgen n'était pas due au hasard, mais à son génie d'expérimentateur et d'observateur, ainsi qu'à sa remarquable faculté de raisonnement. La découverte des rayons X n'est ainsi que l'aboutissement de recherches approfondies, menées grâce aux rayons dits cathodiques. Les rayons X ont permis, à la fin du 19ème siècle, d'accéder à une connaissance nouvelle, celle de l'intérieur de l'organisme, monde qui avait alors toujours fasciné.

Depuis, l'usage de la radiographie n'a cessé de se développer et d'accéder à des domaines de plus en plus variés. Le monde médical a vu se développer des technologies de plus en plus nouvelles, permettant de passer du simple diagnostic de fracture osseuse des toutes premières radiographies à l'exploration approfondie du corps humain par le CT-Scan. L'industrie, tout comme l'art, utilise désormais les rayons X pour faire avancer ses recherches. Quant au domaine de la sécurité, les rayons X de Röntgen sont aujourd'hui incontournables.

Mais l'usage de plus en plus fréquent dans le domaine médical a permis de constater et de mieux comprendre les dégâts sur les cellules humaines, qui sont mortels. De ce fait, les risques de cette exposition sont aujourd'hui mieux mis en avant et des limites de doses sont posées.

Quant au domaine sécuritaire dans les lieux publics « sensibles », il se pose également des questions d'éthique à propos du respect de la liberté de la vie privée.

Mais si Röntgen était encore là pour voir les fantastiques progrès de l'imagerie médicale et toute la gamme de techniques de diagnostic par ordinateur dont nous disposons aujourd'hui, il éprouverait sans doute quelque fierté à penser que sa découverte de 1895 est à l'origine de ces appareils incroyablement complexes et un élément indispensable de la science d'aujourd'hui.

Par son extraordinaire potentiel à « voir à travers le corps », la découverte de Röntgen offrira certainement encore à l'avenir des opportunités d'applications toujours nouvelles.

Bibliographie :

- [1] : Pr. CHEKOUR Lounis, <<Eléments de diffraction des rayons X >>.
- [2] : M.BERTIN, <<les effets biologique des rayonnements ionisants>>. Electricité de France 1987.
- [3] : A.RAMEE, C.PHILIPPE, P.BOURGUET. <<Imagerie par rayons X et radioprotection>>
- [4] : KLEIN O, et NISHINA Y. Uber die streuning von strahlung durch freielektronen nach derneun relativistischen quantendynamik von dirac.Z.physics, 1928,vol 52,p 853-868.
- [5] : Pierre BLEUET,<<Reconstruction 3D par tomosynthèse généralisée application à l'imagerie médicale par RX>>.
- [6] : BRUNO Van Oystaeyen, <<physique pour la médecine>>.2012.affichage 56.
- [7] : Radiologie conventionnelle :<http://runphym.free.fr/newfiles/conv.html>.
- [8] : Pr BENABDALLAH.M, production des rayons X, master 2 SIM,2013.
- [9] : rapport DRPH/SERN 2010-2012, DIRECTION DE LA RADIOPROTECTION DE L'HOMME<<Doses délivrées aux patients en scanographie et en radiologie conventionnelle>>
- [10] : S.Balduyck, <<Facteur impactant :paramètres d'acquisition>>.2013,Toulouse.
- [11] : GUILLEMAUD R, CUZIN M, ET SIMONL.<<un détecteur numérique modulaire pour la radiologie>>. Journées française de radiologie présentation. Oct.1999, Paris (France).
- [12] : Arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de <<référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire>>.

[13] : Roch P. <<Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire>>. Bilan 2007-2008 – Rapport DRPH n°2010-15

[14] : Paul BARTHEZ, <<Radiobiologie - Effets Biologiques des Radiations Ionisantes>>.

[15] : Roch P. <<Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie >>. Bilan 2007-2008 – Rapport DRPH n°2010-12

[16] :Jean-Luc REHEL ,Patrice ROCH, les niveaux de références diagnostique en Radiologie,Paris,15 janvier 2010

[17] :<<radiologie scanner >> disponible sur le site : <http://runphym.free.fr/NewFiles/scan.html>

[18] :A.Aurengo et T.Petitclerc.Biophysique.3éme édition, chapitre22, page 305

[19] : Pr. Malika ÇAOUI, cour « base physiques de l'imagerie médicale et la radiothérapie », CHU Internat Cheikh Zaid

[20] :E.' Baudrier', baudrier@unistra.fr, cour Scanner X, chapitre 1 et 2.pdf

[21] :<http://membres.multimania.fr/scanrayonxetco/principescanner.htm>

[22] : cours _manips_scanner.pdf ,JT/JM-novembre 2005

[23] : Pr. M.HADJADJ-AOUL, SCANNER THORACIQUE NORMAL, faculté de médecine, Tlemcen, année universitaire 2012-2013.

[24] : D.MARIANO-GOULART, ELEMENTS DE RADIOLOGIE POUR LE PCEM2, Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes, 2006

[25] :[#mw-Head](http://fr.wikipedia.org/wiki/produit_de_contraste)

[26] : Pr.Bensenane Meriem, Opacification haute du tube digestif, faculté de médecine, Tlemcen, année universitaire 2012-2013.

[27] : [Amine Aissa Mokbil ALI],“ Étude et Réalisation d’un Habitat Intelligent pour la Santé (HIS) “, mémoire de magistère en Electronique Biomédical, université de Tlemcen, 2013.

[28] : [#mw-navigation](http://fr.wikipedia.org/wiki/visual_basic).

Résumé :

Les progrès réalisés dans le monde médical accompagné d' progrès prodigieux des systèmes de communication a donné naissance à la télé-radiologie, cette pratique médicale prend une place de plus en plus importante à travers le monde, et indispensable au diagnostique et au traitement.

Dans le cadre de ce mémoire nous avons implémenté une plate forme dédiée à la pratique télé-radiologique et scanographique qui constitue le domaine de prédilection de la télémédecine. Cette plate forme élaborée sous environnement Visual Basic met à profit un certain nombre d'application du système d'exploitation Windows, notamment l'API A=avicap32.dll et l'API BMP2JPG :

- numérisation des images radiographique et scanographique.
- la compression des images radiographique et scanographique.
- Enregistrement des vidéos médical.
- Changement de type de l'image étudié.

Les mots clés : imagerie médicale, rayons X, tube de Coolidge, radiologie conventionnelle, tomodensitométrie, avicap32.dll.

Abstract:

Progress in the medical world accompanied quantum leap communication systems has led to the teleradiology, this medical practice is playing an increasingly important worldwide and essential to diagnosis and treatment.

As part of this thesis we have implemented a platform dedicated tele-radiological and CT practice is the chosen field of telemedicine. This platform developed under Visual Basic environment leverages a number of implementation of the Windows operating system, including API A = avicap32.dll and BMP2JPG API:

digitization of radiographic images and scanographique.

- Compression radiographic images and scanographique .
- Registration of medical videos.
- Change the image type studied.

Key words: medical imaging, X rayon, Coolidge tube, conventional radiology, computed tomography, avicap32.dll.

