

Chapitre IV- Les bases physique de la radiologie

V-1-Introduction

Comment peut-on étudier la physiologie ou le métabolisme du corps humain ou animale sans interagir directement avec celui-ci ? La réponse se trouve dans l'imagerie médicale.

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images sur la base de plusieurs phénomènes physiques tels que la résonance magnétique, la radioactivité, l'absorption et atténuation des R-X, la réflexion d'ondes d'ultrasons, l'effet photoélectrique, etc.

Toute machine dédiée au secteur de l'imagerie médicale nécessite une quelconque forme d'énergie. Dans ce cas là, cette énergie doit être capable de pénétrer les tissus. D'un côté, la lumière visible a une capacité limitée à pénétrer les tissus. Elle est utilisée plutôt à l'extérieur du département de radiologie : dermatologie (photographie de la peau), en gastro-entérologie (inspection du tube digestif), en obstétrique (étude de la grossesse et de l'accouchement) à partir de l'endoscopie et en pathologie (étude des maladies en utilisant le microscope).

C'est donc le spectre électromagnétique hors de la lumière visible qui est utilisé en radiologie diagnostique : rayons X, mammographie (étude des seins), la tomographie axiale, la résonance magnétique et la médecine nucléaire. À l'exception de la médecine nucléaire, les techniques d'imagerie n'ont pas seulement besoin de pénétrer les tissus mais doivent aussi interagir avec ce tissu sous forme **d'absorption, d'atténuation et de diffusion**. Dans le cas contraire, l'énergie détectée ne contiendrait aucune information utile sur l'anatomie du patient et il ne serait pas possible de construire une image en utilisant cette information.

De plus, la qualité des images médicales a surtout une utilité au niveau diagnostique. L'évaluation d'une image médicale ne comprend donc pas de critères artistiques mais des critères techniques. Dans la plupart des cas, il s'agit de trouver un compromis entre l'acquisition d'une image médicale de qualité et la santé et la sécurité du patient. Il est sûr qu'une meilleure image par rayons X peut être obtenue en augmentant la dose d'irradiation administrée au patient, par résonance magnétique grâce à un temps d'acquisition plus long ou de meilleures images ultrasonores grâce à un niveau d'ultrasons plus élevé, etc. Néanmoins, cette amélioration serait au dépend de la sécurité ou du confort du patient. Il s'agit donc de trouver un compromis entre qualité de l'image et sécurité du patient

V-2. Les modalités

Différents types d'images peuvent être obtenues en variant le type d'énergie utilisée et la technologie d'acquisition. Les différentes façons de fabriquer des images médicales sont des modalités d'imagerie. Chaque modalité a son application en médecine.

V-3. La radiographie plane (graphie)

Il s'agit de la première technologie d'imagerie médicale. Elle fut découverte en 1895 par le physicien Wilhelm Roentgen, qui fit aussi les premières images de l'anatomie humaine. C'est la radiographie qui a donné naissance à la discipline appelée radiologie.

À la base, cette technologie n'utilise que deux grands équipements : une source de rayons X positionnée devant le patient et un détecteur de rayons X (plat en général) qui est placé de l'autre côté.



Figure 1. Equipements radiographiques.

Le processus de base consiste en une émission de rayons X de courte durée (0.5 sec) de la source positionnée en face du patient et qui interagit avec celui-ci. Le détecteur permet de voir comment les rayons X se sont modifiés une fois qu'ils ont traversé le corps. Les rayons X, à la sortie de la source (du tube à rayons X) sont atténués par les milieux biologiques traversés suivant une loi exponentielle qui tient compte de l'absorption photoélectrique et de la diffusion par effet Compton. Soit I_0 le flux incident de rayons X pénétrant dans un milieu hétérogène de coefficient d'absorption μ , et I le flux émergent, nous obtenons la relation suivante :

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

Ainsi, la distribution homogène initiale des rayons (ceux qui sont sortis de la source) est modifiée selon l'intensité avec laquelle ceux-ci sont absorbés (processus nommé atténuation) ou diffusés dans le corps. Les propriétés d'atténuation des tissus comme l'os ou les tissus mous sont différentes, ce qui résulte en une distribution non homogène des rayons qui émergent du patient et qui, en conséquence vont atteindre la plaque du détecteur. L'image radiographique est donc l'image de la distribution des rayons X, où les zones les plus blanches sont celles qui correspondent aux zones de grande atténuation et celles qui sont plus foncées correspondent aux zones de moindre atténuation. Le détecteur peut être soit un film photosensible soit un système de détection électronique (radiographie digitale).

La radiographie est une imagerie par transmission et projection. La source de rayons est à l'extérieur du corps (concept lié à l'imagerie par transmission), et chaque point de l'image correspond à une information le long d'une trajectoire linéaire à travers le patient.

Dans ces principaux domaines, la radiographie est très largement utilisée pour le diagnostic de fractures osseuses, de cancer des poumons et de problèmes cardiovasculaires.



Figure 2. Radiographie antéro-postérieure et latérale d'un coude

Lorsqu'une radiographie est prise, le patient reçoit une dose d'irradiation qui dépend de l'examen et de l'appareil utilisé.

V-4. Formation de l'image radiologique

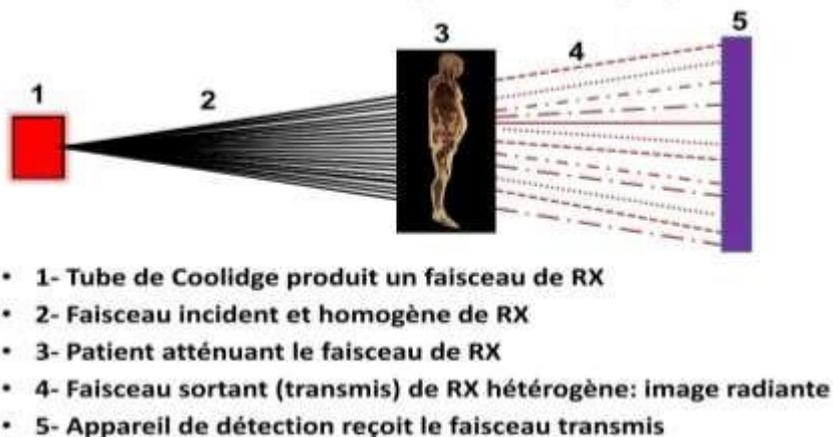


Figure 3. Formation de l'image radiologique

Le faisceau de RX qui sort du tube est homogène, divergent, conique et se propageant en ligne droite. Il est collimaté par un diaphragme dont le rôle est de réduire l'irradiation et le rayonnement diffusé (inutile), donc l'amélioration de la qualité d'image et assurer la radioprotection.

Le faisceau homogène de RX traverse un milieu hétérogène et subit une atténuation (absorption, affaiblissement) fondé sur la grande pénétration des RX dans le tissus traversés, et leur inégale absorption par divers constituants de l'organisme.

V-5. L'image radiante et la notion de Contraste Radiologique.

Le faisceau homogène I est inégalement atténué par l'organisme, soit hétérogène avec des intensités I_1 et I_2 suivant les milieux traversés. Il constitue l'image radiante (non visible par l'œil). Pour quantifier cette différence on utilise la notion de contraste radiologique.

A- Définition

On appelle le contraste, la variation relative de la lumière d'un point à l'autre de l'image. Donc, on définit le contraste radiologique entre deux points de l'image radiante d'intensité respective I_1 et I_2 par le rapport :

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 x_1} \quad \text{et} \quad I_2 = I_0 e^{-\mu_2 x_2}$$

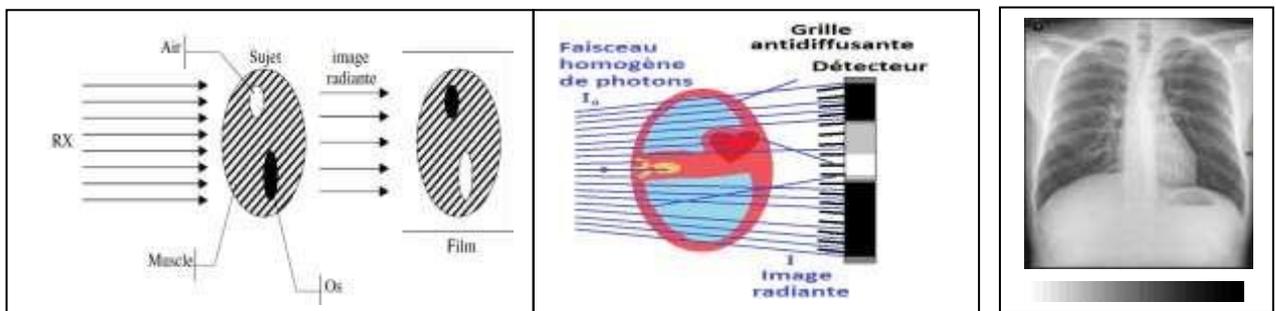


Figure 4. L'image radiante et le contraste

B- Facteurs de contraste

1- Différence d'épaisseur.

Un faisceau de RX traverse deux épaisseurs **a** et **b** d'un même matériau de coefficient linéaire d'atténuation μ .

On pose $h = a - b$

Par définition du contraste, on a :

$$C = \frac{e^{-\mu a} - e^{-\mu b}}{e^{-\mu a} + e^{-\mu b}}$$

Et si h est relativement petit

$$C = \frac{1}{2} \mu h$$

2- Différence de nature des milieux

Un faisceau de RX traverse une même épaisseur x de deux substances différentes de coefficients d'atténuations linéaires μ_1 et μ_2

On a:

$$C = \frac{e^{-\mu_1 x} - e^{-\mu_2 x}}{e^{-\mu_1 x} + e^{-\mu_2 x}}$$

Et si x est relativement petit

$$C = \frac{1}{2} (\mu_1 - \mu_2) x$$

Donc le contraste pour de petites épaisseurs est directement proportionnel à l'épaisseur et à la différence des coefficients d'atténuation linéaires.

A l'exception de l'os constitué de Calcium de $Z = 20$, la plupart de constituants anatomiques de l'organisme sont faits d'éléments de Z voisins:

$$H = 1, C = 6, N = 7, O = 8$$

Donc contraste obtenu dépendra essentiellement de la différence de densité et d'épaisseur des tissus et organes traversés.

| Tissus | ρ (g/cm ³) |
|--------------------|-----------------------------|
| Tissus mous et eau | 1 |
| Graisse | 0,8 |
| Muscles | 1,3 |
| Os | 1,8 |

Tableau 1. Les principales masses volumiques du corps

Lorsque les différences de masse volumiques sont trop faibles, on est amené à utiliser les produits de contraste comme le CO₂ (myélographie, dans le canal rachidien), le baryum (appareil digestif) et l'iode (appareil circulatoire et les reins).

3- Variation du contraste avec la tension accélératrice

Le contraste augmente lorsque l'énergie des photons X, c'est -à-dire de la tension accélératrice, diminue. En fait les coefficients d'atténuations sont d'autant mieux différenciés que les énergies sont faibles.

Ainsi on est amené à utiliser de faibles tensions accélératrices pour radiographier des tissus à faible contraste naturel : mammographie par exemple.

V-6. Formation des contours- image radiante

A- Apparition des structures anatomiques

Les structures anatomiques apparaissent lorsqu'il y a au niveau de leur contour géométrique une brusque variation de l'épaisseur, de la densité ou du numéro atomique Z , entraînant une variation rapide et intense du rayonnement transmis.

Cette brusque variation se traduit par l'apparition d'un contour sur l'image radiologique.

B- Caractéristiques de l'image radiante

On appelle image radiante l'image potentielle, portée par le rayonnement transmis par le patient ; elle présente plusieurs caractéristiques. C'est une image invisible puisqu'elle est constituée de R.X de la longueur d'onde inférieure à la sensibilité de l'œil (400 à 800 nm).

- 1- D'abord, l'image radiante est une sommation d'ombres portées. Effectivement les structures anatomiques donnent des images qui se superposent les unes aux autres. Pour pallier cet inconvénient, on multiplie les rayons incidents ou bien on réalise des tomographies.
- 2- Une deuxième caractéristique de l'image radiante est ce que l'on appelle l'agrandissement. Le faisceau étant conique, la projection de l'organe sur le film sera plus grande. On a deux solutions pour pallier cet inconvénient. On rapproche l'objet de l'écran et on écarte au maximum la distance D entre la source et l'écran. Mais cette dernière opération fait tomber le débit d'exposition entraînant un temps de pose long. On est donc obligé de prendre une valeur moyenne de D (2,5m).
- 3- La source de R.X doit être aussi ponctuelle que possible. L'image radiante présente un certain flou du fait justement que la source ne peut être rigoureusement ponctuelle à cause des problèmes d'échauffement (avec une source trop petite, on arriverait à faire fondre l'anode).
On utilise des foyers de l'ordre de 3/10 de mm de diamètre et pour limiter au maximum l'échauffement, on utilise des anodes tournantes.
- 4- L'image radiante doit être centrée.
Une structure anatomique ayant par exemple la forme d'un disque se projettera suivant une ellipse si elle est placée à côté de l'axe principal du faisceau, l'image radiante est déformée quand elle n'est pas centrée sur l'objet.

V-7. Les systèmes de récepteurs (transformation de l'image radiante en image lumineuse).

Il s'agit de rendre l'image radiante invisible en image visible. On utilise des écrans luminescents, des films radiographiques, une association de ces deux procédés et enfin des procédés électroniques.

A- Ecran luminescent ou radioscopie

La radioscopie va utiliser la propriété de certains sels de transformer les R.X en lumière visible.

Un écran de radioscopie est constitué par une feuille de carton sur laquelle est déposée une couche cristalline de sulfure de zinc, elle-même recouverte d'un film protecteur transparent.

Les rayons émis par le sulfure de zinc ou de cadmium est intéressant car il a une longueur d'onde de 550 nm qui correspond pratiquement au maximum de sensibilité de l'œil.

L'intérêt majeur de la radioscopie est pouvoir faire l'étude d'organes en mouvement (détecteurs dynamiques).

Elle a par contre deux inconvénients :

- On n'a aucun document à mettre dans un dossier donc aucun élément de comparaison.
- Le médecin doit faire un diagnostic très rapide pour éviter une très trop longue irradiation du malade.

B- Film radiologique.

C'est un film photo classique (support solide sur lequel est posé un gel comprenant des cristaux de bromure d'argent). On a adapté ces films classiques un peu mieux au radiodiagnostic en incorporant à l'intérieur de la gélatine des sels de métaux lourds (Au) pour mieux arrêter les rayonnements. On a également augmenté l'épaisseur de l'émulsion toujours pour mieux recueillir l'énergie du rayonnement et enfin on place une couche sensible des deux cotés du film. La netteté de l'image s'en trouve un peu détériorée, mais la sensibilité est plus grande et l'on évite les erreurs de manipulation.

Les intérêts et les avantages du film radiologique sont exactement les inverses de la radioscopie.

C- Association écran-film

On utilise les propriétés de fluorescence de certaines substances comme le tungstate de calcium pour transformer les R.X en émission lumineuse de 420 nm qui représente le maximum de sensibilité des films radiologiques.

On place donc le film radiologique entre deux écrans dits « renforçateur » permettant d'avoir des temps de pose plus brefs, on augmente ainsi la sensibilité du film.

Inconvénient : l'écran renforçateur représente un milieu solide où se fait une diffusion des faisceaux de R.X entraînant une diminution de la définition.

Le radiologue a deux possibilités à sa disposition :

- Soit un écran à haute sensibilité et à faible définition (maladies pulmonaires, difficultés pour poser longtemps)
- Soit un écran à basse sensibilité et haute définition si le malade a la possibilité de poser plus longtemps.

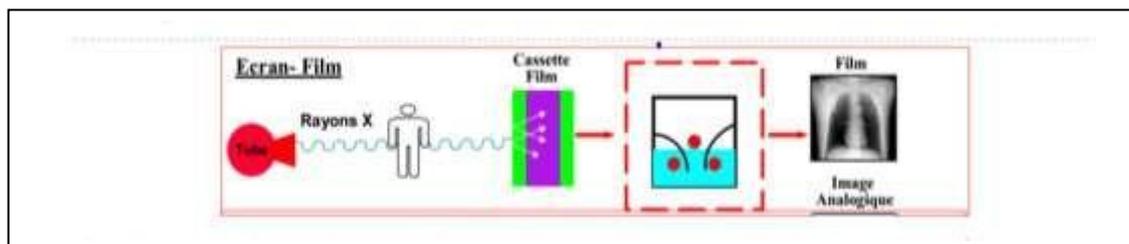


Figure 5. Détecteur en associant écran film

D- Amplification de brillance

C'est un système électronique qui transforme d'abord les R.X incidents en électrons. Ensuite les électrons sont accélérés et redonnent à leur tour une image visible sur un écran cathodoluminescent.

Son intérêt est de donner au médecin l'avantage de la radioscopie tout en supprimant ses inconvénients. L'intensité est même suffisante pour faire des films statiques et dynamiques.

E- La radiographie numérique

Un détecteur sensible aux photons, remplace le film classique. Ce détecteur, selon la technologie utilisée, fournit directement ou indirectement les données analogiques de l'image à l'ordinateur qui les transforme par calcul en données numériques c'est le principe de l'image numérique.

Différentes technologies numérisent l'image radiologie :

- Radiologie informatisée CR : écrans radio luminescents à mémoire ERLM
- « Digital Radiography » DR indirecte : utilise des détecteurs, la lecture est réalisée par caméra CCD (capteur à transfert de charge).
- « Digital Radiography » DR directe : utilise des détecteurs à capteur plan. Les charges électriques sont converties directement en données numériques.

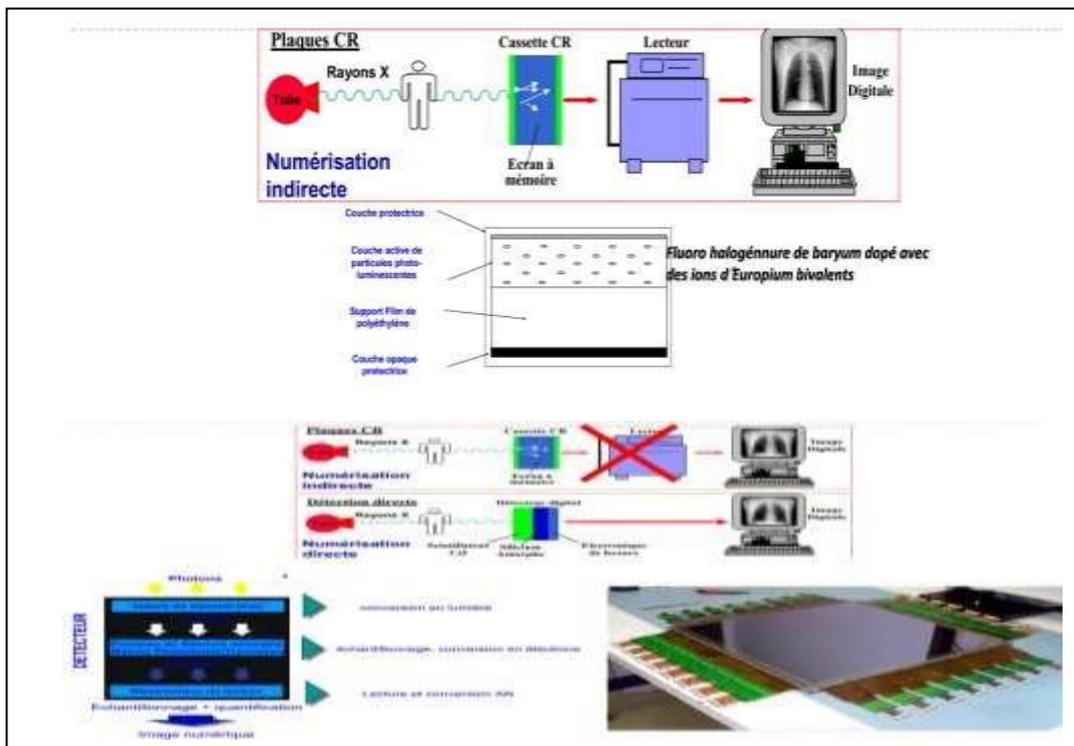


Figure 6. Détecteurs numériques ERLM et capteurs plans

L'imagerie numérique ne cesse de se développer permet au médecin :

- un diagnostic plus fiable
- de disposer de l'information à tout moment sur place et à distance, archivé et enregistré sur support (disque dur, USB, CD...) transmise via réseaux sécurisés ou consultée directement sur écran : ce qui est rapide, économique et écologique.
- réduire les gestes invasifs : « explorer l'intérieur depuis l'extérieur »
- de réduire l'exposition aux rayonnements ionisants d'où minimiser l'irradiation et respecter les normes de radioprotection.

V-8. La radiographie avec produits de contraste

Pour une structure intermédiaire, peu contrastée (tissus mous) on augmente le contraste entre deux milieux par des produits de contraste (PC) :

- produits de contraste radio-transparents, apparaissant en noir sur l'image, comme l'air ou au gaz.
- produits de contraste radio-opaques (Z élevé), apparaissant en blanc sur l'image exemple : sulfate de baryum $BaSO_4$ ou baryte ($Z = 56$) pour radiographie du tube digestif : (TOGD, transit du grêle, lavement baryté (colon) ; PC iodés ($Z = 53$) explore l'appareil circulatoire (artériographies)... ; reins (UIV)...
- en radioprotection, le plomb Pb_{82} protège contre les rayonnements ionisants.



Figure 7. Examens avec produits de contraste en radiologie

V-9. Tomodensitomètre TDM (Scanner) :

La TDM (improprement appelée scanner) fournit l'image d'une coupe du corps. Le principe de reconstitution de l'image est basé sur le calcul des différents coefficients d'atténuation des structures traversées.

En radiologie 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 fine sous différents angles. Le scanner permet ainsi une visualisation en profondeur.

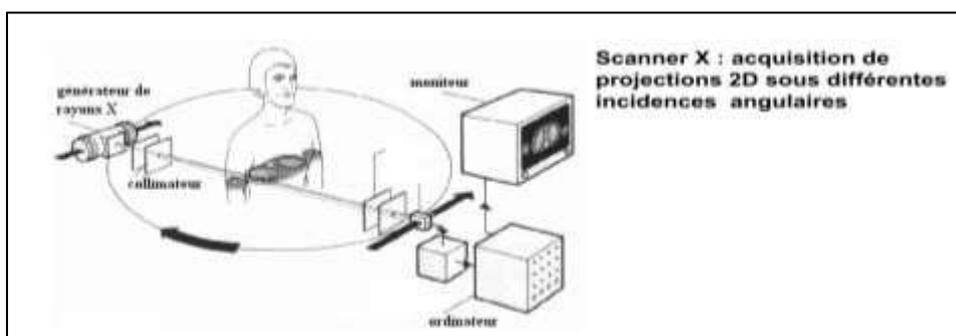


Figure 8. Le Scanner

Constitution de base d'une TDM (Scanner).

Le patient allongé sur une table qui se déplace à travers un anneau, il contient le tube émetteur de RX et une série de détecteurs :

- le tube des RX au lieu d'être fixe, tourne autour du patient.
- une série de détecteurs disposés en couronne en face du tube de RX, mesurent l'intensité du faisceau transmis de RX à chaque rotation.

Un puissant système informatique traite en quelques secondes les millions de données acquises durant l'examen et les traduit en images sur un écran (imprimées ensuite sur un film photographique)

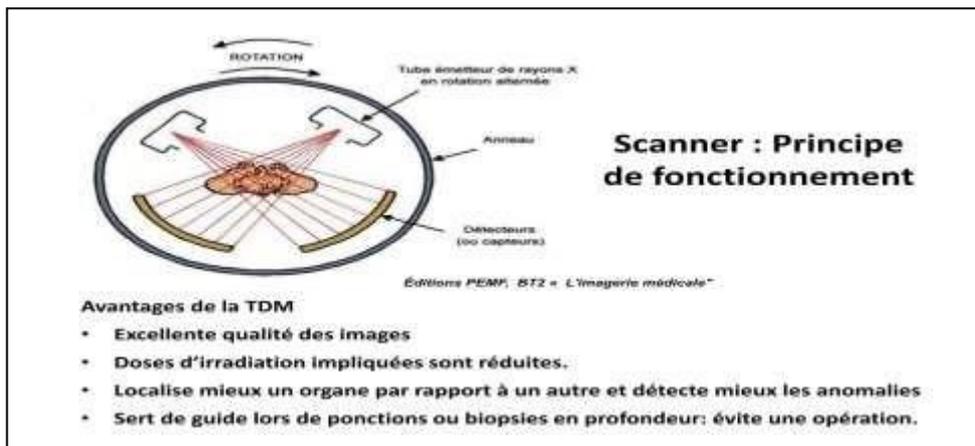


Figure 9. Le principe de fonctionnement du scanner

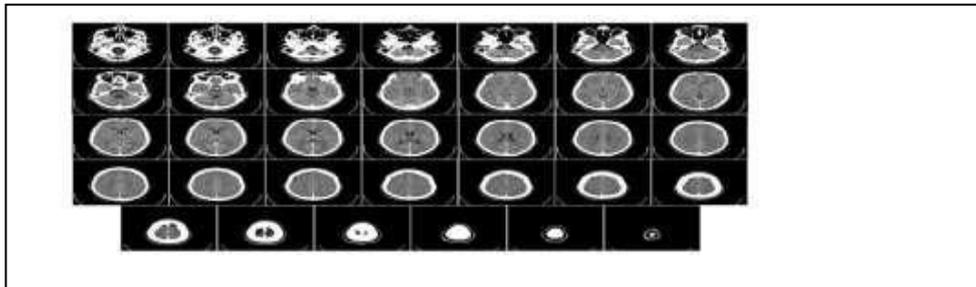


Figure 10. Tomographie du crâne

Sources :

Cours de Dr. T. DJEMIL (MCA) 2015-2016

Cours de Pr. Malika ÇAOUI
Service de Médecine Nucléaire CHU International Cheikh Zaid
Faculté de Médecine et de Pharmacie - Rabat

https://cours.etsmtl.ca/gts503/Cours/Notesdecours/GTS503_C3-Imagerie%20-%20NotesDeCours.pdf

<http://www.cea.fr/multimedia/Documents/publications/livrets-thematiques/livret-imagerie-medicale.pdf>