

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Mouloud Mammeri De Tizi-Ouzou



Faculté De Génie Electrique Et D'informatique
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

En vue de l'obtention du diplôme de

MASTER EN ELECTRONIQUE

Spécialité : ELECTRONIQUE BIOMEDICALE

Thème

Etude des appareils médicaux et application au scanner

Encadré par : Y. Attaf

Réalisé par : Laziz Bourbas

Année universitaire 2013/2014

Remerciements

Louanges à Dieu pour les bénédictions et l'aide qu'il nous a accordé.

Puisse-il faire en sorte que mon présent travail soit sincère et bénéfique.

Je tiens tout d'abord à adresser mes plus sincères remerciements et mes profonds sentiments de reconnaissance et de respect à mon encadreur **M^r : Y.Attaf** pour le temps et l'aide qu'il a voulu me consacrer tout au long de la réalisation de ce mémoire, ainsi que pour ses remarques, ses critiques, ses conseils judicieux qui m'ont été très profitables.

Mes remerciements vont aussi à tous le corps pédagogique : enseignants, administrateurs, employés du département d'électronique ainsi que toutes les personnes de notre faculté.

Enfin, je remercie le président et les membres du jury qui ont bien voulu lire mon travail et l'apprécier à sa juste valeur.

Dédicaces

Avec l'aide de dieu tout puissant, j'ai pu achever ce modeste travail que je dédie à :
A l'être qui m'ai le plus cher au monde, la personne que je ne remercierai jamais assez
pour tout le soutiens et l'aide qu'elle ma donner le long de mes années d'études ma
chère

MÈRE, que je lui souhaite une vie pleine de santé et de joie.

Je dois dédier ce modeste travail à mon **PÈRE** qui n'a jamais cessé de m'encourager
pour entreprendre mes études et atteindre cet objectif.

A mes très chers frères :

Amar, Ahcène, Achour et Ramdane.

A mes sœurs :

Melleha, Zina et sa fille djoudjette.

A mes cousins : Bouras, youba, Achour...

A mes biens aimés :

Fetah, Amar, Belka, Yacine...

A mes amis :

Zahia, Farida, Kamel, miloud...

A tous les étudiants de la spécialité biomédicale promotion 2013/2014.

Sommaire

Introduction générale	i
Chapitre I : généralités sur l'imagerie médicales	
I Introduction.....	1
II Imagerie par Rayons X.....	1
II. 1 La radiologie conventionnelle.....	2
II. 2 Le scanner à rayons X	3
II.3 Inconvénient.....	4
III La résonance magnétique.....	5
IV La médecine nucléaire.....	6
IV. 1 La tomographie par émission mono-photonique (TEMP).....	7
IV. 2 La tomographie par émission de positons (TEP).....	7
V Les ultrasons.....	8
V. 1 L'échographie.....	8
V. 2 L'effet Doppler.....	9
VI Les fibres optiques.....	10
VII L'endoscopie.....	10
VIII L'électrophysiologie.....	11
IX La thermographie.....	12
X Conclusion.....	12
Chapitre II : appareils d'imageries médicales	
I Introduction.....	13
II Radiologie conventionnelle.....	13
II. 1 Quelques propriétés des rayons x.....	13
II. 2 Les équipements de radiographie.....	14
II. 2.1 Le générateur.....	14

II. 2.2 Le tube à rayons x.....	14
II. 2.3 La couche de demi-atténuation (CDA).....	16
II. 2.4 Le diaphragme (collimateurs).....	17
II. 2.5 Le statif.....	17
II. 2.6 Grille anti-diffusante.....	17
II. 2.7 La cassette contenant le film.....	18
II. 3 Détection de l'image radiante.....	19
II. 4 Développement du film.....	19
II. 5 Flous de l'image radiologique.....	19
III Echographe.....	20
III. 1 Effet piézo-électrique.....	21
III. 2 Caractéristiques du faisceau d'ultrasons.....	21
III. 2.1 Nature des ondes acoustiques.....	22
III. 2.2 Vitesse de propagation de l'onde acoustique.....	23
III. 3 Les sondes ultrasonores.....	23
III. 3.1 Transducteur sectoriel.....	24
III. 3.2 Transducteur linéaire.....	24
III. 3.3 Transducteur courbe.....	24
III. 4 Interaction des ondes ultrasons avec la matière.....	24
III. 4.1 Réflexion	25
III. 4.2 Diffusion.....	26
III. 4.3 Absorption.....	26
III. 5 Fonctionnement standard de l'échographe.....	26
III. 5.1 De la réception de l'écho au signal numérique unidimensionnel.....	27
III. 5.2 Du signal numérique 1D à l'image échographique 2D.....	28
III. 6 Les principaux modes de visualisation.....	28
III. 6.1 Le mode A.....	29

III.6.2 Le mode B.....	29
III. 6.3 Le mode TM.....	30
III. 7 L'échographie-doppler.....	30
III. 7.1 Différents modes doppler.....	31
III. 7.1.1 Doppler continu.....	31
III. 7.1.2 Doppler pulsé.....	31
IV. L'imagerie par résonance magnétique.....	32
IV. 1 La résonance magnétique nucléaire.....	32
IV. 1.1 Origine du signal de RMN.....	33
IV. 1.1.1 Moment magnétique du proton.....	33
IV.1.1.2 Application d'un champ magnétique statique.....	33
IV. 1.1.3 Précession de Larmor.....	34
IV. 1.1.4 Aimantation résultante.....	35
IV. 1.1.5 Ondes radiofréquences.....	35
IV 1.1.6 La relaxation.....	36
IV. .2.Description de différents composants de l'IRM.....	37
IV. 2.2 L'aimant principal.....	37
IV. 2.2.1 L'aimant résistif.....	38
IV. 2.2.2 L'aimant permanent.....	38
IV. 2.2.3 L'aimant supraconducteur.....	39
IV. 2.3 La structure de l'aimant.....	40
IV. 2.4 Les bobines de gradient.....	41
IV. 2.5 Les antennes radiofréquences.....	43
IV 2.5.1 Les antennes de volume.....	43
IV.2.5.2 Les antennes de surface.....	44
IV.2.6 Les bobine de correction de champ.....	44
IV. 2.7 Les blindages.....	44

IV. 2.8 La partie informatique.....	45
IV. 2.8.1 La console d'acquisition.....	45
IV. 2.8.2 L'unité de traitement.....	46
IV. 2.9 Le système de refroidissement.....	46
V. Conclusion.....	47

Chapitre III Application au scanner (TDM)

I. Introduction.....	48
II. Principe de formation de l'image.....	48
II 1.1 Atténuation.....	49
II 1.2 Projections.....	50
II 1.3 Rétroprojection	51
II 1.3 De la matrice a l'image.....	51
III. Constitution d'un scanner.....	52
III .1 Le statif.....	52
III 1.1.1 Première génération.....	53
III 1.1.2 Deuxième génération.....	54
III 1.1.3 Troisième génération.....	54
III 1.1.4 Quatrième génération.....	54
III 1.1.5 Rotation continue et acquisition hélicoïdale.....	55
III 1.2 Géométrie.....	55
III 2. Chaîne radiologique.....	56
III 2.1Générateur de tube à rayons X.....	56
III 2.2 Tube.....	56
III 2.3 Filtration et collimation.....	56
III.2.4 Système de détection.....	57
III.3.1 Architecture des détecteurs.....	59
IV. Conclusion.....	59

Conclusion générale.....	60
Bibliographie	61

Introduction générale

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

L'imagerie médicale regroupe l'ensemble des informations visuelles de l'intérieur du corps humain acquises à partir de différents moyens dont les principes de fonctionnement sont basés sur des phénomènes physiques tel que l'absorption des rayons x, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion des ondes ultrasonores ou la radioactivité auxquels ont associées parfois les techniques d'imagerie optique comme l'endoscopie. Avec les progrès de la technologie en matière de graphisme ainsi que de ceux de l'informatique, l'imagerie médicale est devenue un moyen courant et inévitable pour les médecins qui cherchent à mettre en valeur une pathologie ou à étudier le fonctionnement d'un organe. En effet, l'imagerie anatomique permet d'identifier, localiser et mesurer les différentes parties de l'organisme.

Au cours de ces dernières décennies, en plus de l'amélioration de la précision et de la qualité de l'image, les efforts de recherche ont porté sur la réduction de la taille des systèmes qui utilisent cette technologie afin de développer des systèmes portables et à faible coût. La miniaturisation de ces systèmes permet l'expansion de cette technologie vers d'autres applications telles que les urgences, la médecine itinérante et vétérinaire. De plus, la réduction du coût de ces appareils favorise l'accessibilité de cette technologie. il est important de mentionner qu'il est possible de combiner plusieurs techniques complémentaires afin de pouvoir générer des images et ainsi obtenir toutes les informations souhaitées.

Nous expliquerons les différentes techniques d'imagerie médicale et le fonctionnement de ces appareils d'un point de vue physique.

Ce manuscrit est organisé en trois chapitres, le premier porte sur les généralités d'imageries médicales, le deuxième traite les différents appareils médicaux, le troisième chapitre développe l'application au scanner. Nous terminons ce travail par une conclusion générale et une bibliographie.



Chapitre 1

Généralités sur l'imagerie
médicale

I. Introduction

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion d'ondes ultrasons ou la radioactivité. Ces technologies ont révolutionné la médecine grâce aux progrès de l'informatique (programmation et algorithmes) en permettant de visualiser l'anatomie, la physiologie ou le métabolisme du corps humain afin de mieux le diagnostiquer et le soigner.

II. Imagerie par Rayons X [1]

C'est en Novembre 1895 que le physicien allemand Wilhelm Röntgen découvre de manière presque fortuite l'existence des « Rayons X » (nommés ainsi car ils étaient encore inconnus), rayonnements ionisants qui lui valurent le prix Nobel de Physique en 1901. Cette découverte découle de la mise en application des rayonnements cathodiques produits par des tubes de Crookes ; expérience très appréciée des physiciens à cette époque.

Lors de ses expérimentations, Röntgen parvient à rendre luminescent un écran de platinocyanure de baryum et détermine plusieurs propriétés des Rayons X qu'il expose dans son article (« À propos d'une nouvelle sorte de rayons »), paru en Décembre 1895. Ces propriétés sont :

« les rayons X sont absorbés par la matière ; leur absorption est en fonction de la masse atomique des atomes absorbants ; les rayons X sont diffusés par la matière ; c'est le rayonnement de fluorescence ;

les rayons X impressionnent la plaque photographique ;

les rayons X déchargent les corps chargés électriquement. »

Le physicien effectuera ainsi, dans sa recherche, la toute première radiographie de l'histoire : un cliché de la main de sa femme, ayant tout de même nécessité 20 min de temps d'exposition. (Fig. I.1). Ceci marque le début de la radiologie.



Fig.I.1 : Cliché radiographique de la main de Mme Röntgen

II.1 La radiologie conventionnelle [2]

En 1913, Coolidge inventa le tube générateur de rayon X, ce qui conduit au rapide développement de la radiographie par rayon X avec utilisation de plaques photographiques. Cette technique est très utile pour visualiser les structures osseuses et les masses anormalement denses qui absorbent particulièrement les rayons X (fig. I.2) .

Aujourd'hui, la Radiographie à rayon X traditionnelle a fait une évolution avec la digitalisation de l'image d'acquisition. Cette méthode permet de manipuler et de sauvegarder plus facilement les images dans des équipements informatiques



Fig. I.2 : Cliché Radiologique de la main.

II.2 Le scanner à rayons X

Depuis les années 1970 s'est développé un autre outil utilisant les rayons X: le scanner à rayons X, encore appelé scanographe, scanner X, scanneur, tomodynamomètre ou en anglais CT pour Computerized Tomography. Le premier prototype industriel a été présenté en 1972 par G.N. Hounsfield (Prix Nobel 1979) au Congrès annuel du British Institute of Radiology (Fig. I.3). Il pallie le principal défaut de la radiographie conventionnelle, qui ne permet pas de faire de l'imagerie en trois dimensions. Le scanner X réalise au contraire de fines sections en deux dimensions (2D), d'épaisseur typique 1 mm. Pour cela, un fin pinceau de rayons X, issu d'une source collimatée, balaye le corps du patient et réalise une première image en 2D. Quatre générations de scanners X se sont succédé avec des géométries sources-détecteurs différentes, réduisant progressivement les temps d'acquisition. Actuellement, les appareils de cinquième génération acquièrent une image 2D en quelques millisecondes seulement (FigI.4), permettant une véritable imagerie temps réel, et les scanographies à acquisition hélicoïdale rapide réalisent des images en trois dimensions.

Le scanner X trouve ses applications dans de nombreux domaines de la médecine: pathologie cran-encéphalique, ophtalmique, examen de l'abdomen, du thorax, des poumons.

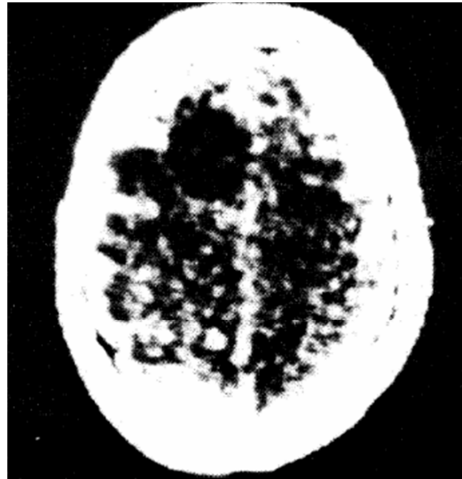


Fig. I.3 : La première image cérébrale obtenue par Hounsfield

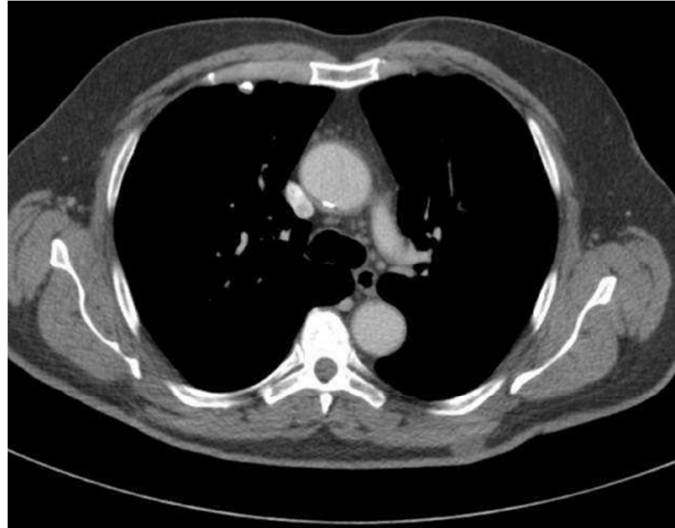


Fig.I.4 image thoracique d'un scanner multi barrettes

II.3 Inconvénient

L'exposition à des radiations électromagnétiques (Rayons X) peut causer des dommages pour la santé du patient ou des manipulateurs. Ce risque de dommages est lié à la durée d'exposition et à la quantité de rayonnements reçus par l'organisme.

On retrouve deux types d'effets des radiations sur le corps humain :

- Les effets stochastiques sont davantage liés à la transformation des cellules qu'à leur destruction. Le cancer est un exemple de maladie résultant d'effets stochastiques. Sa probabilité d'apparition dépend de la dose reçue.
- Les effets déterministes résultent de dommages irréparables sur l'ADN causés par une dose importante d'irradiation ; cela entraîne la mort de nombreuses cellules. Ces effets apparaissent au-delà d'un seuil limite de rayonnement. L'importance et la gravité des symptômes augmentent en fonction de la dose reçue. Plus ce seuil est dépassé, plus les dommages causés sont graves.



Fig.I.5. Symbole des dangers des risques ionisants

III. La résonance magnétique [3]

En 1946, les physiciens américains, Félix Bloch (1905-1981) et Edward-M. Purcell, découvrent le moment magnétique, des composants nucléaires porteurs d'une charge électrique (proton par exemple) et étudient leur comportement dans un champ magnétique ; ce qui leur vaut le Prix Nobel de physique en 1952. Ces notions permettent la naissance, dans les années 1960, de la spectroscopie par résonance magnétique nucléaire car des champs magnétiques puissants deviennent possibles par l'emploi de supraconducteurs.

L'IRM arrive plus tard, son principe est de plonger le corps humain dans un champ magnétique homogène et puissant (0,5 à 1,5 Tesla), d'émettre à intervalles des ondes de radiofréquences, puis de recueillir les réactions des protons aux incitations de ces ondes ; ceci dans le but d'obtenir toutes sortes d'images du corps humain (en coupes ou en 3 D) grâce aux techniques de reconstruction déjà évoquées à propos de la scanographie. Les calculs utilisent les transformées d'un mathématicien français, Joseph Fourier (1768-1830) et nécessitent des ordinateurs de très grande puissance.

Cette imagerie débute modestement en 1971 avec Raymond Damadian, professeur de physique à l'Université de Brooklyn, qui pense ainsi différencier les tissus pathologiques des tissus sains. En 1976, il réalise un premier prototype utilisable et effectue l'année suivante des examens sur des volontaires. Presque simultanément des équipes de Grande-Bretagne, à Aberdeen et Nottingham, réussissent des images en coupes de doigts et de poignets, puis du crâne en 1979. Le Prix Nobel de médecine de 2003 réunit Paul Lauterbur et Peter Mansfield. Au début, les appareils sont limités à l'examen de la tête (Fig. I.6).

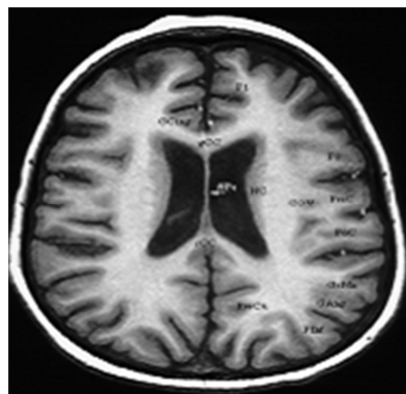


Fig.I.6 Coupe axiale du cerveau

Il faut attendre les années 1980 pour obtenir des explorations du corps entier grâce à des champs magnétiques puissants et homogènes, de grandes dimensions. Devant l'intérêt suscité par cette nouvelle imagerie, les constructeurs de matériel radiologique, déjà très concernés par l'évolution des scanographes, se lancent dans la conception des onéreux appareils d'IRM : l'importance des investissements nécessaires entraîne un regroupement des firmes à l'échelle mondiale avec disparition des plus modestes.

- **Avantages**

- Cette technique permet de représenter avec une grande précision anatomique l'intérieur du corps dans toutes les directions et même en volume, sans la moindre conséquence pour le patient. Grâce aux contrastes, on décèle les plus petites tumeurs, les plus petits angiomes ou accidents vasculaires...
- L'un des avantages de l'IRM est l'absence d'injection de traceur extérieur.
- Par ailleurs, les rayonnements sont totalement inoffensifs.

- **Inconvénients**

- Cet appareillage n'est pas disponible dans tous les hôpitaux.
- L'examen est long, une heure environ, il est nécessaire de rester immobile.
- L'IRM a besoin des aimants puissants, lourds, encombrants et très onéreux.
- Lors de l'examen, le patient est inconfortablement installé puisqu'il est maintenu à l'intérieur d'un tube étroit et bruyant dû aux impulsions électromagnétiques.
- Cependant, il est contre indiqué en cas de claustrophobie et en cas de présence d'un corps étranger

IV. La médecine nucléaire

Henri Becquerel, professeur de physique au Muséum d'histoire naturelle de Paris il découvre la radioactivité naturelle le 1er mars 1896. Pierre et Marie Curie se lancent alors dans l'étude des corps radioactifs et réussissent à isoler le radium en 1898 (Prix Nobel de physique 1903) Irène et Frédéric Joliot découvrent les isotopes radioactifs (Prix Nobel de physique 1934) ce qui mène à l'invention de la tomographie par émission monophotonique (TEMP) en 1957 et la tomographie par émission de positons (TEP) en 1980. [4]

IV.1 La tomographie par émission mono-photonique (TEMP)

C'est une technique d'imagerie qui utilise des isotopes radioactifs émetteurs de simple photon (émetteur de rayons gamma). Le produit va se fixer de façon passagère sur certains tissus ou organes. Une fois fixé, on mesure la radioactivité sur l'organe ou les tissus grâce à un appareil appelé gamma-caméra : c'est une table équipée d'une ou plusieurs caméras spéciales qui captent le rayonnement gamma pour produire une scintigraphie. [5] Le but n'est pas d'obtenir une image anatomique (résolution nettement inférieure à l'IRM) mais d'avoir des informations fonctionnelles et de localiser les zones de dysfonctionnements.



Fig.I.7 L'appareil gama-caméra

IV.2 La tomographie par émission de positons (TEP)

D'un autre côté, la tomographie à émission de positron (TEP) est une technique similaire au TEMP, toutefois elle utilise un autre type de marqueur. Ce dernier émet des positons (ou positron) et la molécule utilisée à titre de marqueur (qui contient l'isotope radioactif) est habituellement un sucre; ce qui permet de visualiser les cellules à fort métabolisme, tel que les cellules néoplasiques (processus de formation d'un nouveau tissu) et neuronales. [5]

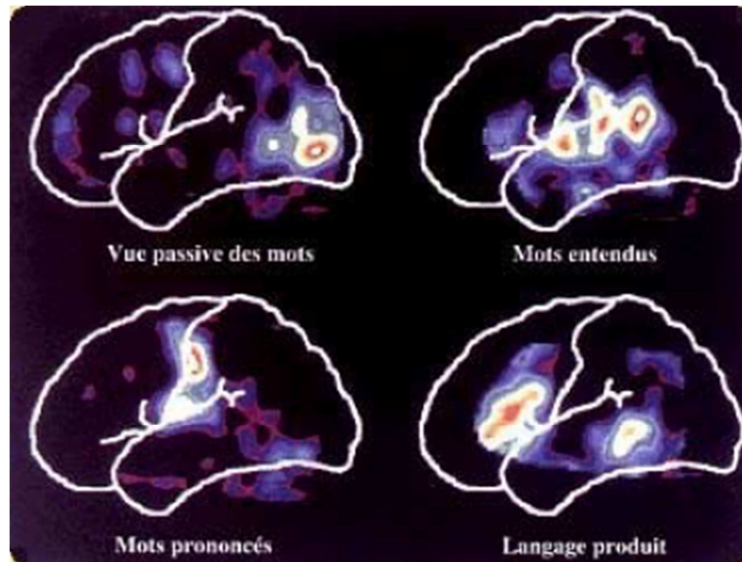


Fig.1.8 Exemple de clichés par TEP

V. Les ultrasons

Dès 1880, Pierre Curie et son frère Jacques avaient étudié les phénomènes de piézo-électricité, générateurs d'ultra-sons. Paul Langevin (1872-1946), élève de Pierre Curie, invente en 1916 un dispositif à la fois émetteur et récepteur, utilisant le cristal de quartz excité par un champ alternatif adapté. [3]

V.1 L'échographie

Les premières échographies ont été réalisées par le médecin écossais Ian Donald en 1957. C'est à partir des balises dispersées dans la mer du Nord, durant la seconde guerre mondiale, qu'il était chargé de relever, qu'il a compris l'importance qu'avait cette technique (ultrasons) dans le domaine médical. Les progrès de l'échographie se mesurent en termes d'images : dans les années 70, on peut distinguer l'apparition de dégradés de gris facilitant la perception des formes puis l'apparition de couleurs grâce au couplage avec le doppler. Ensuite dans les années 80, on passe de l'image arrêtée (photo) au mouvement : l'examen se fait en temps réel. [6]



Fig.I.9 image d'un fœtus par l'échographie

V.2 L'effet Doppler

En 1842, le physicien autrichien Christian Doppler a observé qu'il y avait une variation apparente de la fréquence d'une onde émise par une source en mouvement par rapport à un observateur immobile. [6]

Grâce à l'application de cet « effet », il est possible, désormais, d'étudier un écoulement de la circulation du sang. Lorsqu'un faisceau d'ultrasons traverse les cavités cardiaques ou les vaisseaux, l'écho renvoyé par les éléments du sang (qui deviennent des émetteurs) aura une longueur d'onde plus longue (son plus grave) s'ils s'éloignent du capteur ; et une longueur d'onde plus courte (son plus aigu) s'ils se dirigent vers le capteur. L'analyse de ce changement permet de reconstituer les images et les mouvements. La sonde Doppler recueillera donc un écho dont la fréquence (longueur d'onde) sera différente de la fréquence d'émission. La différence des fréquences d'émission et de réception : $F - F'$ ou $F' - F$ permet de calculer la vitesse et la direction des globules rouges. [7]

C'est grâce à ce système que certaines images d'échographie sont en couleur mais le langage de ces couleurs n'a aucun rapport avec la réalité : les flux qui se rapprochent sont en rouge (ou jaune), ceux qui s'éloignent en bleu et les turbulences en vert.



Fig.I.10 l'échographie a effet doppler

VI. Les fibres optiques

L'utilisation de fibre optique dans l'imagerie médicale est assez variée, que ce soit pour le diagnostic de certaines maladies ou encore pour le traitement de divers problèmes de santé. Par exemple, un simple câble de fibre optique est introduit dans le corps pour y transporter la lumière. Cette lumière sera par la suite réfléchi par les organes et captée par un autre câble de fibre optique qui transportera l'information vers un système de capture de signaux lumineux.

VII. L'endoscopie [6]

L'endoscopie consiste à introduire un tube, muni d'une optique et d'un système d'éclairage dans l'organisme. Cette technique est souvent utilisée pour rechercher la cause d'un trouble.

L'endoscopie diagnostique sert à explorer un organe, pour y déceler d'éventuelles anomalies, tumeurs, traces d'une pathologie.

L'endoscopie opératoire, quant à elle, permet de réaliser des gestes thérapeutiques, comme l'ablation d'une tumeur, sans avoir recours à la chirurgie traditionnelle.

L'équipement endoscopique est composé:

- D'un fibroscope
- Une source de lumière
- Un flacon de lavage
- Une pince à biopsie
- Une pince à corps étranger
- Un aspirateur

Les accessoires sont indispensables au bon fonctionnement et au succès de l'examen. Il convient dès lors de s'assurer que l'ensemble est adapté aux besoins, fonctionnel et complet, afin de réaliser l'examen. L'endoscopie nécessite l'utilisation d'un endoscope, qui est un outil révolutionnaire pour les chirurgiens. Il existe plusieurs sortes d'instruments.



Fig.I.11 a) appareil endoscopie



Fig.I.11 b) image par l'endoscopie

Avantages

- facile à réaliser
- pouvant être répétée sans danger car elle ne comporte aucun risque d'irradiation
- très précise puisqu'elle offre des indications de texture du tissu, de volume ou de coloration alors que la radiographie n'offre essentiellement que des images linéaires en noir et blanc ;
- qui peut se réaliser avec un minimum d'ouverture corporelle, ce qui entraîne un rétablissement du patient dans de bien meilleures conditions et beaucoup plus rapidement ;
- permettant à la fois de regarder et d'agir. En effet l'endoscopie a l'avantage considérable d'être un examen "en direct" de certains organes.

Inconvénients :

L'examen peut poser quelques problèmes. C'est souvent assez désagréable puisque l'on introduit l'endoscope dans l'organisme et l'examen nécessite une anesthésie.

VIII. L'électrophysiologie [4]

L'électrophysiologie permet d'étudier l'activité nerveuse des tissus causée par les phénomènes électrochimiques qui se produisent principalement dans les neurones et les fibres musculaires.

À l'aide d'électrodes, il est possible de mesurer les propriétés électriques et de mesurer les courants électriques. Selon la méthode utilisée, il est possible d'accéder au potentiel

électrique interne à la cellule ou d'enregistrer la propagation des potentiels d'action. Par application directe d'électrodes sur la peau, il est également possible de mesurer le champ électrique d'un groupe de cellules tel que le cœur (électrocardiogramme ECG) ou le cerveau (électroencéphalogramme EEG).

IX. La thermographie

La thermographie est une technique qui permet d'obtenir une image thermique dans un domaine spectral de l'infrarouge. Cette technique permet d'obtenir des informations sur l'état physiologique de la peau et des tissus sous-jacents et est habituellement utilisée pour observer la vascularisation pour les cas de brûlures, greffe, ischémie, angiogenèse ou angioplastie. [4]

X. Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre quelques notions générales portant sur l'imagerie médicale. Cette dernière permet d'analyser les tissus par des médias extrêmement divers, leurs exploitations et leurs interprétations permettent d'établir plus finement le diagnostic médical. Les techniques d'imagerie médicale sont multiples basées sur différents types de rayonnements et phénomènes physiques, avec le développement technologique, les appareils médicaux fournissent la plus part de temps des images numériques qui peuvent donc subir des traitements afin de faciliter le diagnostic du médecin.

Nous allons présenter dans le prochain chapitre les techniques d'acquisition d'image en passant par les appareils d'imageries médicales.



Chapitre 2

Appareils d'imagerie médicale

I Introduction

L'apparition et le développement des premiers véritables appareils à rayons X et les ultrasons, suivis quelques années plus tard par la percée de l'imagerie par résonance magnétique, ont rendu l'utilisation de ces appareils indispensable dans le domaine médical. Aujourd'hui encore, des avancées décisives renouvellent régulièrement l'intérêt porté à l'ensemble de ces modalités, relançant par la même une certaine émulation en lien avec leurs avantages, leurs limitations et leur complémentarité toutes trois indissociables.

II Radiologie conventionnelle

Il s'agit d'une technique basée sur le principe de l'absorption d'un faisceau de rayons x par le corps humain. Les photons non absorbés vont aller impressionner le film radiographique ou le capteur numérique, pour obtenir une image à deux dimensions sur laquelle superposent les différentes structures traversées par le photon. [8]



Fig. II.1 : L'appareil de la radiologie

II.1 Quelques propriétés des rayons x [2]

Les rayons X sont des radiations électromagnétiques dont la longueur d'onde est comprise entre $\lambda = [0,03\text{nm et } 10 \text{ nm}]$. $1\text{nm} = 1 \cdot 10^{-9} \text{ m}$.

Se déplaçant à la vitesse de la lumière et transportant une quantité d'énergie E déterminée.

$$E = h \cdot f = h \cdot c/\lambda \quad \text{(II.1)}$$

h : correspond à la Constante universelle de Planck ($h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J.s}$)

λ : longueur d'onde est en mètre (m).

E : en joule (J).

C : célérité (vitesse) (m/s).

f : fréquence en hertz (Hz).

Plus l'épaisseur et la densité du corps traversé sont importantes, plus les rayons sont atténués.

II.2. Les équipements de radiographie

II.2.1 Le générateur

Le générateur de radiodiagnostic est l'ensemble qui fournit, contrôle et commande la haute tension alimentant le tube à rayons X. Il est constitué d'un redresseur et d'un transformateur et délivre, en sortie, une haute tension de 50 à 120 kilovolts.

Les générateurs actuels sont de type « haute fréquence », afin de transformer un courant de 60Hz en courant 20 à 300 KHz. On obtient ainsi un meilleur rendement, une plus grande fiabilité et un encombrement moins important par rapport à la génération précédente. Le poste de commande permet à l'opérateur d'ajuster les trois paramètres d'exposition radiographique : la tension (KV), l'intensité (mA) et le temps de pose (ms). [8]

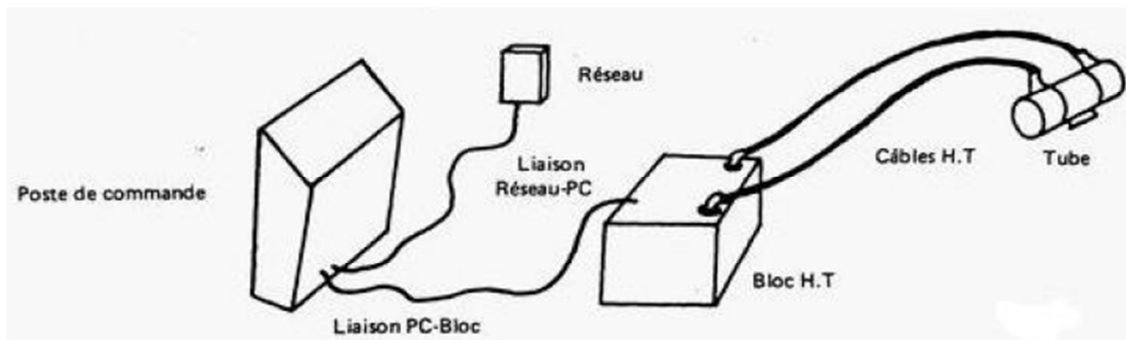


Fig.II.2 Générateur haute tension

II.2.2 Le tube à rayons x (tube de Coolidge) [9]

Permet de produire les Rx et est formé de différent éléments:

- **Cathode:** filament de Tungstène (numéro atomique élevé) chauffé à 2000°C qui par effet joule (grâce à ses propriétés thermiques) va dégager des électrons qui vont percuter une cible (anode) grâce à une tension amovible. L'anode et la cathode sont

dans une sorte de capsule de verre sous vide. Le courant électrique malheureusement se perd à 99% sous forme de chaleur, il faudra donc le refroidir par plusieurs procédés comme un liquide de refroidissement (huile) qui circule autour du tube de Coolidge, ou encore une anode tournante pour mieux dissiper cette chaleur.

- **Anode:** C'est une plaque de cuivre sur laquelle repose une plaque de Tungstène (appelée cible), lorsque celle-ci est percutée par les électrons, elle émet des rayonnements X qui vont être canalisés dans la fenêtre de sortie. Et ce sont ces faisceaux de Rx qui vont être utilisés pour créer l'image. L'anode est en cuivre, va conduire la chaleur de manière très efficace directement dans le système de refroidissement.

Il y a 2 types d'anode:

- Anode fixe: est constituée d'une petite plaque de tungstène de 2 à 3 mm d'épaisseur, qui est sertie dans une grosse masse de cuivre. La plaque de tungstène est en forme de carré, d'un peu plus de 1 cm de côté. L'inconvénient des anodes fixes c'est que le faisceau d'électrons percuté l'anode toujours au même endroit, dégradant rapidement la plaque de tungstène.

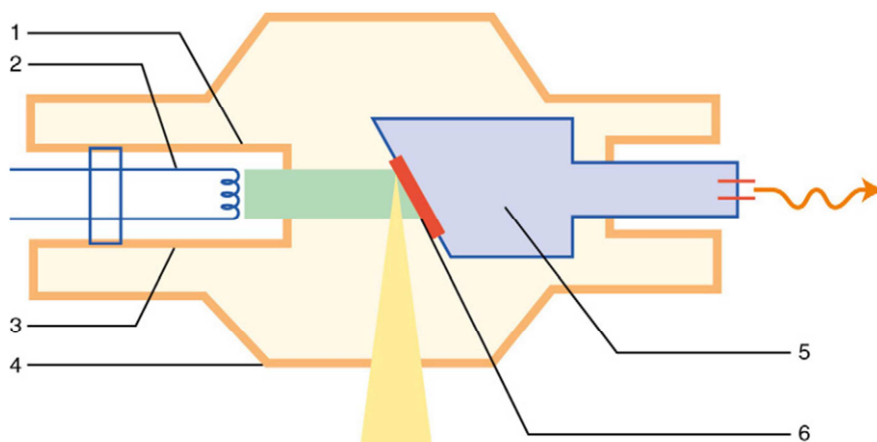


Fig. II.3 tube à rayons x avec l'anode fixe

1 pièce de concentration 2.filament 3.cathode 4.tube 5.anode 6.cible anodique

- Anode tournante : (qui est désormais utilisée dans le scanner).

Même système de cathode-anode sauf que l'anode, en tournant, est percuté par les électrons de manière décalée. Afin de pouvoir augmenter l'énergie (en augmentant la tension) des Rx émis, car vu qu'en tournant l'anode va moins chauffer (on augmente la surface).En effet son

point critique va pouvoir être augmenté par rapport à une anode fixe. Ainsi l'anode va pouvoir être plus percutée sans augmenter sa température. Ceci va permettre d'avoir un tube qui dure plus longtemps car il se dégrade moins vite. Ce principe d'anode tournante a permis le développement du scanner car avant on était obligé d'attendre après chaque rotation que le tube se refroidisse, désormais on peut enchaîner les tours sans aucun soucis. (Corps en molybdène ou graphite et piste en tungstène)

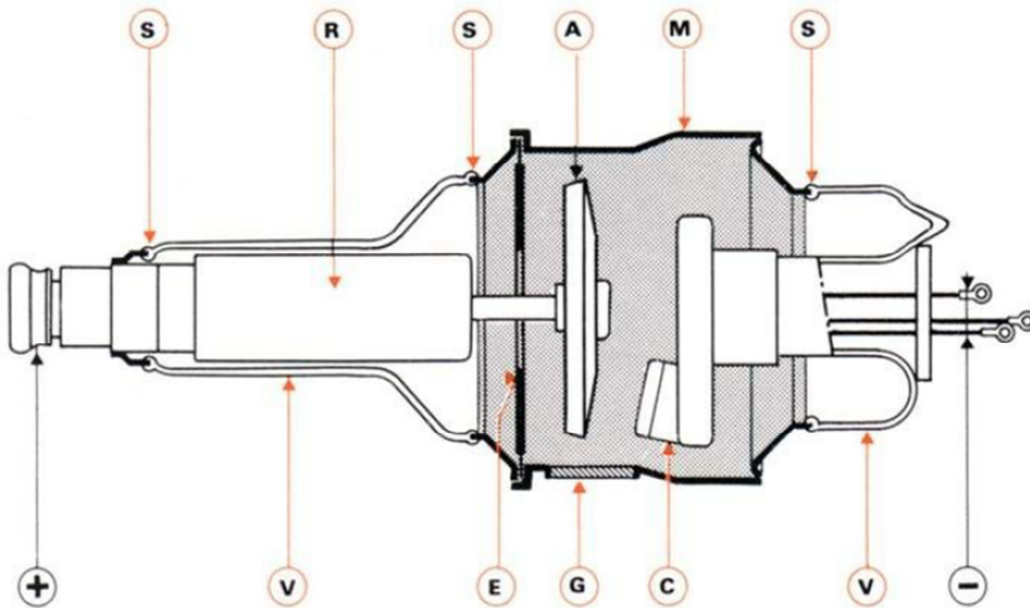


Fig. II.4 Tube à rayons x avec l'anode tournante.

M : partie métallique de l'ampoule E : écran métallique facilitant l'évacuation de la chaleur
 V : parties en verre de l'ampoule S : soudures verre-métal G : fenêtre de titane C : cathode
 A : anode R : rotor de l'anode

II.2.3 La couche de demi-atténuation (CDA)

La CDA a pour rôle d'éliminer les photons X de faible énergie. Ces derniers irradient inutilement le patient et ne donnent pas d'image sur le film. La filtration en aluminium doit être de 2 mm d'épaisseur au minimum. Elle doit être adaptée à l'énergie des photons X utilisés et consiste en :

Un filtre de 2 à 3 mm d'épaisseur d'aluminium lorsque les tensions aux bornes utilisées vont de 60 à 120 kV ;

Un filtre de 0,1 à 0,2 mm de cuivre et un filtre de 2 à 3 mm d'aluminium au-dessus de 120 kV.

II.2.4 Le diaphragme (collimateurs)

A la sortie du tube à Rayons X, on dispose d'un élément composé de volets opaques en plomb. Un système lumineux visualise le champ et permet de délimiter la zone à radiographiée en collimation.

II.2.5 Le statif

Le statif est un appareil servant à supporter et maintenir en place le patient, pendant l'acte radiologique. Le panneau du statif est traversé par le rayonnement X lors de la prise du cliché. Il est peu opaque, de faible densité pour éviter la perte de rayons sur le film. Il est équipé d'un tiroir pour positionner la cassette contenant le film, le tube étant placé au-dessus de la table.

II.2.6 Grille anti-diffusante

Cette grille est composée de lamelles de plomb de faible épaisseur, dont les arêtes sont parallèles et séparées par des lamelles de matière transparente aux rayons X. La grille anti-diffusante sert à éliminer le rayonnement secondaire qui peut entraîner une perte de qualité sur l'image (contraste, netteté et clarté).

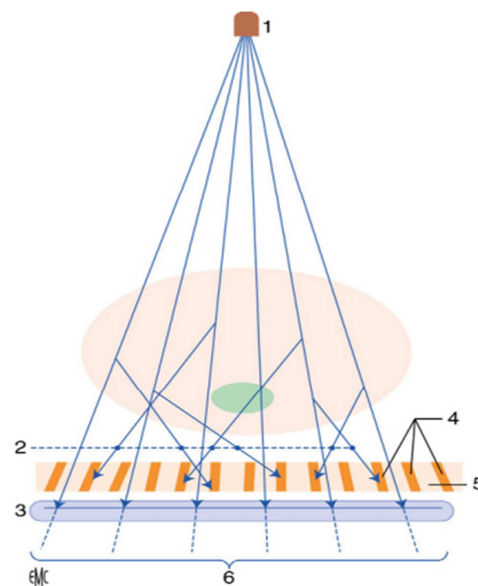


Fig.II.5. grille anti diffusante

1. Foyer des rayons X.
2. Rayons diffusés.
3. Détecteur.
4. Lamelles de plomb.
5. Grille.
6. Rayons utiles.

II.2.7 La cassette contenant le film

Le film radiographique est composé d'une émulsion photographique classique à base de bromure d'argent. L'émulsion recouvre généralement les 2 faces du film. Le film étant exploré par transparence, les enregistrements sur les deux couches se superposent pour ne former qu'une seule image. On accélère le phénomène de formation d'image en serrant le film entre deux écrans renforçateurs. La lumière émise par les écrans s'ajoute à l'action des rayons X pour impressionner le film. L'ensemble film-écrans est contenu dans une boîte plate appelée "cassette".

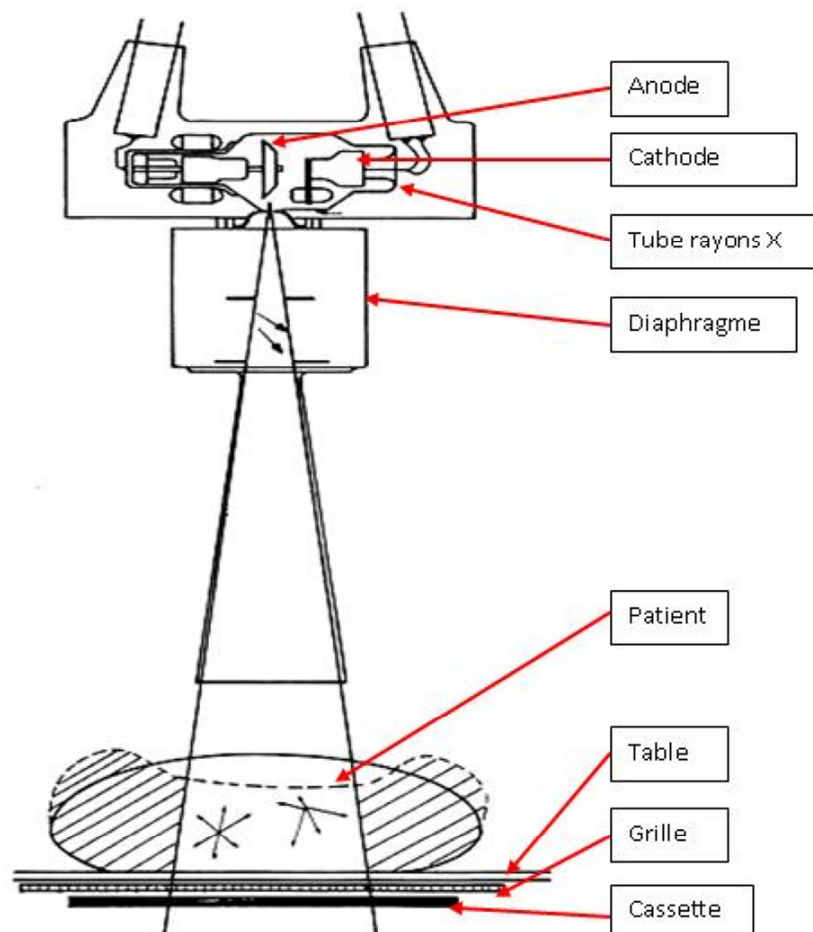


Fig.II.5 les équipements de la radiographie

II.3 Détection de l'image radiante :

La formation physique de l'image radiologique résulte de la propagation rectiligne des rayonnements X et l'atténuation suivant la loi :

$$I=I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (\text{II.2})$$

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)

Différentielle de l'intensité du rayonnement par les divers organes traversés. Chaque organe intervient sur le rayonnement par sa nature, composition chimique, état physique et par son épaisseur. Indépendamment de l'organe, l'énergie du rayonnement influe sur l'atténuation.

L'atténuation augmente.

- quand l'épaisseur augmente.
- quand la densité est plus grande (les rayons pénètrent mieux les tissus légers ayant un numéro atomique Z plus faible).
- quand l'énergie du rayonnement est diminuée.

II.4 Développement du film:

Le développement des films radiologiques s'effectue à l'aide de bains révélateurs et fixateurs. Grâce à ce processus, on obtient un film lisible au négatoscope. Après avoir été plongé dans le bain révélateur, le film subit un premier lavage. Il est ensuite immergé dans le bain de fixage suivi d'un deuxième lavage. Le film termine par une phase de séchage. On retrouve de façon majoritaire dans le domaine médical, un développement dit "à sec", qui supprime les problèmes liés aux effluents photographiques.

II.5 Flous de l'image radiologique

L'image radiologique est formée par le rayonnement X ayant traversé le patient, après avoir subi l'atténuation sélective due aux différentes densités traversées, avant de

frapper le détecteur. Le rayonnement X se propage en ligne droite, mais la source n'est pas ponctuelle et le récepteur n'est pas au contact de l'objet ; il en résulte un flou géométrique. Le patient et les organes examinés ne sont pas immobiles et le temps d'exposition n'est pas instantané. Il en résulte un flou cinétique, de mouvement. Les détecteurs ont des épaisseurs non négligeables et, de ce fait, ne peuvent donner une image ponctuelle de chaque objet, d'où un troisième flou de détection.

III Echographe

Les ultrasons sont des ondes acoustiques (ondes sonores, ou ondes de pression) dont la fréquence de vibration est comprise entre 20 kHz, la limite supérieure des fréquences audibles, et 200 MHz. Ces limites sont évidemment approximatives. Dans le domaine de l'échographie et des explorations doppler, les fréquences utilisées en médecine sont de l'ordre 1 à 15 MHz environ, le choix de la fréquence étant le résultat d'un compromis entre le pouvoir de pénétration des ultrasons dans les tissus qui augmente lorsque la fréquence diminue et la qualité de l'image échographique qui s'améliore lorsque la fréquence augmente. À ces fréquences, les ultrasons se propagent dans les milieux matériels élastiques comme la plupart des organes du corps humain, à l'exception de ceux contenant de l'air.

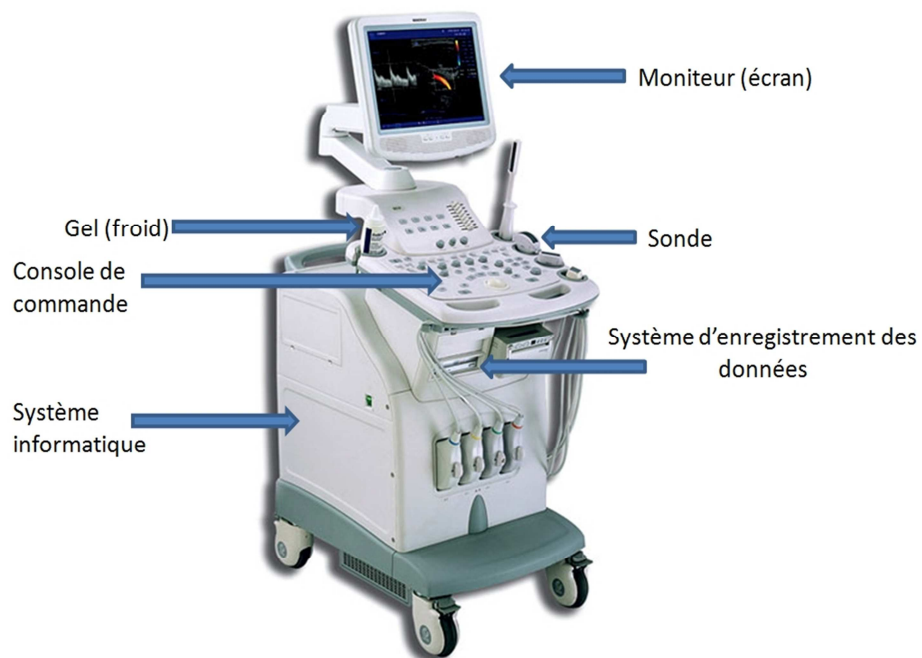


Fig.II.6 appareil de l'échographe

III.1 Effet piézo-électrique

Phénomène caractérisé par l'apparition de charges électriques sur les faces d'un matériau dit piézo-électrique, lorsque ses faces sont soumises à une contrainte mécanique (effet direct). Ce même matériau voit son épaisseur se modifier lorsque ses faces sont soumises à une différence de potentiel (effet piézo-électrique indirect).

Dans un matériau solide cristallin, les charges positives et négatives sont harmonieusement réparties au repos. Une compression entraîne une polarisation par dédoublement des centres de gravité électrique, préalablement confondus.

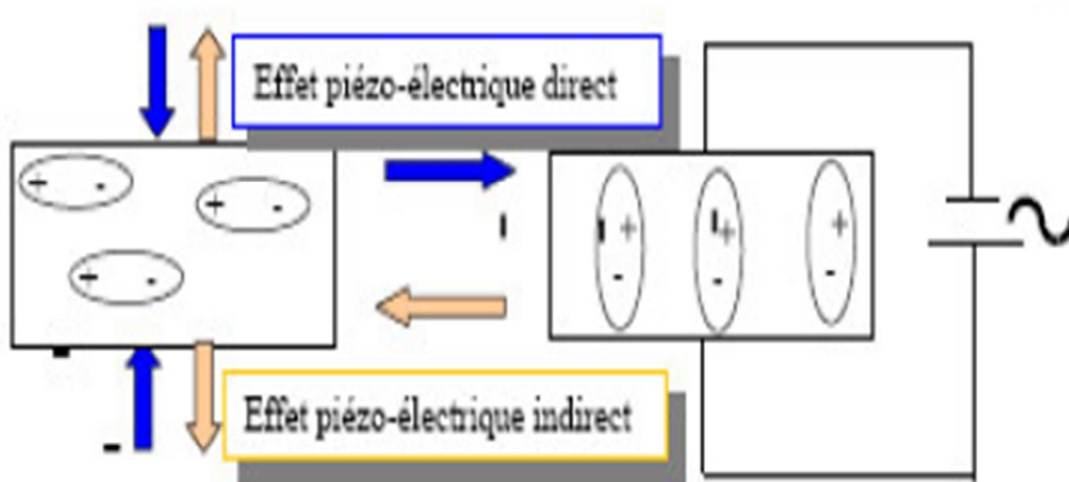


Fig.II.7. Schéma de principe de l'effet piézo-électrique

- ➡ La pression crée une différence de potentiel : réception
- ➡ Une différence de potentiel crée une distorsion : émission

III.2 Caractéristiques du faisceau d'ultrasons [10]

Le faisceau ultrasonique doit être à la fois pénétrant pour observer les structures anatomiques profondes, et suffisamment fin pour observer les détails de faible extension spatiale. Ces deux caractéristiques dépendent du même paramètre, la fréquence de l'onde, ce qui nécessite la recherche d'un compromis.

- Sondes de hautes fréquences (10 MHz).
bonne résolution spatiale.

faible pénétration (2 cm)

donc pour les organes périphériques (œil, thyroïde).

- Sondes de basses fréquences (3,5 MHz).

faible résolution spatiale

bonne pénétration

donc pour les organes profonds (organes abdominaux).

III.2.1 Nature des ondes acoustiques

Les ondes utilisées sont des ondes de compression dont la propagation est longitudinale. La propagation des ondes est donc dépendante des caractéristiques des milieux traversés, que l'on peut représenter par la valeur de l'impédance acoustique, notée Z . Cette grandeur est définie par l'équation suivante :

$$Z = \rho \cdot c \quad (\text{II.3})$$

Z : impédance acoustique s'exprime en $\text{Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$

ρ : est la masse volumique du milieu et

c : la vitesse de propagation des ondes sonores dans ce milieu-là.

L'impédance acoustique est une grandeur caractéristique de la nature du milieu où se propage l'onde acoustique. Elle est en quelque sorte la résistance du milieu à la propagation des ultrasons. Le tableau ci-dessous nous montre quelques valeurs d'impédance de certains matériaux.

tissus	Impédance acoustique $10^{-6}.\text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$
Air	0.0004
Poumons	0.26
Tissus adipeux	1.35
Eau	1.52
Cerveau	1.55-1.66
Sang	1.62
muscles	1.65-1.74
foie	1.64-1.68
squelette	3.75-7.38

Tableau II.1. Impédance acoustique de quelques matériaux

III.2.2 Vitesse de propagation de l'onde acoustique

Cette vitesse appelée aussi célérité (c), est liée aux propriétés mécaniques, densité et élasticité, du milieu de propagation est donnée par la relation suivante :

$$C = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (\text{II.4})$$

ρ : masse volumique du milieu

E : module d'élasticité du milieu, reliant pression et déformation est exprimé en dyne/cm².

D'après cette relation la célérité des ondes ultrasonores, est indépendante de la fréquence de vibration.

Le tableau ci-dessous nous montre quelques valeurs de la vitesse de propagation de certains matériaux

Matériau	Vitesse de propagation (m/s)
Air	330
Eau	1483
Graisse	1450
Muscles	1600
Os	2700
Acier	5900

Tableau. II.2. Vitesse de propagation des ultrasons en fonction du milieu

III.3 Les sondes ultrasonores [11]

Une sonde est définie comme le dispositif électro-acoustique qui incorpore généralement un ou plusieurs transducteurs destinés à l'émission et/ou à la réception des ondes ultrasonores. Ainsi, un transducteur est un élément actif de la sonde permettant de convertir l'énergie électrique en énergie acoustique et inversement.

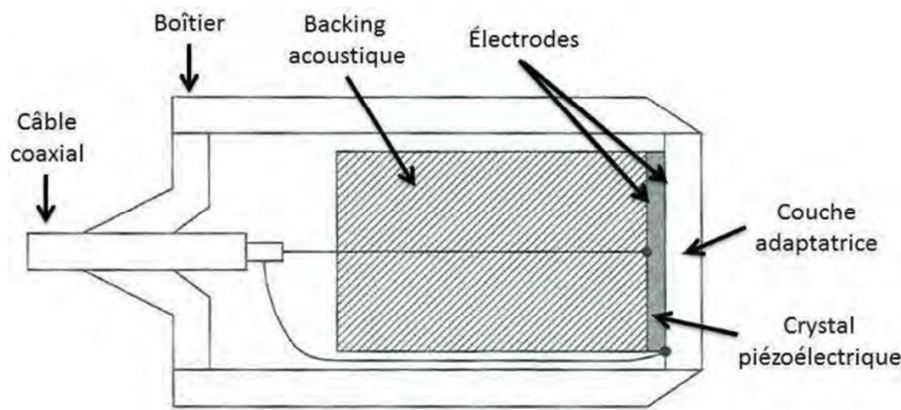


Fig.II.8 Schéma d'une sonde ultrasonore basique

On compte trois principaux transducteurs pour les examens de routine : le transducteur sectoriel, le transducteur linéaire et le transducteur courbe

III.3.1 Transducteur sectoriel :

Le faisceau d'ultrason est émet dans un secteur en éventail soit mécaniquement (par un mouvement de rotation des composants du transducteur), soit électroniquement (par décharges séquentielle des éléments). L'image échographique est étroite dans les régions proches, puis s'élargit au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la surface du transducteur

III.3.2 Transducteur linéaire :

Dans ce type de transducteur de multiples éléments parallèles sont disposés en ligne droit donnant une image rectangulaire.

III.3.3 Transducteur courbe :

Dans le transducteur courbe, les éléments piézoélectriques sont alignés comme dans un transducteur linéaire mais sur une surface convexe .on obtient ainsi une image en éventail similaire à celle d'un transducteur sectoriel mais considérablement plus large dans le champ proche.

III.4 Interaction des ondes ultrasons avec la matière [10]

Les mécanismes d'interaction entre les ultrasons et les tissus biologiques sont au nombre de trois, respectivement la réflexion, la diffusion et l'absorption.

III.4.1 Réflexion

Lorsque le faisceau ultrasonore rencontre un autre milieu différent, il va subir au niveau de l'interface (la surface de séparation de deux milieux) une réflexion qui est à la base de l'image échographique. Une partie du faisceau va être transmise et on peut utiliser les lois de la réflexion et de réfraction. On définit un coefficient de réflexion, **R**, et un coefficient de transmission, **T**, du faisceau :

$$\mathbf{R} = \frac{W_r}{W_o} \quad \text{et} \quad \mathbf{T} = \frac{W_t}{W_o} \quad (\text{II.5})$$

$$\mathbf{R} = \frac{Z_2 \cdot \cos \theta_i - Z_1 \cdot \cos \theta_t}{Z_2 \cdot \cos \theta_i + Z_1 \cdot \cos \theta_t} \quad \mathbf{T} = \frac{2 \cdot Z_1 \cdot \cos \theta_t}{Z_2 \cdot \cos \theta_i + Z_1 \cdot \cos \theta_t} \quad (\text{II.6})$$

Avec : W_o : énergie incidente

W_r : énergie réfléchie

W_t : énergie transmise

Z_1 : impédance du milieu 1

Z_2 : impédance du milieu 2

$W_o = W_r + W_t$ et $R + T = 1$

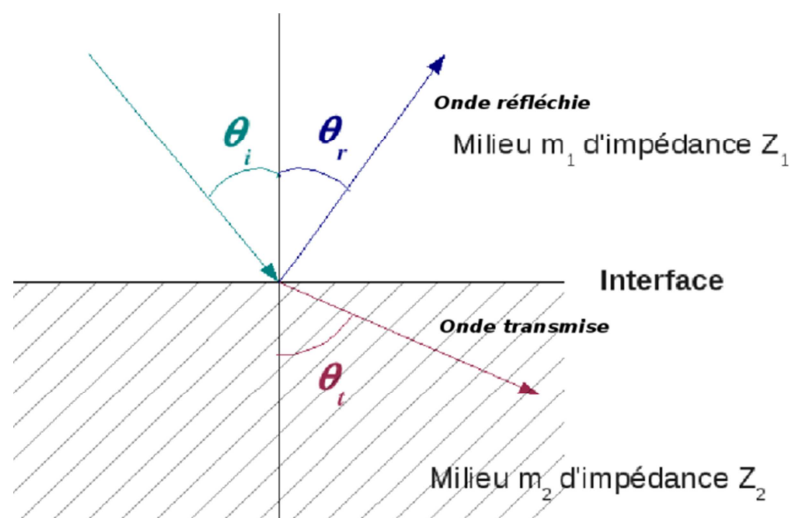


Fig.II.9 Phénomène de réfraction

III.4.2 Diffusion

Il s'agit de la réflexion des ondes ultrasonores dans toutes les directions de l'espace, par des obstacles, dits diffuseurs, dont la taille est de l'ordre de grandeur d'onde de ces ondes. La diffusion dépend de la structure du milieu et augmente avec la fréquence des ultrasons. Cependant, comme elle est intimement liée à la structure du matériau elle permet à l'image échographique d'un organe d'en donner la structure interne

II.4.3 Absorption

Le phénomène d'absorption correspond à une dégradation de l'énergie mécanique contenue dans l'onde ultrasonore en énergie thermique qui est alors dissipée dans le milieu. L'absorption a deux origines, d'une part la viscosité des tissus et, d'autre part, les réactions chimiques d'équilibre présentes dans l'organisme. C'est ce qu'on appelle, respectivement, l'absorption par relaxation visqueuse et l'absorption par relaxation chimique. Une des conséquences du phénomène d'absorption est une élévation de la température du milieu. Celle-ci est proportionnelle, à la fois, au coefficient d'absorption du milieu et à l'intensité ultrasonore incidente.

Au total la réflexion et la diffusion sont les mécanismes d'interaction nécessaires à la formation du signal échographique et donc de l'image échographique, la réflexion donnant schématiquement l'image du contour des organes et la diffusion l'image de la structure interne de ceux-ci. L'absorption, en revanche, ne contribue absolument pas au signal échographique, et participe même à sa dégradation.

II.5 Fonctionnement standard de l'échographe [11]

Malgré la grande diversité des constructeurs existant sur le marché de l'imagerie échographique, les échographes modernes fonctionnent tous sensiblement selon le même schéma de la figure (fig.II.10) : la sonde émet des ultrasons puis les réceptionne, les transforme en signal électrique et les transmet au bloc d'acquisition. Ce bloc détecte, échantillonne et adapte les échos acheminés depuis la sonde. Il a également comme rôle de transmettre à la sonde l'impulsion électrique originelle qu'elle transformera en ultrasons. Le signal électrique est ensuite transmis au bloc de traitement du signal puis à celui de traitement d'image avant d'être affiché.

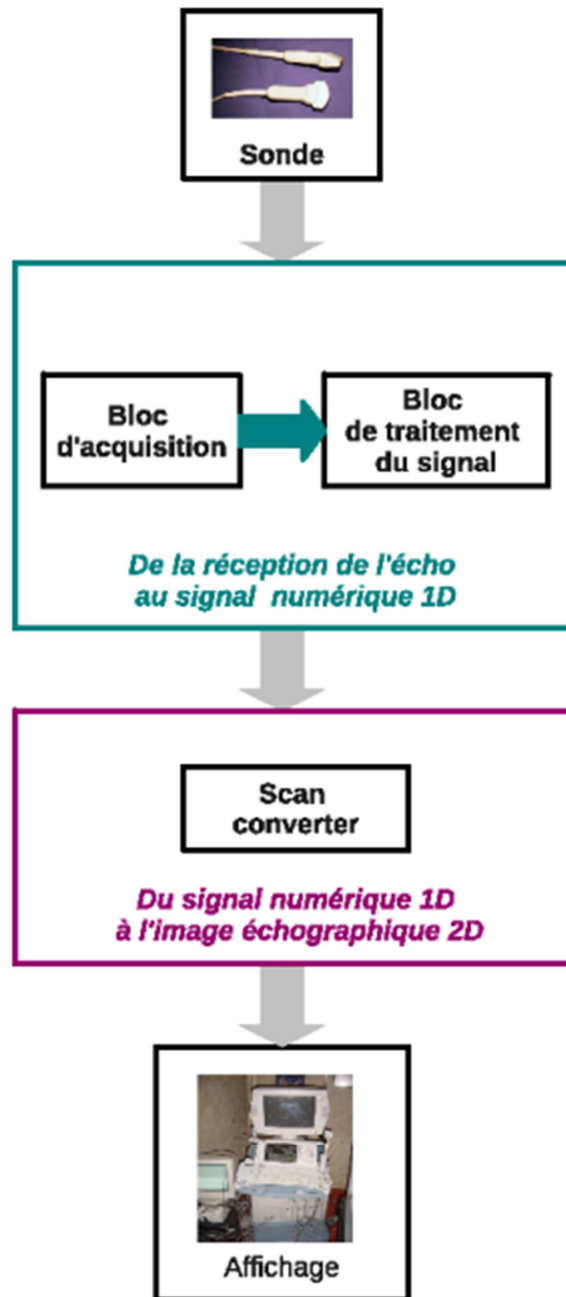


Fig.II.10 Schéma du fonctionnement standard d'un échographe

III.5.1 Passage de la réception de l'écho au signal numérique unidimensionnel

A la réception des échos, le bloc d'acquisition les amplifie via un amplificateur linéaire, afin de compenser l'atténuation en profondeur puis les numérise. Ce signal numérisé est le signal radiofréquence. Il est particulièrement riche car il contient des informations sur les tissus rencontrés via son amplitude et sa fréquence. Ce n'est toutefois pas ce signal qui est

directement affiché : il subit au préalable une chaîne de traitements afin de passer de signal 1D à un signal 2D.

Une fois le signal transmis au bloc de traitement du signal, il est filtré, démodulé et compressé. Le filtrage est réalisé afin de tenter de s'affranchir des bruits additionnels tels que les bruits électroniques. Une double compression est également réalisée : une compression logarithmique ainsi qu'une compression linéaire.

En effet, l'amplitude des signaux échographiques varie dynamiquement entre 50 et 100 dB, ce qui est beaucoup trop important pour les capacités perceptives humaines qui atteignent, pour les médecins experts du domaine, une résolution de 40 dB. Il est donc nécessaire d'effectuer une modification du signal afin de rendre les informations perceptibles par un humain.

Pour ce faire, les systèmes d'imagerie échographique recourent en général à une compression logarithmique, qui n'est inversible que dans le cas où la dynamique d'entrée du signal est connue, ce qui n'est pas toujours le cas, et qui induit un appauvrissement de l'information contenue dans le signal final par rapport au signal original.

III.5.2 Passage du signal numérique 1D à l'image échographique 2D

Une des caractéristiques de l'image échographique est qu'elle se forme en temps réel à partir des échos provenant des différentes lignes de balayage d'un plan de coupe. Sur chacune des lignes de balayage ou ligne de tir, l'écho est caractérisé par son amplitude et son temps de réponse.

La transformation du signal numérique en image échographique est réalisée par un module spécifique de l'échographe : le scan converter.

III.6 Les principaux modes de visualisation

Le traitement et la visualisation des signaux ultrasonores reposent sur un certain nombre d'hypothèses, parfois simplificatrices, qui génèrent dans certains cas un bruit additionnel au signal originel. En effet, afin d'obtenir les visualisations présentées, il a été considéré que la direction du faisceau ultrasonore était unique, qu'une seule réflexion avait eu lieu et que la vitesse de propagation utilisée était la vitesse de propagation moyenne des ultrasons dans les tissus mous, c'est à dire 1540 m/s. Ces hypothèses simplificatrices peuvent générer un certain nombre d'artefacts.

On peut visualiser les signaux ainsi traités sous trois formes différentes : le mode A ou amplitude, le mode B ou brillance, qui est le mode de représentation le plus utilisé et le mode TM ou dynamique.

III.6.1 Le mode A (Amplitude)

C'est le mode le plus ancien. Guère plus usité, il consiste en l'affichage de l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur. Un seul faisceau, de direction constante, est utilisé. Dans ce mode de représentation, le signal est représenté en une dimension avec, en abscisse, le temps, et en ordonnée, l'amplitude de la réflexion.

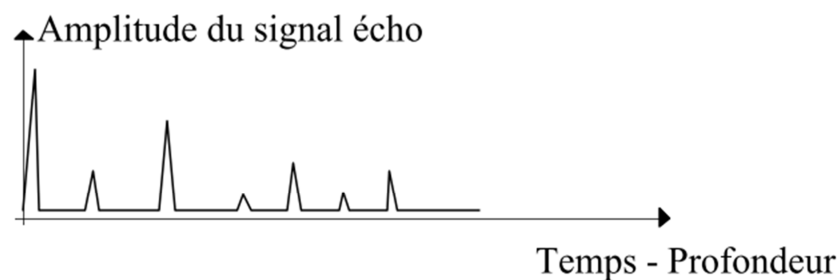


Fig.II.11 échographie en mode A

III.6.2 Le mode B (Brillance)

C'est le mode de représentation le plus utilisé. L'amplitude est traduite par la brillance d'un point (son niveau de gris). Les traitements décrits sont effectués sur le signal échographique afin d'obtenir l'image 2D qui est visualisée et qui peut être considérée comme une représentation des organes. La profondeur du tissu est représentée sur l'axe des ordonnées et la position le long du transducteur sur l'axe des abscisses.

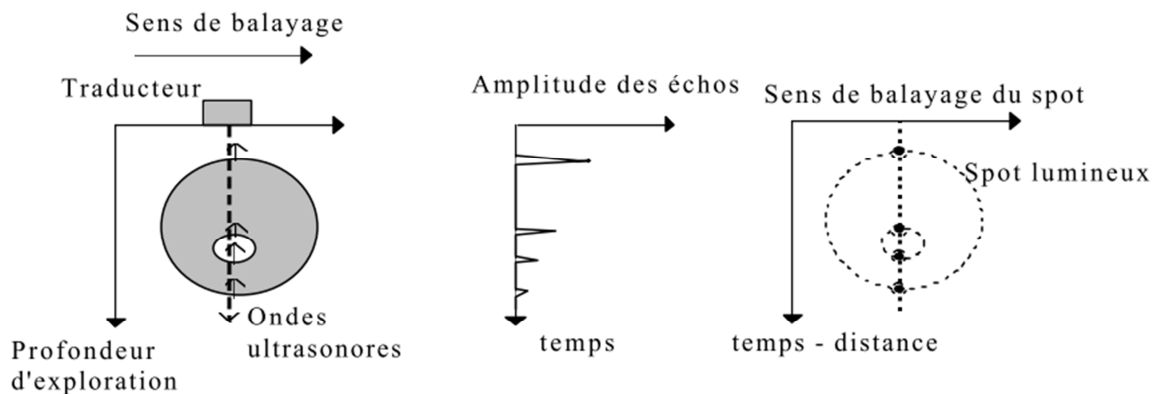


Fig.II.12 principe échographique en mode B

III.6.3 Le mode TM (Temps/Mouvement)

C'est un développement du mode A. Il est utilisé pour visualiser le mouvement des structures dont la position ou la forme varie dans le temps. Il est particulièrement utilisé pour l'étude des mouvements du cœur. Le mode TM montre l'évolution temporelle d'un signal de type A.

II.7 L'échographie-doppler [7]

L'effet doppler correspond à une variation de fréquence de l'onde ultrasonore ou sonore incidente, lorsqu'elle est renvoyée par une cible en mouvement. On appelle fréquence de doppler, la différence entre la fréquence émise et la fréquence reçue par la sonde, en retour. Suivant que la cible se rapproche ou s'éloigne de la sonde ultrasonore, la fréquence doppler sera positive ou négative.

$$\Delta F = Fr - Fe = \frac{2Fe.V.\cos\theta}{c} \quad (\text{II.7})$$

F_e : fréquence d'émission de la sonde ;

F_r : fréquence de réception de la sonde ;

V : vitesse des éléments figures dans le vaisseau ;

θ : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore ;

C : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps humain (1 540 m/s)

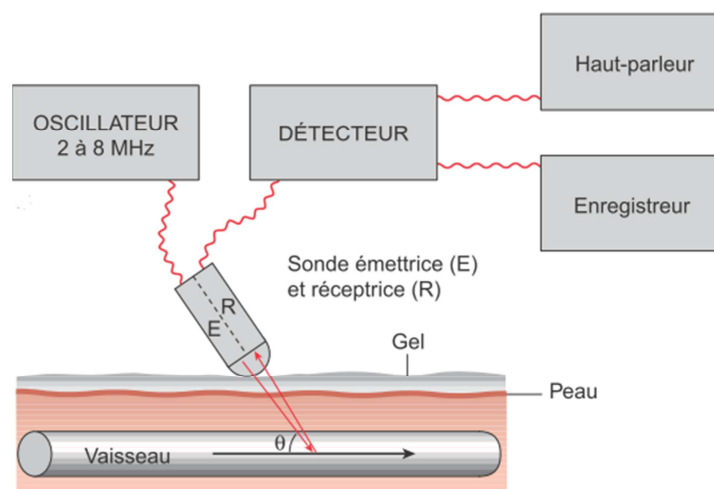


Fig.II.12. principe d'échographie doppler

III.7.1 Différents modes doppler

III.7.1.1 Doppler continu

Il utilise une émission d'ultrasons avec une sonde à deux cristaux, l'un émetteur, l'autre récepteur fonctionnant d'une façon continue. Il a un inconvénient majeur : il n'y a pas de repérage en profondeur possible. La variation de fréquence du faisceau incident résulte de la sommation de tous les flux rencontrés sur le trajet du faisceau ultrasonore. Ainsi, deux structures voisines peuvent être échantillonnées ensemble et ne peuvent donc être distinguées. Il y a donc ambiguïté en profondeur. En revanche, il donne l'avantage de ne pas limiter la vitesse mesurable. Il n'y a pas d'ambiguïté en vitesse. De plus, le doppler continu est très sensible pour détecter les flux lents.

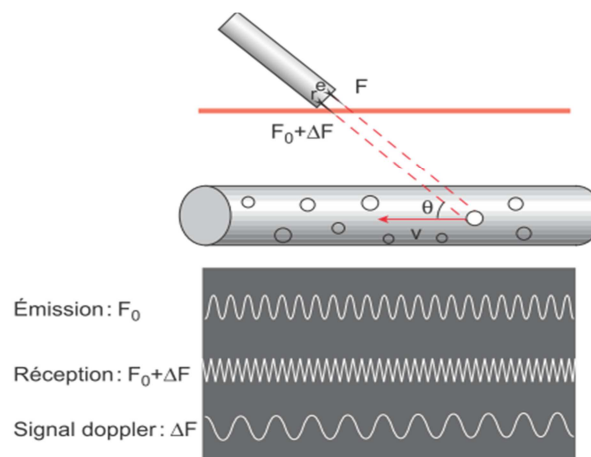


Fig.II.13 doppler continu

II.7.1.2 Doppler pulsé

Le système de Doppler pulsé est caractérisé par une sonde à cristal unique qui alternativement émet un faisceau d'ultrasons et reçoit le faisceau réfléchi. Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition, encore appelée PRF (Pulse Repetition Frequency). Entre ces deux impulsions, le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte que l'on peut appeler la "fenêtre d'écoute". Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la "fenêtre d'écoute" détermine la profondeur sélectionnée d'analyse du signal Doppler (c'est la profondeur du volume d'échantillonnage). Le temps d'analyse du signal réfléchi, c'est-à-dire la largeur de la "fenêtre d'écoute", détermine la taille du volume d'échantillonnage. La PRF détermine la profondeur du champ d'exploration : pour explorer des champs profonds cette PRF doit être basse; pour explorer des champs superficiels on peut

l'augmenter. Cette PRF détermine également la sensibilité aux flux: une sensibilité aux flux lents nécessite une PRF basse (environ 700 à 800 Hz pour les flux veineux et les petits flux parenchymateux). L'étude des flux rapides nécessite au contraire une PRF élevée (de l'ordre de 2 à 4 kHz).

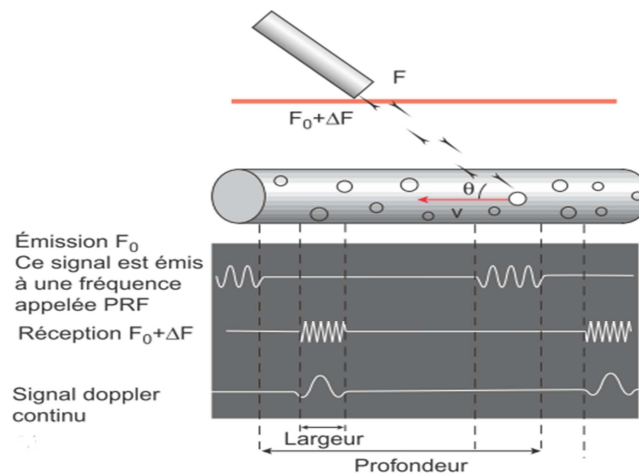


Fig.II.14 doppler pulsé

IV L'imagerie par résonance magnétique

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique d'imagerie qui permet de produire des images de haute qualité de l'intérieur du corps humain. L'IRM est une technique spectroscopique utilisée par les scientifiques pour obtenir des informations chimiques et physiques sur les molécules. l'IRM était uniquement une technique d'imagerie tomographique, c'est-à-dire qu'elle produisait une image à partir du signal RMN provenant d'une fine section du corps humain. L'IRM a évolué d'une technique d'imagerie tomographique vers une technique d'imagerie volumique.

IV.1 La résonance magnétique nucléaire [12]

L'IRM utilise les propriétés magnétiques des noyaux d'hydrogène, présents dans les molécules d'eau (H_2O) qui constituent 80 % du corps humain. Soumis à un champ magnétique et à des ondes radio, ces noyaux émettent des signaux. Leur traitement numérique fournit une carte de la répartition de l'eau dans l'organisme pour visualiser les organes et suivre leur activité. La technique d'imagerie est présentée en expliquant tout d'abord le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN).

IV.1.1 Origine du signal de RMN

Pour comprendre le phénomène de RMN, commençons par considérer un échantillon de tissu biologique. Cet échantillon peut être décomposé successivement en ses différents constituants : les molécules, les atomes puis le noyau atomique et ses électrons en orbite. Les noyaux atomiques ont un rayon ($\approx 10^{-14}$ m) et une masse (10^{-27} Kg).

IV.1.1.1 Moment magnétique du proton

Si l'on considère isolément un atome d'hydrogène, on sait qu'il contient uniquement un proton en son cœur, et d'un électron en sa périphérie. Ce proton possède un moment cinétique intrinsèque, s , qui est aussi dans le cas de l'hydrogène le moment cinétique de spin S (puisque'il n'y a qu'un seul proton). Le spin du noyau est en fait le spin du proton. Le moment magnétique μ est alors lié au moment cinétique de spin S par la relation suivante :

$$\mu = \gamma \cdot S \quad (II.8)$$

γ : est le rapport gyromagnétique de l'élément concerné rad/s.T .

IV.1.1.2 Application d'un champ magnétique statique

En l'absence de champ magnétique externe, les moments magnétiques nucléaires peuvent prendre n'importe quelle orientation dans l'espace figure (fig.II.15).Après application d'un champ magnétique statique externe les spins des protons se répartissent en deux populations , un ensemble de spins est aligné avec le champ magnétique dans le sens du champ B_0 , l'autre ensemble est aligné avec le champ magnétique mais dans le sens opposé à B_0 . Ces deux populations correspondent à deux niveaux d'énergie différents, donnés respectivement par :

$$E_1 = +\frac{1}{2} \cdot \gamma \cdot \frac{h}{2\pi} \cdot B_0 \quad (II.9)$$

$$E_2 = -\frac{1}{2} \gamma \cdot \frac{h}{2\pi} \cdot B_0$$

h : la constante de Planck ($6,626 \cdot 10^{-34}$ J.s).

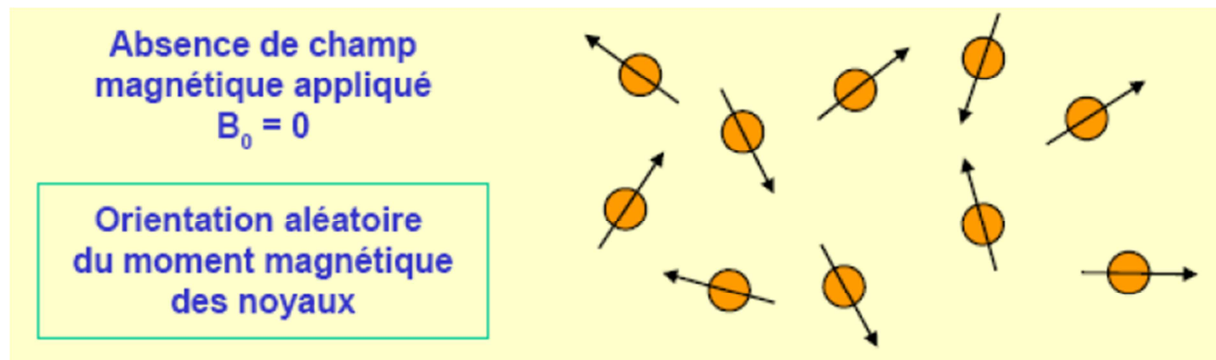


Fig.II.15 (a) orientation du moment magnétique des noyaux en absence de champ magnétique

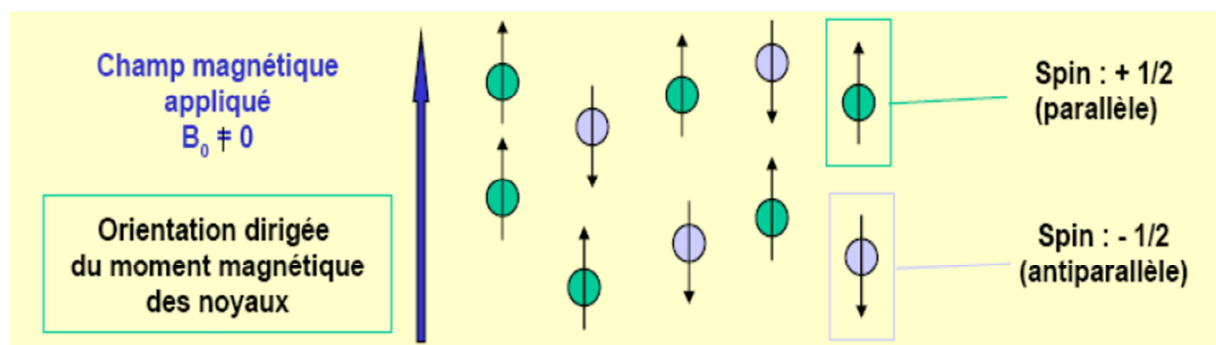


Fig.II.15 (b) orientation du moment magnétique des noyaux en présence de champ magnétique

IV.1.1.3 Précession de Larmor

En présence d'un champ magnétique \mathbf{B}_0 , les moments magnétiques vont réagir en tournant autour de la direction de \mathbf{B}_0 , formant des cônes à la manière de toupies. L'angle au sommet d'un cône est l'angle formé entre \mathbf{B}_0 et le moment magnétique correspondant au moment de l'application du champ. Ce mouvement s'appelle la précession de Larmor, et sa vitesse angulaire ω_0 est donnée par :

$$\omega_0 = \gamma \cdot \mathbf{B}_0 \quad (\text{II.10})$$

Le sens des rotations est donné par le signe du rapport gyromagnétique.

III.1.1.4 Aimantation résultante

Lors d'une expérience de RMN ou d'IRM, ce n'est pas un seul spin qui est considéré mais l'ensemble des spins d'un volume. Ainsi, l'aimantation résultante M est la somme de l'aimantation des N_S spins dans le volume considéré :

$$M = \sum_{n=0}^{N_S-1} \mu_n \quad (\text{II.11})$$

La figure (Fig II.16) représente un ensemble de spins et la magnétisation qui en résulte. Lorsque l'échantillon est placé dans le champ statique B_0 , l'aimantation est dite à l'état d'équilibre. Il est possible de calculer cette magnétisation initiale d'après Liang et Lauterbur :

$$|M_0| = \frac{\gamma^2 h^2 B_0 N_S I(I+1)}{12\pi^2 K_B T_S} \quad (\text{II.12})$$

Avec K_B la constante de Boltzmann.

$h = h/2\pi$ ou h est la constante de Planck

I spin nucléaire

N_S nombre de spins

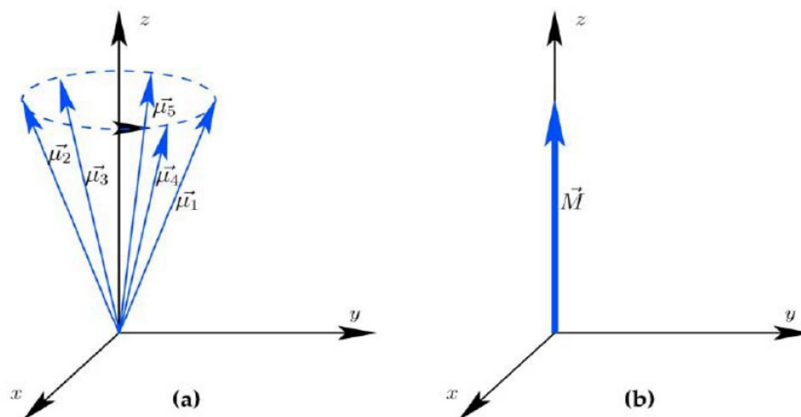


Fig.II.16 (a) Représentation d'un ensemble de spins (b) la magnétisation résultante

IV.1.1.5 Ondes radiofréquences

Quand les spins des échantillons sont à l'équilibre, la magnétisation résultante M est parallèle au champ statique B_0 et ce champ statique étant très élevé (>1.5 T) par

rapport à la magnétisation \mathbf{M} , il est donc impossible de mesurer une image de \mathbf{M} dans ces conditions. La solution est de perturber la magnétisation grâce à un champ magnétique radiofréquence (RF) \mathbf{B}_1 qui est appliqué perpendiculairement à \mathbf{B}_0 . Il s'agit d'une onde électromagnétique circulairement polarisée qui oscille selon les axes x ou y . Elle est générée grâce au résonateur (appelé encore antenne) RF dite d'émission ou de transmission.

IV.1.1.6 La relaxation

Après l'arrêt de l'excitation radiofréquence, le système de spins est hors de son état d'équilibre ; comme tout système physique, en l'absence de nouvelle sollicitation, il va alors évoluer naturellement de façon à atteindre de nouveau son état d'équilibre. C'est la phase de relaxation. Le système étant toujours en présence du champ magnétique statique \mathbf{B}_0 , les spins vont retourner à leur état d'équilibre suivant la direction de \mathbf{B}_0 avec un mouvement de rotation autour de \mathbf{B}_0 (Fig. II.17.). Deux constantes de temps caractéristiques entrent alors en jeu :

- la constante de temps T_1 , ou temps de relaxation longitudinal, qui contrôle le retour de la composante longitudinale de l'aimantation (M_z) à la valeur d'équilibre initiale (M_0) en fonction du temps. On l'appelle également constante de temps d'interaction entre le spin et le milieu (relaxation spin-réseau) car elle est fixée par les interactions du spin avec tous les éléments de l'environnants.
- la constante de temps T_2 , ou temps de relaxation transversal, est la constante de temps de la décroissance exponentielle de l'aimantation dans le plan perpendiculaire au champ \mathbf{B}_0 . On l'appelle également constante de temps d'interaction « spin-spin » car elle est fixée par les interactions propres du spin.

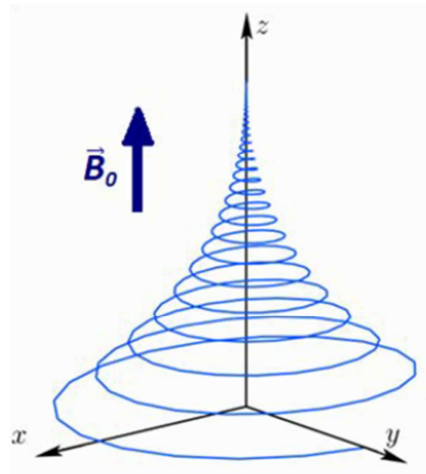


Fig.II.17 relaxation de l'aimantation après une excitation radiofréquence

IV.2. Description de différents composants de l'IRM [12]

L'IRM a une structure très complexe. Pour les IRM fermés, on retrouve le tunnel de l'aimant. C'est le tunnel dans lequel on introduit le patient. Il a des fonctions de confort (comme l'éclairage, la ventilation...) et des moyens de communication entre le personnel médical et le patient (microphone et enceintes). Essentiellement, un système d'IRM contient : l'aimant principal, les bobines de gradient, les antennes radiofréquences et les blindages.

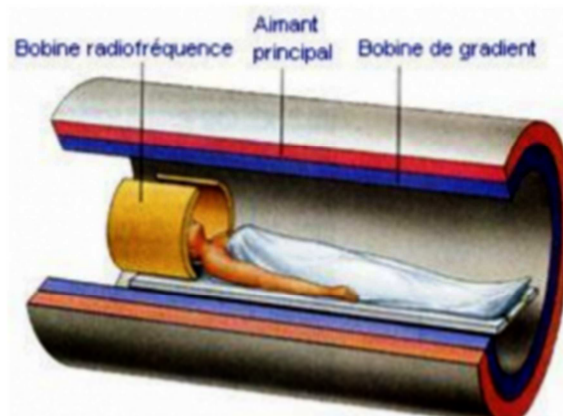


Fig.II.18 les différentes bobines d'une IRM

III.2.2 L'aimant principal

L'aimant est au cœur du fonctionnement de l'appareil IRM. Son rôle est de produire le champ magnétique principal appelé B_0 qui est constant et permanent. L'unité de mesure de la puissance du champ magnétique de l'IRM est le Tesla (T).

Les aimants peuvent être classés selon l'intensité de leur champ :

- Bas champ : < 0.5 T.
- Champ moyen : entre 0.5 T et 1 T.
- Haut champ : > 1 T.

Les principales qualités pour un aimant sont :

- Un champ magnétique élevé afin d'améliorer le rapport signal sur bruit.
- Une bonne stabilité temporelle (le champ magnétique doit être le plus permanent possible).
- Une bonne homogénéité du champ magnétique.

Ces qualités sont recherchées parmi les trois types d'aimants disponibles sur le marché: l'aimant résistif, l'aimant permanent et l'aimant supraconducteur. De nos jours c'est l'aimant supraconducteur qui est le plus répandu.

IV.2.2.1 L'aimant résistif

Il est constitué d'un bobinage de cuivre traversé par un courant électrique produisant un champ magnétique en son centre. Ce type d'aimant est assez peu utilisé depuis l'apparition des aimants supraconducteurs. Il est assez peu cher à la fabrication et ne nécessite pas de liquide cryogénique de refroidissement (contrairement aux aimants supraconducteurs). De plus, le champ peut être arrêté en quelques secondes en stoppant le courant (mais il faut attendre la stabilisation du champ lors de la remise sous tension).

Malheureusement, le champ magnétique maximum atteint à peine les 0.5 T et reste très sensible aux variations de températures. De plus, il y a des problèmes d'homogénéité du champ et pour alimenter l'aimant il faut une très grande consommation électrique.

IV.2.2.2 L'aimant permanent

Il est constitué d'une structure ferromagnétique qui produit un champ magnétique permanent sans consommation d'énergie. Ces aimants étaient autrefois très lourds (jusqu'à 90 tonnes) mais se sont allégés avec l'arrivée des alliages à base de terre

rare. Cependant un aimant de 0.3 T pèse 10 tonnes et bien que l'on puisse faire des aimants permanents de 1 T il est économiquement difficile de fabriquer des aimants permanents de plus de 0.4 T. Leurs avantages principaux sont l'absence de courant de Foucault, une fiabilité exceptionnelle, une architecture ouverte et un champ vertical perpendiculaire au patient, ce qui améliore les performances des antennes.

III.2.2.3 L'aimant supraconducteur

C'est le type d'aimant le plus répandu actuellement. Il utilise le principe de supraconductivité : lorsque certains métaux ou alliages sont soumis à des températures proches du zéro absolu, ils perdent leur résistivité si bien que le passage d'un courant électrique se fait sans pertes. L'aimant supraconducteur utilisé en IRM est constitué d'un bobinage de Niobium-Titane (Nb-Ti) baigné constamment dans de l'hélium liquide (près des -269 C) qui en assure la supraconductivité. La résistance magnétique nulle ainsi atteinte permet de créer des intensités de champ magnétique très élevées. Enfin le système est entouré d'un écran refroidisseur (circuit d'air ou d'eau glacée) qui aide à maintenir l'hélium liquide à très basse température. Le tout étant finalement enveloppé d'un espace de vide diminuant les échanges thermiques avec l'extérieur. L'appareil est donc peu sensible aux variations de température ambiante. Tout cet appareillage rend les aimants supraconducteurs très coûteux à l'achat et à l'utilisation du fait de leur consommation importante en électricité et en hélium cryogénique.

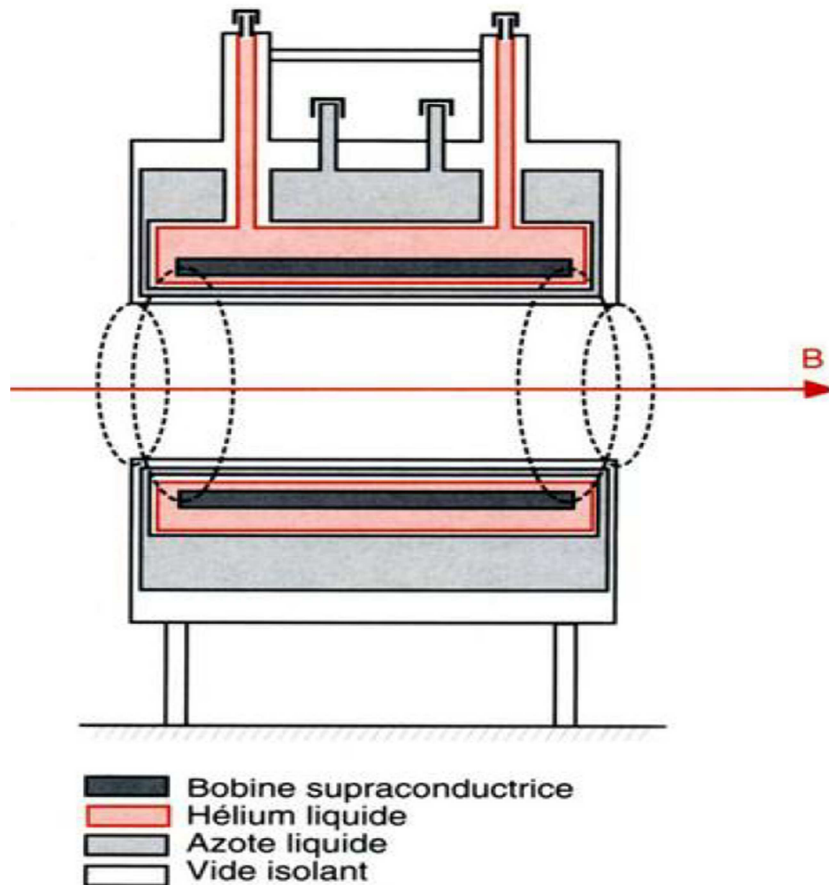


Fig.II.19. Schéma du système cryogénique d'un aimant supraconducteur.

III.2.3 La structure de l'aimant

Il existe deux types d'IRM (en pratique, on appelle IRM la technique comme l'appareil ou imageur) :

- L'IRM fermé (Fig.II.20 (a)) est l'IRM le plus connu et le plus répandu à l'heure actuelle. C'est un tunnel de 60 cm de diamètre et de 2 m de long pour les modèles les plus anciens. Les modèles actuels ont une longueur de 1.60 m.

- L'IRM ouvert (Fig.II.20 (b)) est apparu bien après l'IRM fermé. Très peu répandu à ses débuts, sa principale fonction était l'imagerie vétérinaire pour les animaux ne pouvant rentrer dans un IRM classique. La technologie des IRM ouverts s'améliorant de jour en jour, on leur trouve actuellement des avantages dans la médecine humaine, notamment pour les personnes ne pouvant pas bénéficier de ce type d'imagerie en géométrie fermée :

- Les individus obèses, dont le tour de taille dépasserait le diamètre d'un IRM fermé.
- Les individus claustrophobes.

- Et les enfants qui ne supportent pas de rester seuls plusieurs minutes dans l'IRM sans bouger.

Cependant l'intensité du champ magnétique offert par cet IRM reste extrêmement inférieure au champ magnétique d'un IRM fermé.



Fig.II.20 (a) image d'un IRM fermé



Fig.II.20 (b) image d'un IRM ouvert

IV.2.4 Les bobine de gradient :

Les bobines de gradient produisent des champs magnétiques qui s'additionnent et se retranchent à B_0 et sont alors responsables d'une variation graduelle de champ magnétique dans l'espace. Elles permettent ainsi le codage spatial de l'image. Il faut deux bobines pour produire un gradient de champ magnétique. Ainsi, l'appareil possède trois paires de bobines (appelées respectivement bobine X, Y et Z) enfermées dans un cylindres en fibre de verre et placées autour du tunnel de l'aimant. En fonction de sa géométrie, chaque bobine fait varier le champ magnétique selon un axe spécifique :

- La bobine X selon l'axe droite-gauche (fig.II.21(a)).
- La bobine Y selon l'axe avant-arrière (fig.II.21(b)).
- La bobine Z selon l'axe haut-bas (fig.II.21(c)).

La sélection d'une de ses bobines permet notamment de sélectionner une épaisseur et un plan de coupe (transversal, frontal, sagittal ou oblique).

Ces bobines sont alimentées à une cadence plus ou moins rapide selon le type de séquence. Chaque impulsion électrique dans les bobines est à l'origine d'une vibration

produisant le bruit caractéristique de fonctionnement de l'appareil. Les performances des gradients sont en rapport avec :

- Leur amplitude maximale (variation de champ magnétique en mT/m), qui détermine la résolution spatiale maximale (épaisseur de coupe et champ de vue).
- Leur linéarité, qui doit être la plus parfaite possible au sein du champ d'exploration.
- Leur pente, qui correspond à leur rapidité de commutation : une forte pente est nécessaire pour basculer rapidement les gradients.

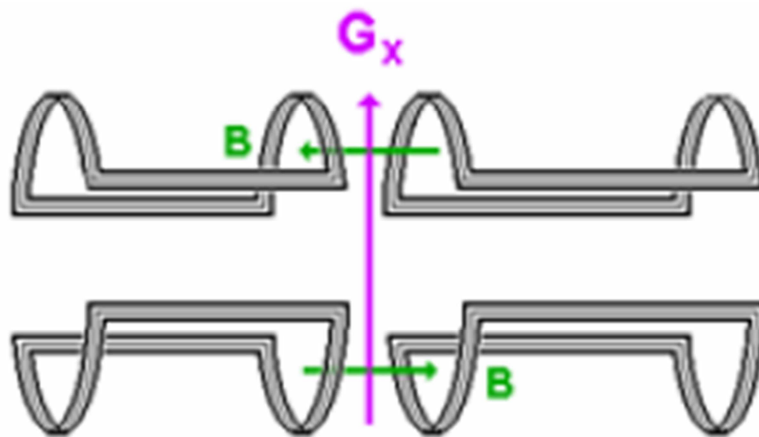


Fig.II.21(a) bobine de gradient X

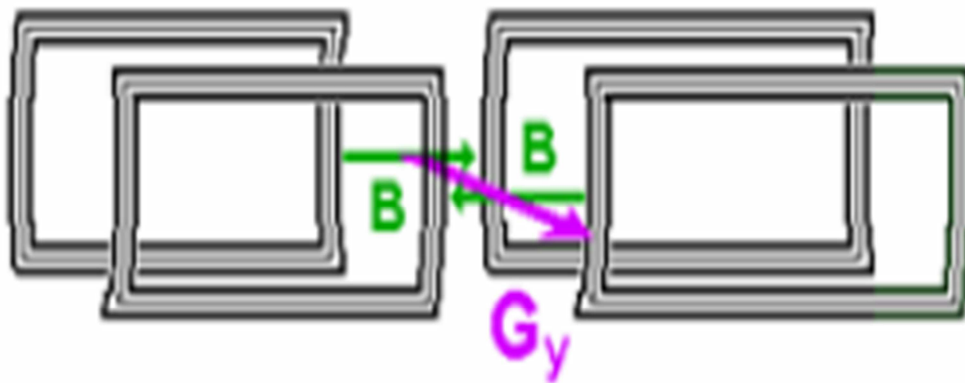


Fig.II.21(b) bobine de gradient Y

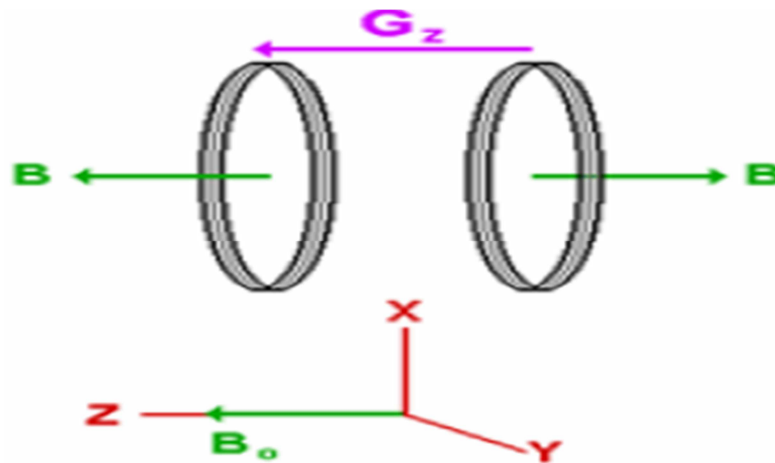


Fig.II.21(c) bobine de gradient Z

IV.2.5 Les antennes radiofréquences :

Les antennes (résonateurs) jouent un rôle très important dans la chaîne d'acquisition car elles permettent l'émission des impulsions radiofréquences et la réception du signal. Il existe une très grande variété d'antennes spécialisées

IV.2.5.1 Les antennes de volume :

Elles sont émettrices et réceptrices du signal RMN. Elles peuvent contenir une région de l'organisme (antenne tête, genou,...) voire tout le corps (antenne corps). Les antennes de volume permettent d'obtenir un signal homogène sur tout le volume exploré.

Les antennes de volume incluent essentiellement les antennes "solénoïde", les antennes "selle de cheval", les antennes "cage d'oiseaux". Dans ces antennes, les antennes "cage d'oiseaux" sont les plus populaires parce qu'elles peuvent produire le meilleur champ homogène B_1 sur un grand volume dans la bobine.

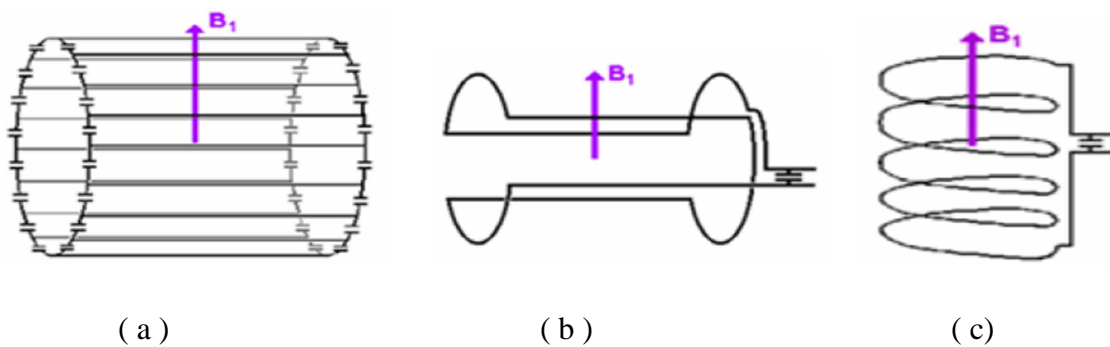


Fig.II.22 schéma des antennes de volume a) antenne cage d'oiseau b) antenne selle de cheval c) antenne solénoïde

IV.2.5.2 Les antennes de surface

Une antenne surfacique est une antenne plane positionnée au contact de la région à explorer. Elle est réceptrice simple et ne peut donc que recevoir le signal restitué par les protons, c'est l'antenne corps qui émet l'impulsion RF initiale. Elle procure un très bon rapport signal sur bruit dans la région d'intérêt à condition de son bon positionnement (le plus proche possible de la zone d'exploration).

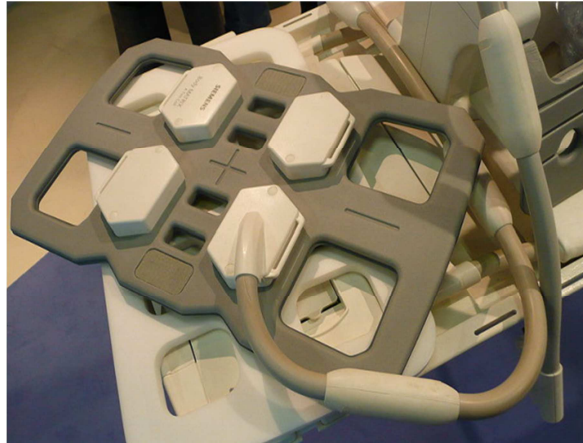


Fig.II.23. antenne de surface

IV.2.6 Les bobine de correction de champ

Il n'est pas possible de fabriquer un aimant qui puisse produire un champ statique suffisamment homogène pour l'imagerie. Pour augmenter cette homogénéité, des bobines de shim sont placées au sein de l'aimant .ces bobines sont conductrices et présentent des configurations compliquées, qui produisent des champs statiques faibles permettant de compenser les imperfections de l'aimant .il existe plusieurs types de bobines de shim présents au sein de l'aimant, chacun d'eux compensant les différences d'inhomogénéité.

IV.2.7 Les blindages

Les blindages sont des dispositifs destinés au confinement des champs magnétiques produits par la machine et à l'isolement de ceux-ci des champs magnétiques extérieurs qui viendraient perturber l'acquisition. Il existe deux blindages dans une installation IRM :

- Le blindage des ondes de radiofréquence (RF) : Il est assuré par la cage de Faraday constituée d'un maillage de cuivre qui recouvre toutes les parois de la salle de

l'aimant et étanche aux ondes RF. Elle empêche les ondes RF produites par le système de sortir de la salle de l'aimant, et les ondes RF extérieures d'entrer dans la salle d'examen.

- Le blindage de champ magnétique : Il a pour rôle de rapprocher les lignes de champ au plus près de l'aimant et notamment de faire rentrer la ligne de 0.5 mT dans la salle d'examen. (La ligne de 0.5 mT est la limite au-delà de laquelle il y a disfonctionnement ou dérèglement d'un pacemaker). Le périmètre du champ magnétique est appelé champ magnétique résiduel. La taille de celui-ci dépend de la puissance du champ magnétique et du fait que le système soit blindé ou non. Pour un IRM de 1.5 T non blindé la ligne de 0.5 mT se trouve à plus de 12 m de son iso centre alors que si l'appareil est blindé cette ligne se trouve seulement 4 m de celui-ci. D'où l'importance de ce blindage. (Il est à noter que la cage de Faraday n'a aucune action de blindage contre le champ magnétique). Il existe deux types de blindages de champ magnétique selon les appareils :

- Un blindage passif : c'est un ensemble de poutrelles d'acier ou de fer doux, entourant l'aimant. Ce dispositif est très lourd.
- Un blindage actif : c'est un bobinage métallique inversé placé aux deux extrémités du bobinage de champ principal B_0 . Au passage du courant électrique dans les spires inversées, il se produit un contre-champ magnétique dont les lignes de champ viennent s'opposer à celles de B_0 .

IV.2.8 La partie informatique

L'IRM est piloté par un ordinateur qui joue le chef d'orchestre pour l'acquisition et le traitement des données .il comman de la chaine d'emission RF ,les impulsion de gradients et la chaine de reception et les algorithmes de reconstruction d'images.

Il doit etre puissant et rapide et a cet effet il dispose tres souvent de cartes informatiques dédiées proprement à chaque constructeurs, en particulier pour l'exécution des transformées de fourier rapides nécessaires a la reconstruction des images.[15]

IV.2.8.1 La console d'acquisition

Elle permet de lancer les différentes séquences d'IRM, de déterminer l'épaisseur de coupe, l'orientation des coupes (sagittale, axiale, simple et double...). Ce sont des moniteurs

de type écran plat à haute resolution, elle poussent les images recueillies vers les consoles de post-traitement.

IV.2.8.2 L'unité de traitement

Elle regroupe toute la partie électronique de l'imageur .Le premier role est bien sur de piloter les positions mécaniques ainsi que les courants des différentes bobines. La seconde tache est le traitement des données brutes reçues du dispositif de réception. Cette étape passe par une phase de pré-amplificateur du signal venant des antennes, une phase de démodulation, d'amplification, et apres le passage dans un convertisseur analogique numérique, le signal est livré au calculateur.

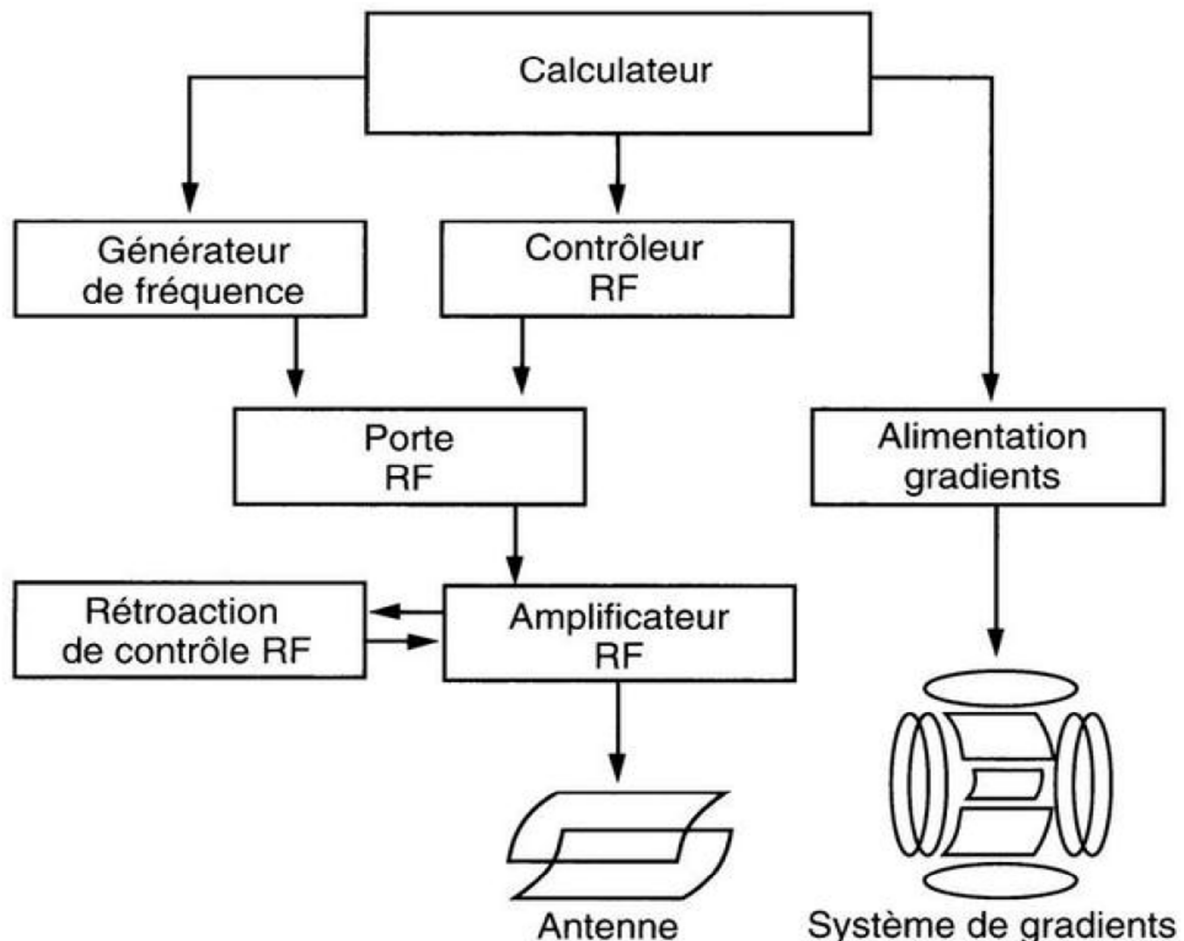


Fig.II.24. diagramme de la chaîne de contrôle des RF et les impulsions de gradient

IV.2.9 Le système de refroidissement

Dans le système de refroidissement, l'aimant supraconducteur est enfermé dans un cryostat, comprenant une substance cryogène et une chambre à vide externe, qui sert

principalement à fournir une isolation thermique entre la température ambiante. L'aimant supraconducteur est généralement refroidi à une température d'environ 4K. À l'utilisation les bobines se chauffent et causent une évaporation de l'hélium liquide. [13]

V. Conclusion

Nous avons donc vu les différents appareils et techniques d'imagerie médicale pour explorer le corps humain, tous ont leurs spécificités et ils sont indispensables à l'établissement d'un diagnostic sûr. Bien entendu, les techniques actuelles ne sont pas sans failles, sans passer par les pour et les contres de chacune, il est possible de dresser une liste globale des besoins toujours grandissants en imagerie:

- Meilleure qualité d'images (moins d'artéfacts et meilleur contraste)
- Plus grande vitesse d'acquisition (imagerie en temps réel)
- Meilleure résolution des images (images plus détaillées et plus volumineuses)

Bien que les différentes techniques d'imagerie soient de plus en plus précises et rapides, il n'en demeure pas moins que le diagnostic et l'identification des données provenant de l'image sont encore en grande partie faits par les médecins. Des méthodes de reconnaissance d'organes/tissus par ordinateur permettraient, en plus de diminuer significativement le temps de réponse pour le patient, de diminuer également les possibles erreurs humaines.



Chapitre 3

Application au scanner

I Introduction

La tomodensitométrie (TDM), est une modalité d'imagerie anatomique en radiologie permettant d'obtenir des coupes transversales, reconstruites à partir de la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X à travers le volume étudié. Cette modalité est l'une des meilleurs examens radiologiques pour l'exploration du thorax et de l'abdomen. Ses indications se limitent à la recherche de traumatismes crâniens et d'hémorragies intracrâniennes.



Fig.III.1 L'appareil du scanner

II Principe de formation de l'image

Le scanner est une chaîne radiologique composée d'un générateur, d'un tube à rayons X et d'un ensemble de détecteurs disposés en couronne. Le principe repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse un segment du corps. Le tube et les détecteurs tournent autour de l'objet à examiner (Fig.III.2). De multiples profils d'atténuation sont obtenus à des angles de rotation différents. Ils sont échantillonnés et numérisés. Les données sont filtrées et rétro projetées sur une matrice de reconstruction puis transformées en image. [14]

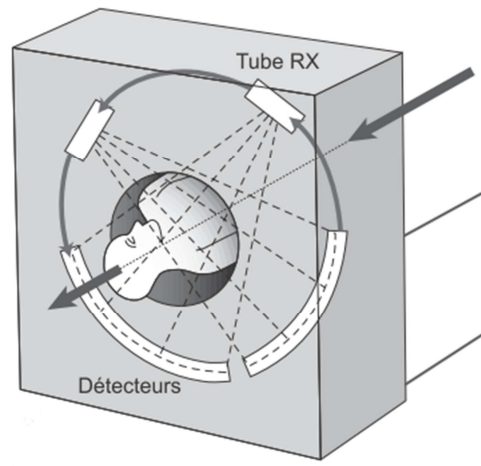


Fig.III.2 tubes et détecteurs qui tournent autour du patient

II.1 Atténuation

Un faisceau de rayons X traversant un objet homogène d'épaisseur x subit une atténuation, en fonction de la densité de l'objet. La valeur de l'atténuation est obtenue par soustraction entre l'intensité du faisceau de rayons X avant et après traversée de l'objet. Elle est définie par la relation de Beer Lambert :

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot X} \quad \text{Ou bien } \mu = (1/X) \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (\text{III.1})$$

I_0 : intensité incidente du faisceau ; I : intensité émergente ; μ : coefficient d'atténuation de l'objet traversé ; X : épaisseur de l'objet.

Le faisceau rencontre des structures de densité et d'épaisseur différentes (fig.4.3).

L'atténuation dépend donc de plusieurs inconnues $\mu_1, \mu_2 \dots \mu_n$.

$$\sum_{i=1}^n \mu_i x = \frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (\text{III.2})$$

x étant l'épaisseur de chaque élément de volume et μ_i le coefficient d'atténuation linéique de l'élément i .

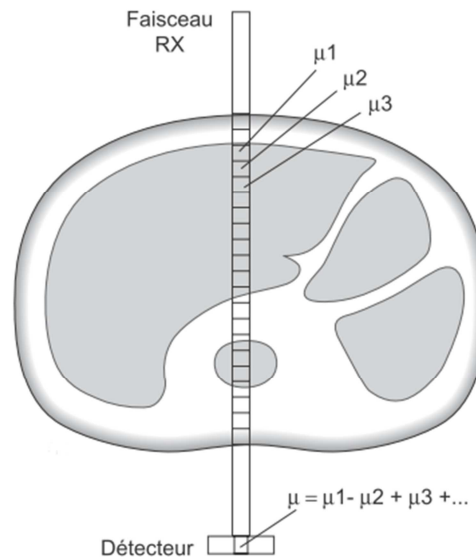


Fig.III.3 Exemple d'une structure de densité différente

- **Échelle Hounsfield**

Les coefficients d'atténuation linéique μ sont variables selon le spectre de rayons X qui dépend lui-même des kV et des filtrations positionnées en sortie de tube. Au lieu d'utiliser directement ces coefficients, Hounsfield a normalisé ces valeurs par rapport au coefficient d'atténuation linéique de l'eau selon la formule :

$$\text{valeur CT} = \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \times 1000 \quad (III.3)$$

La valeur obtenue s'exprime en unités Hounsfield (UH). On peut remarquer qu'en considérant l'atténuation de l'air comme nulle, on obtient $-1\,000$ UH pour l'air (-1000 UH) et 0 UH pour l'eau, ce qui représente deux points caractéristiques. Tous les tissus se répartissent sur une échelle partant de $-1\,000$ jusqu'à plusieurs milliers.[14]

II .2 Projections

Le détecteur transforme les photons X en signal électrique. Ce signal est directement proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons X. Le profil d'atténuation ou projection correspond à l'ensemble des signaux électriques fourni par la totalité des détecteurs pour un angle de rotation donné. Pour pouvoir reconstruire une image d'un volume complexe, il est nécessaire d'acquérir plusieurs projections à différents angles autour du patient, par rotation de l'ensemble tube-détecteur sur 360° .[15]

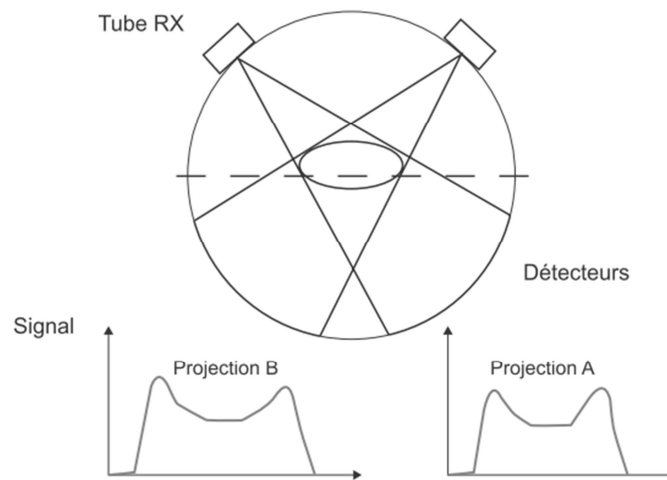


Fig.III.4 Principe de la projection

II.3 Rétroprojection

Les projections sont échantillonnées et numérisées. Ces données converties ou données brutes sont des valeurs numériques avec une adresse spatiale. Avec n projections obtenues selon des angles différents, il est possible de reconstruire une image du plan de coupe étudié. Ces projections sont filtrées puis rétro projetées sur une matrice de reconstruction. Chaque profil d'atténuation est projeté selon le même angle qu'à l'acquisition. À partir des valeurs d'atténuation mesurées par chaque détecteur, l'ordinateur calcule la densité de chaque pixel de la matrice. Ces calculs complexes reposent sur un principe simple : connaissant la somme des chiffres d'une matrice selon tous ses axes (rangées, colonnes et diagonales), on peut en déduire tous les chiffres contenus dans la matrice. [15]

II .4 Passage de la matrice à l'image

La matrice est un tableau composé de n lignes et n colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires ou pixels. Les matrices actuelles sont le plus souvent en 512×512 . À chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation ou de densité. En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle de gris. Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield (UH). L'éventail varie de $-1\ 000$ à $+1\ 000$, la valeur de zéro pour l'eau, $-1\ 000$ pour l'air et $+1\ 000$ pour le calcium.

L'œil humain ne distinguant que 16 niveaux de gris, les 2 000 paliers de densité ne peuvent être vus simultanément sur l'écran. La fenêtre correspond aux densités qui

seront effectivement traduites en niveaux de gris à l'écran. Deux paramètres modulables définissent la fenêtre utile de densités:

- le niveau (level) : valeur centrale des densités visualisées ;
- la largeur de la fenêtre (window) détermine le nombre de niveaux de densité. En augmentant la fenêtre, l'image s'enrichit de niveaux de gris mais le contraste diminue entre les structures de l'image. En diminuant la fenêtre, le contraste augmente.

III Constitution d'un scanner [9]

III.1 Le statif

Le statif du scanner est présenté sur la figure (fig.III.5). Il se compose de deux parties principales :

- Le stator qui est la partie fixe et comporte les éléments suivants : le tunnel, généralement de 70cm de diamètre ; les éléments de contrôle mécanique pour les différents mouvements du statif ; les éléments de réception et de transmission de données numériques et d'alimentation électrique.
- Le rotor qui est la partie mobile, comporte les éléments suivants : le générateur haut tension pour la fabrication du rayonnement x ; le tube à rayons-x et les circuits de refroidissement ; le système de détection et l'électronique associée quelques processeurs rapides et le système de transmission de données.

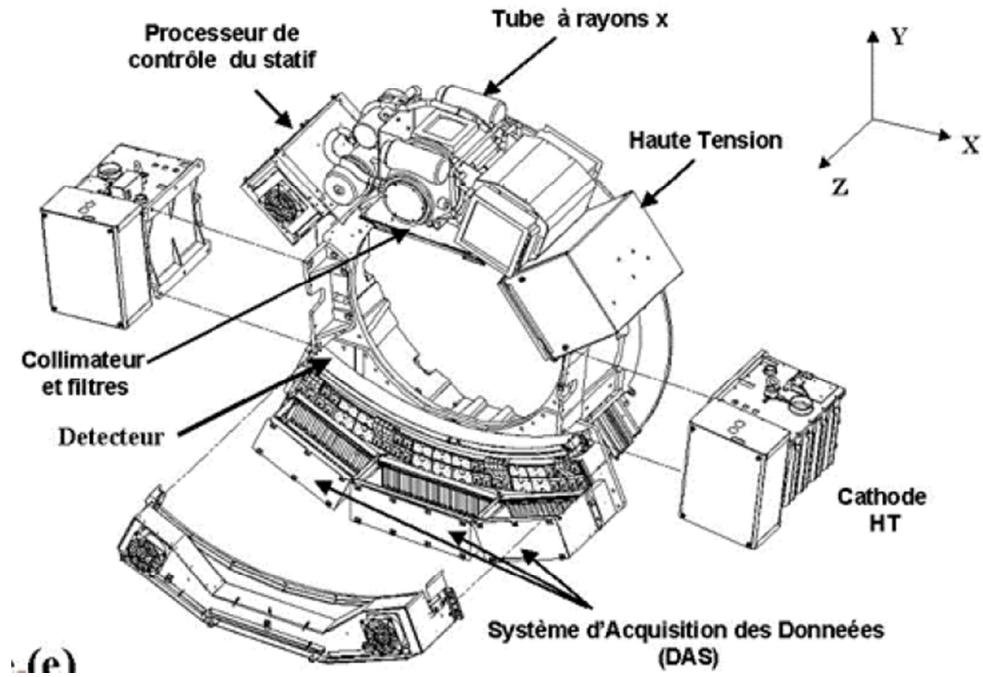


Fig.III.5. composition du statif

Plusieurs générations de statifs se sont succédées.

III. 1.1.1 Première génération

La réalisation d'une coupe s'obtenait par un mouvement de translation-rotation : le tube était couplé à un seul détecteur et chaque acquisition était suivie d'une translation le long de la structure étudiée puis d'une rotation d'un degré. Ce mouvement, répété de nombreuses fois, engendrait un temps de coupe de l'ordre de 4 minutes.

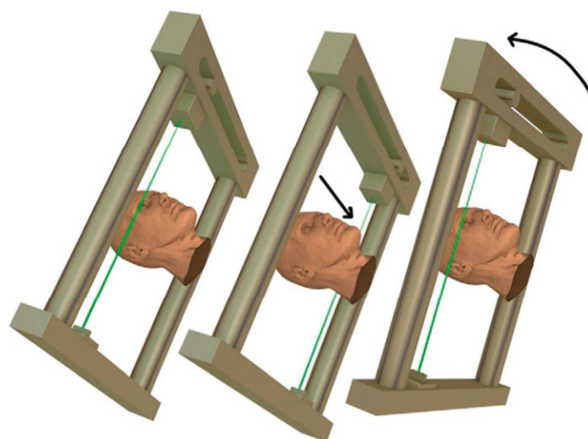


Fig.III.6 Scanner de première génération à translation-rotation.

III. 1.1.2 Deuxième génération

L'ensemble tube-détecteurs est toujours animé d'un mouvement de translation-rotation mais le tube est alors couplé à une barrette de sept à 60 détecteurs dans le plan de rotation du tube.

III. 1.1.3 Troisième génération

La quasi-totalité des appareils en service est du type 3^{ème} génération. Le tube et les détecteurs effectuent un mouvement de rotation autour du patient. Une série de détecteurs (de 500 à 1 000) couvre la largeur du sujet (50 cm pour l'abdomen). Le temps de balayage pour une rotation pouvait atteindre deux secondes.

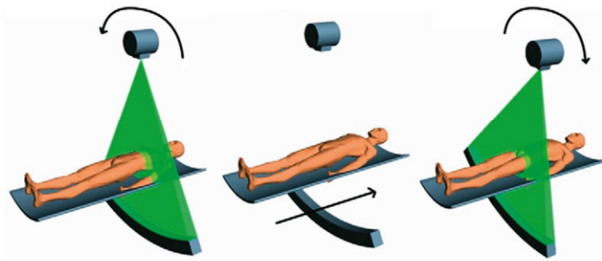


Fig.III.7 Scanner de troisième génération rotation-rotation

III. 1.1.4 Quatrième génération

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

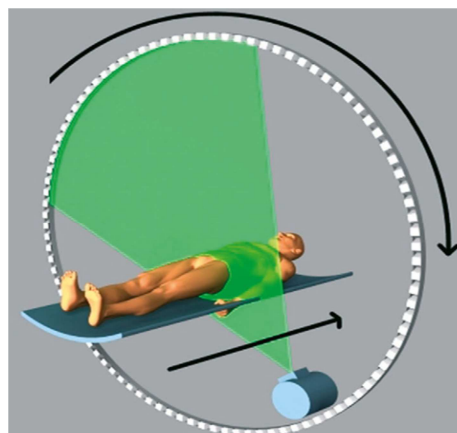


Fig.III.8 Scanner de quatrième génération à détecteur en couronne fixe

III 1.1.5 Rotation continue et acquisition hélicoïdale

Le principe repose sur la rotation continue du tube autour du lit associée au déplacement simultané de la table pendant le balayage du faisceau de rayons X. Le tube décrit autour du patient une figure géométrique à type d'hélice (figIII.9.a). Le développement de cette technologie a été rendu possible grâce à des progrès techniques, notamment les contacteurs ou slip ring (figIII.9.b) qui permettent sans câblage le transfert de l'énergie électrique nécessaire à l'alimentation du générateur et du tube pendant leur rotation et la récupération du signal généré par les détecteurs. La vitesse de rotation sur les scanners les plus récents a été considérablement augmentée, atteignant 360° en 0,4 seconde.

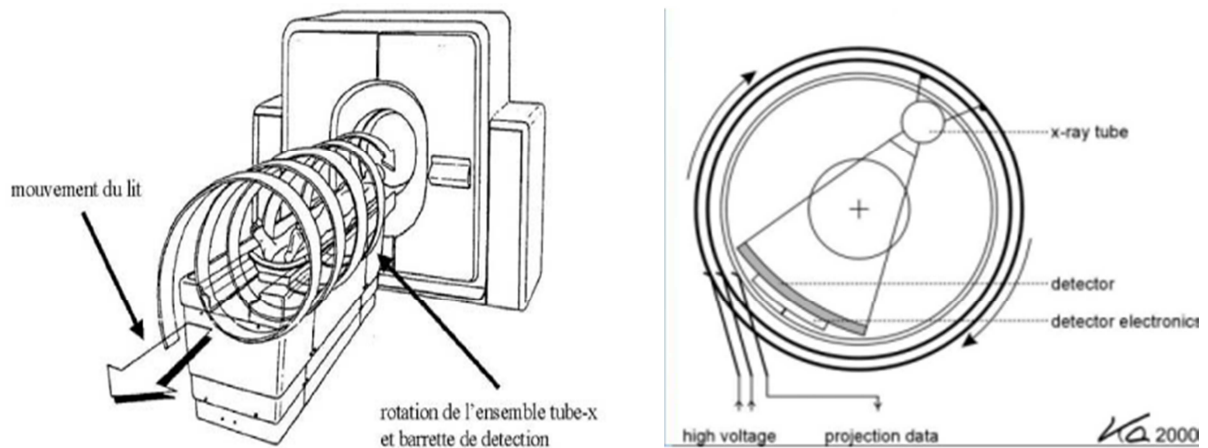


Fig.III.9. a) *Scanner a acquisition hélicoïdale*

b) principe slip rings

III.1.2 Géométrie

On distingue les scanners à géométrie courte ou à géométrie longue selon la valeur, fixée par le constructeur, de la distance foyer- détecteurs (110 cm en géométrie longue, 90 cm en géométrie courte). Il faut plus de milliampères (mA) en géométrie longue qu'en géométrie courte car la dose est inversement proportionnelle au carré de la distance tube-récepteur. La tendance actuelle avec les scanners multi coupes est de diminuer la distance foyer-détecteurs pour limiter les contraintes mécaniques (force centrifuge) liées à la grande vitesse de rotation.

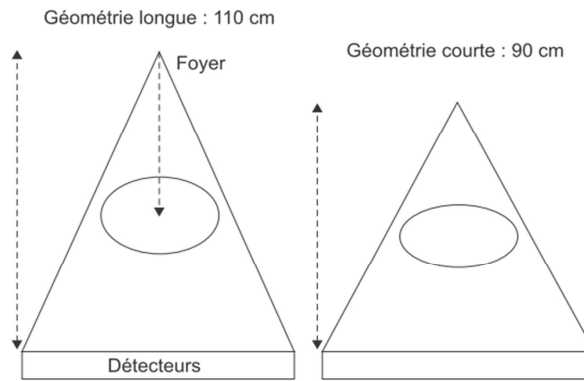


Fig.III.10. Distance foyer-détecteurs courte ou longue.

III.2 Chaîne radiologique

III.2.1 Générateur de tube à rayons X

Le générateur alimente le tube à rayons X. Il délivre une haute tension continue (80 à 140 kV) ainsi qu'un milli ampérage constant (de 10 à 500 mA). Il a une puissance totale disponible de 50 à 60 kW. Il est placé dans le statif.

III.2.2 Tube

Les tubes doivent être extrêmement performants. En effet, ils doivent être capables :

- d'absorber de fortes contraintes thermiques d'où la nécessité d'une capacité calorifique élevée (exprimée en unités chaleur UC) ;
- d'évacuer la chaleur grâce à une dissipation thermique importante (permettant de réaliser rapidement une deuxième hélice si la première a porté le tube à sa charge thermique maximale).

Ils sont à anode tournante, à double foyer de (0,5 à 1,5 mm) avec émission continue. Ils doivent en outre supporter les contraintes mécaniques de la force centrifuge des statifs de dernière génération dont la vitesse de rotation est de 360° en 0,4 seconde.

III.2.3 Filtration et collimation

La filtration et la collimation permettent la mise en forme du faisceau de rayons X.

- **Filtration**

Elle est obtenue par une lame métallique de faible épaisseur. Elle permet d'obtenir un spectre de rayonnement étroit et d'approcher le monochromatisme. Un deuxième filtre est fréquemment ajouté, plus épais au centre qu'en périphérie permettant d'adapter le faisceau aux variations d'épaisseur (moindre en périphérie qu'au centre) du volume traversé.

- **Collimations primaire et secondaire**

La collimation primaire est située en aval de la filtration (Fig.III.11). Elle calibre le faisceau de rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe désirée. Elle limite l'irradiation inutile. Certains appareils disposent d'une collimation secondaire placée avant le détecteur. Elle doit être parfaitement alignée avec le foyer et la collimation primaire. Elle limite le rayonnement diffusé par le patient et intervient parfois dans la détermination de l'épaisseur d'acquisition.

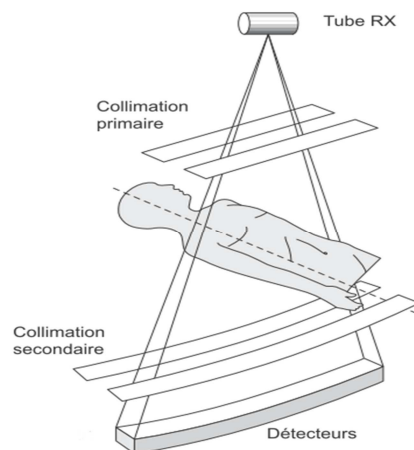


Fig.III.11 Collimation primaire et secondaire.

- **Collimateurs de champ**

Placés en sortie de tube, ils limitent automatiquement le faisceau de rayons X au champ choisi au lieu d'irradier l'ensemble du volume pour n'utiliser que les données d'absorption du volume résultant du champ choisi.

III.3 Système de détection

Les détecteurs transforment les photons X en signal électrique. On distingue deux types de détecteurs.[16]

- **Détecteur à gaz**

C'est une chambre remplie d'un gaz sous pression (10 à 20 bar de xénon par exemple) dans laquelle des électrodes plates permettent de délimiter des cellules (700 à 1000) de mesure. Ces détecteurs se caractérisent par un faible espacement entre les cellules mais aussi par une efficacité de détection.[16]

Les photons X sont directement transformés en signal électrique. Leur efficacité (rendement) est faible (60 à 70 % de l'énergie est absorbée). Elles ne sont plus utilisées actuellement remplacées par les détecteurs solides.[9]

- **Détecteurs solides [9]**

Ils sont utilisés par la plupart des scanners actuels. Les photons X sont absorbés par un scintillateur (céramique) et convertis en photons lumineux, eux-mêmes convertis en signal électrique par une photodiode (Fig. III.12). Leur efficacité est excellente. Ils offrent des temps de réponse rapides et une faible rémanence.

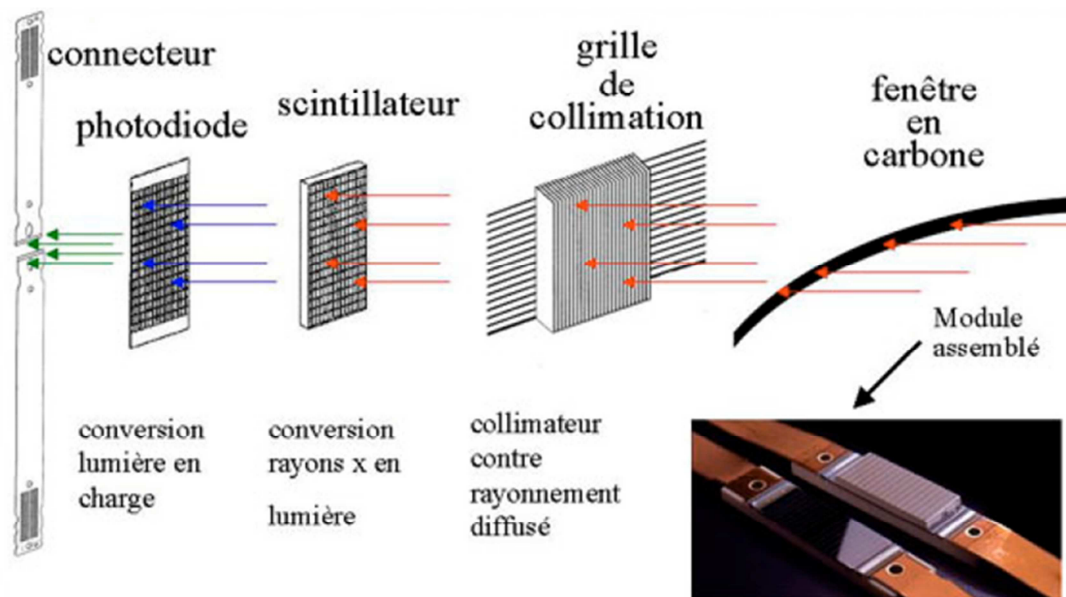


Fig.III.12 Principe du détecteur solide

Le signal recueilli est de l'ordre du pico-ampère (10^{-12} A). Un traitement électronique intervient dans le DAS afin d'amplifier et de numériser les signaux (Fig. III.13). Le nombre d'éléments de détection peut atteindre 286 720 avec un scanner 320 coupes. Les caractéristiques principales du scintillateur portent sur son efficacité à convertir

les rayons X en lumière et sa faible rémanence (disparition du signal lumineux lorsque l'émission de rayons X s'arrête).

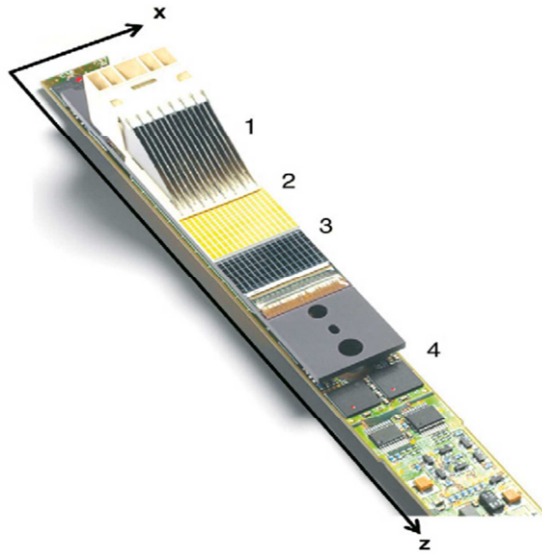


Fig.III.13 Module assemblé d'un détecteur de scanner

1. Lamelles anti diffusé. 2. Scintillateurs. 3. Photodiodes. 4. Électronique du Data Acquisition System (DAS).

III.3.1 Architecture des détecteurs

En scanner mono-coupe, la détection est assurée par une couronne de 500 à 900 éléments disposés dans l'axe X sur environ 50° en éventail. Une seule coupe est acquise par rotation. L'évolution du système de détection vers le scanner multi-coupe est caractérisée par la subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe Z en deux à 34 couronnes formées de détecteurs de nombre et d'épaisseur variables en fonction des solutions technologiques proposées par les constructeurs.

- **Arrangement des détecteurs**

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

On distingue ainsi trois types de détecteurs

- symétriques (ou matriciels) : tous les détecteurs ont la même largeur. Ils permettent d'acquérir de 2 à 8 coupes simultanées ;

- asymétriques : la largeur des détecteurs croît au fur et à mesure qu'ils s'écartent de la perpendiculaire à l'axe de rotation.
- hybrides : les détecteurs sont de deux largeurs différentes. Ils permettent d'obtenir actuellement de 2 à 16 coupes simultanées. En fonction des options technologiques proposées par les constructeurs, le nombre et la largeur des détecteurs gouvernent
 - ✓ épaisseur de coupes minimale disponible (0,5 mm) ;
 - ✓ le nombre de coupes réalisables avec l'épaisseur minimale (2 à 16) ;
 - ✓ la gamme des épaisseurs de coupe disponibles (de 0,5 à 10 mm)
 - ✓ la hauteur maximale couverte par rotation (de 20 à 32 mm actuellement).

IV Conclusion

Dans ce chapitre nous avons basé nos études sur un appareil d'imagerie médicale qu'est le scanner (tomodensitométrie). Nous avons traité les différents composants du scanner et le mode de fonctionnement, ainsi que ses générations.

Toutefois, il est à noter que malgré les avantages de l'utilisation de cet appareil sont impressionnants, celui-ci présente des risques de danger sur le corps humains si ce dernier est exposé plusieurs fois aux rayons X de cet appareil.

Conclusion générale

La découverte des rayons X a fait naissance à une nouvelle branche en médecine diagnostique, c'est l'imagerie médicale que nous avons étudié dans notre projet de fin d'étudié. Bien que l'imagerie médicale soit un domaine d'application assez nouveau, elle s'est développée très rapidement et a été considérée comme une spécialité de recherche la plus active au monde médical.

L'objectif de notre travail est l'analyse de certains appareils médicaux utilisés en milieu médical. Nous avons donc vu les différentes techniques d'imagerie médicale pour explorer le corps humain, toutes ont leurs spécificités et elles sont indispensables à l'établissement d'un diagnostic sûr.

Comme nous avons essayé d'approfondir notre étude sur un appareil qui est le scanner (tomodensitométrie ou TDM) car ce dernier touche plusieurs domaines (médecine, physique, électronique et informatique).

Durant ce travail, nous n'avons pas pu effectuer un stage pratique dans un hôpital ou dans une entreprise de maintenance des appareils médicaux. Vu la cherté et au manque du matériel médical, nous n'avons pas eu l'occasion de voir et manipuler la partie électronique du scanner, ainsi que la partie commande comme les logiciels et le traitement d'image.

Ce stage nous aura ainsi permis apporter un plus à notre travail et d'approfondir nos connaissances sur cet appareil.

Nous espérons que les promotions futures auront le privilège de mieux manipuler et pratiquer la partie technique du scanner.

Bibliographie:

- [1] E.GACHES et A.LIOGIER, Mémoire de fin d'études, Autopsie virtuelle, une technique d'avenir, Institut de formation de manipulateur en électroradiologie médical de Montpellier, 2012
- [3] G.Pallardy et M.J.Pallardy, Histoire abrégée de radiodiagnostic et de l'imagerie médicale, 2003
- [4] Philippe. Levesque, Architecture d'un processeur dédié aux traitements des signaux ultrasonique en temps réel, Thèse de doctorat à l'université de Montréal, 2011
- [5] Juliette SELB, Source virtuelle acousto-optique pour l'imagerie des milieux diffusants, Thèse de doctorat à l'université de Paris XI, 2002
- [7] C Grataloup-Oriez A Charpentier, Encyclopédie médico-chirurgicale article 35-003-C-10 Principes et techniques de l'échographie-doppler, 1999.
- [9] Régent D., Mandry D., Croise-Laurent V., Oliver A., Jausset F., Lombard V. Production des rayons X en imagerie par projection et en scanographie. EMC - Radiologie et imagerie médicale - principes et technique - radioprotection 2013;0(0):1-20 [Article 35-050-A-10.
- [10]A.Benguerrah, Livre, Base Physique De L'échographie, 1999
- [11] Sonia Dahdouh, Thèse de doctorat à l'université de Paris sud 11, 2011
- [12] Aliane Kamila, Analyse numérique des résonateurs BCR, STR et SER inhomogènes. Application à la conception de sondes IRM Thèse de doctorat à l'université d'Abou Bekr Belkaid-Tlemcen, 2012
- [13] A.Gezali et A.Haned, Mémoire de fin d'études: Etude générale d'un appareil d'imagerie par résonance magnétique(IRM), Institut national spécialisé dans la formation professionnelle, 2011.
- [14] F. Masson, X. Dangin, P. Baudin, Tomodensitométrie : principes, formation de l'image
- [15] Wagner Juliane, Visualisation et post-traitement des images scannographiques : le logiciel oxirix, Thèse de doctorat, à l'université Louis Pasteur Strasbourg I, 2007.
- [16] Omar Cherif Lezzar, Rapport De Stage,

Bibliographie

[2] <http://www.trongton.free.fr/> la tomographie médicale, 2004

[6] <http://tpe.bgpr.free.fr/> tep imagerie médicale

[8] <http://www.utc.fr/tsibh/public/2tsibh/08...>