

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

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE

DEPARTEMENT D'électronique

Mémoire de Fin d'Etudes De MASTER ACADEMIQUE

Spécialité: électronique biomédicale

Filière: Génie Electrique

Présenté par :

M^{elle} : BOURAHLA Ouerdia

M^{elle} : BANOUH Lilia

Mémoire dirigé par **Mr. ATTAF.Y**

Thème

Acquisition et formation d'image en IRM

Mémoire soutenu devant le jury composé de:

Mr. LAZRI. M Maitre de conférences A UMMTO Président

Mr. ATTAF. Y Maitre de conférences B UMMTO promoteur

M^m. SLIMANI. S Maitre de conférences A UMMTO Examineur

Promotion 2016-2017

Remerciements

Je remercie DIEU tout puissant de nous avoir permis de réaliser ce modeste travail.

Au terme de ce modeste travail, nous profitons de cette occasion pour adresser nos vifs remerciements à tous nos professeurs de l'université MOULOUD MAAMERI Tizi-Ouzou qui ont contribué à notre formation.

Nous exprimons notre profonde gratitude à notre encadreur Mr Attaf. Y, ce fut une grande fierté et un honneur pour nous de travailler sous la houlette d'un homme pour lequel nous avons une grande admiration, nous le remercions pour son aide et ces précieux conseils.

Nos remerciements s'adressent également à monsieur le président de jury Mr Lazri.M maitre de conférences à la faculté de génie électrique et d'informatique.

Nous tient à associer à ces remerciements, Madame Slimani.S maitre de conférences à la faculté de génie électrique et informatique, de bien vouloir accepter d'examiner notre travail.



Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

- ✚ Mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, avec leur soutien et leur encouragement.
- ✚ Mes chères sœurs : Sonia, Nora, Fadila, Dalia.
- ✚ Mes neveux et ma nièce : Ilyane, Anes, Jade.
- ✚ Tous mes collègues et mes amis de l'Université et d'ailleurs.

Bourahla Ouerdia

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

- ✚ Mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, avec leur soutien et leur encouragement.
- ✚ Mes chers frères : Hakim, Zinedine
- ✚ Mes chères sœurs : Farida, Rachida, Nadjia, Katia, hakima.
- ✚ Mon fiancé Hocine et ma belle famille.
- ✚ Mon neveu et mes nièces : chihab, Inas, Assil, Melissa.
- ✚ Tous mes collègues et mes amis de l'Université et d'ailleurs.

Banouh lilia

Liste des figures

Figure I.1 : Représentation la matrice (M,N)	1
Figure I.2 : Groupe de pixel formant la lettre	3
Figure I.3 : Représentation d'un histogramme d'une image	4
Figure I.4 : Filtrage d'une image par un noyau de convolution.....	5
Figure I.5 : Radiographie antéropostérieure et latérale d'un coude.....	10
Figure I.6 : Image obtenus lors d'un scanner du cerveau	11
Figure I.7 : Image obtenue lors d'une échographie d'une femme enceinte.....	13
Figure I.8 : IRM cérébrale d'une sclérose en plaque	14
Figure II.1 : mouvement de spin.....	21
Figure II.2: le champ polarisant B0	22
Figure II.3: impulsion radiofréquence	23
Figure II.4: schéma d'une salle IRM	24
Figure III.1: Signal de précession libre et sa transformée de Fourier.....	31
Figure III.2 : Reconstruction d'une image IRM par transformée de Fourier bidimensionnelle.....	35
Figure III.3 : Diagramme des principales séquences d'imagerie et images IRM correspondantes	37
Figure III.4: Évolution du signal lors d'un écho de spin	38
Figure III.5 : Chronogramme de la séquence d'écho spin.....	39
Figure III.6 : Chronogramme de la séquence d'écho de gradient	39
Figure III.7: quelques séquences IRM illustrées sur une coupe de cerveau.....	42
Figure III.8: Representation d'artefacts de mouvements	44
Figure III.9 : Image d'une endoprothèse vasculaire métallique type wallstend	46
Figure III.10 : Représentation d'artefact mettallique	46
Figure III.11: Artefact de repliement et sa suppression	49
Figure III.12: exemple d'image pondérée en T ₁ affectée par l'artefact d'inhomogénéité de champ magnétique radio fréquence	50
Figure III.13: effet du volume partiel	52

Liste des figures

Liste des Tableaux

Tableau I.1 : les caractéristiques de différentes de techniques d'imagerie médicale	15
--	----

Introduction générale

CHAPITRE I : Analyse de l'image et imagerie médicale

Etape I : Analyse de l'image

I.1.Introduction.....	1
I.2.Définition d'une image	1
I.3.Types d'images	2
I.3.1.Image binaire	2
I.3.2.Image en niveaux de gris	2
I.3.3.Image couleur.....	2
I.3.4.Image a valeur réelles	2
I.4.Caractéristiques d'images	3
I.4.1.Pixel	3
I.4.2.Prétraitement	4
I.4.3.Histogramme.....	4
I.5.Filtrage	5
I.5.1.Filtre linéaires	5
I.5.2.Filtre non-linéaires	6
I.6.La segmentation	8

Etape II : Imagerie médicale

I.7.Définition	8
I.8.Le principe	8
I.9.Les technique de l'imagerie médicales	9
I.9.1.Les rayon X.....	9
I.9.2.Les ultrasons	12
I.9.3. Les rayon gamma	13
I.9.4.Le champ magnétique	14

I.9.5. Tableau récapitulatifs des méthodes existantes	15
I.10. Conclusion	16
 CHAPITRE II : L'IRM : concepts et bases	
II.1. Introduction	17
II.2. Historique	17
II.3. Les différents IRM	18
II.3.1. IRM anatomique	18
II.3.2. IRM fonctionnelle.....	18
II.3.3. Imagerie par RMN.....	18
II.4. Principe de l'IRM	19
II.4.1. Rappel.....	19
II.4.2. Application au noyau atomique	20
II.4.3. Principe physique de la résonance magnétique nucléaire(RMN).....	20
II.4.3.1. Le champ polarisant B0	21
II.4.3.2. Impulsions radiofréquence	22
II.4.3.3. Relaxation.....	23
II.5. Différents composants	24
II.5.1. L'aimant.....	25
II.5.2. L'antenne de radiofréquence (émettrice).....	25
II.5.3. Les antennes réceptrices	25
II.5.4. Système informatique	25
II.5.5. La cage de Faraday	26
II.5.6. Le tunnel	26
II.5.7. Le lit d'examen.....	26
II.6. Déroulement d'une IRM.....	26
II.7. Avantages et inconvénients	27
II.8. Conclusion	28

CHAPITRE III : Formation de l'image IRM

III.1. Introduction	29
III.2. Signal RMN.....	29
III.3. Qualité de l'image	30
III.3.1. Définition	30
II.3.1.1. Résolution spatiale RS	30
II.3.1.2. Rapport signal sur bruit	32
II.3.1.3. Contraste	33
III.4. Formation de l'image	33
III.4.1. Principe.....	33
III.4.2. Réalisation pratique.....	34
III.4.3. Codage spatiale du signal	35
III.4.3.1. Sélection de coupe.....	35
III.4.3.2. Codage de phase	36
III.4.3.3. Codage de fréquence	36
III.4.3.4. Codage de fréquence 3D	36
III.4.3.5. L'espace K.....	36
III.5. Séquence de base en IRM	37
III.5.1. Echo de spin	37
III.5.2. Echo de gradient	39
III.6. Principaux paramètres en IRM	40
III.6.1. Paramètres de séquence	40
III.6.2. Image pondérée en densité de protons	41
III.6.3. Image pondérée en T1	41
III.6.4. Image pondérée en T2	42

III.7.Artefacts et principaux défauts des imageurs par IRM	42
III.7.1.Artefacts liés au patient	43
III.7.1.1.Artefacts de mouvement.....	43
III.7.1.2.Artefacts métalliques	45
III.7.2.Artefacts liés au système d'imagerie.....	46
III.7.2.1.Artefacts de déplacements chimique.....	46
III.7.2.2.Artefacts de susceptibilité magnétique.....	47
III.7.2.3.Artefacts de troncature	47
III.7.2.4.Artefacts de repliement (lasing)	48
III.8.Limites.....	49
III.8.1.Bruit.....	49
III.8.2.Inhomogénéités du signal dans le volume.....	49
III.8.3.Effets du volume partiel	50
III.9. Conclusion.....	52

Conclusion générale

Bibliographie

La médecine d'aujourd'hui a connue un tournant important grâce aux progrès réalisés dans l'imagerie médicale sous ses différentes formes, permettant de visualiser indirectement l'anatomie, la physiologie ou le métabolisme du corps humain. Développées comme outil diagnostique, elles sont utilisées dans la recherche biomédicale afin de comprendre le fonctionnement de l'organisme. Pour cela, les chercheurs ont consacré leurs efforts à investiguer dans ce domaine, notamment et en tête, l'invention de l'imagerie à résonance magnétique (IRM).

Au cours de ce mémoire nous nous intéressons à l'IRM qui est devenue un outil incontournable dans les explorations des tissus mous de l'organisme particulièrement le cerveau qui reste difficile d'accès par d'autres moyens d'explorations. L'imagerie par résonance magnétique apporte à la fois beaucoup de détails, mais reste en outre difficile à interpréter ce qui nous a poussé à s'intéresser à cette technologie innovante qu'on juge importante à connaître.

Cette dernière consiste en un aimant spiral énorme qui crée un champ magnétique autour du malade. Ce champ magnétise les atomes d'hydrogènes qui s'orientent vers leur pôle magnétique nord, et donc s'orientent dans le sens ou dans le sens contraire de l'aimant.

Dans un deuxième temps, le malade est soumis à des radiofréquences (RF) qui entraînent une augmentation de l'énergie des atomes d'hydrogène. Ensuite cette énergie est envoyée vers l'Unité de Traitement d'Image, où une image se constitue et dont le médecin seul pourrait maîtriser les propriétés et les caractéristiques. Ceci dit, plus l'image est précise et de qualité, plus la lecture, et par conséquent le diagnostic sont meilleurs.

Notre mémoire est subdivisée en trois chapitres :

Le premier chapitre porte sur l'analyse de l'image et les différentes techniques d'imagerie médicale.

Le second chapitre traite de l'imagerie à résonance magnétique (IRM), son principe physique jusqu'à l'acquisition de ce type d'image.

La formation de l'image en imagerie à résonance magnétique fera l'objet du troisième chapitre.

Nous terminons notre travail par une conclusion générale.

Chapitre I

Analyse d'images et imagerie médicale

Partie I : Analyse d'image

I.1 Introduction

Ce chapitre est réparti en deux parties, nous commençons par l'analyse de l'image, nous terminons par les différentes techniques de l'imagerie médicale.

L'analyse d'une image cherche à passer d'une grande quantité d'informations de bas niveau à une description de haut niveau pouvant conduire à une interprétation de cette image.

Il existe à l'heure actuelle un certain nombre de techniques d'imagerie du corps humain couramment employées comme outils diagnostiques dans le domaine médical. Chacune d'elle est sensible à un type de contraste particulier, et trouve ses applications pour des organes différents. Plusieurs techniques peuvent également apporter des informations complémentaires sur un même organe.

I.2 Définition d'une image

Une image est définie comme étant la reproduction exacte ou la reproduction analogique d'une scène réelle. Visuellement, c'est une représentation matricielle. Elle contient en point, l'intensité lumineuse perçue par une camera ou autre capteur (scanner, appareil photo, satellite...etc.) .

Une image numérique est une matrice de $M \times N$ de valeurs entières sur un intervalle borné $[0, Ng]$ où Ng est la valeur maximale du niveau de gris [01].

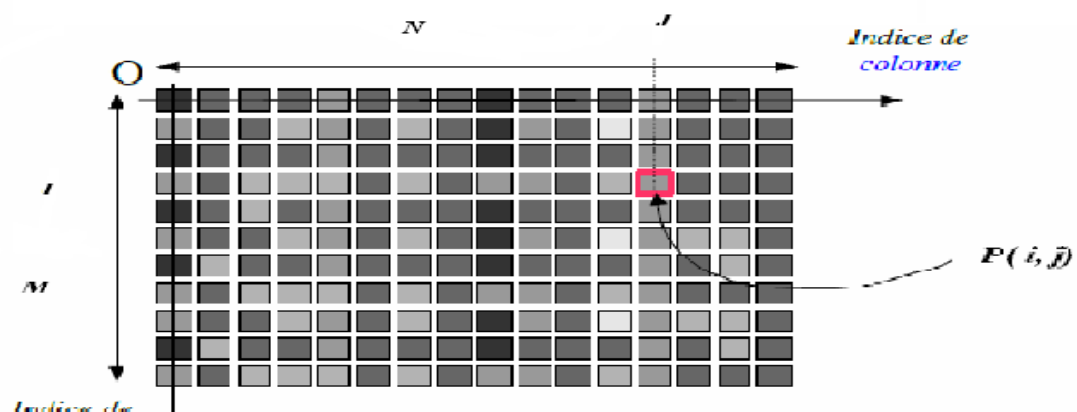


Figure I.1 : Représentation la matrice (M, N).

Où $P(i, j)$ est le niveau de gris du pixel de coordonnées ligne i et colonne j dans l'image.

Une image numérique c'est une conversion d'une image réelle par différents outils de transformation (camera, scanner, satellite..). Cette image numérique est constituée de pixels contenant chacun différentes informations (intensité lumineuse, couleur..). Ces informations seront codées dans une grille échelonnée, le niveau de gris.

1.3 Types d'image

Nous distinguons quatre types d'images :

1.3.1 Image binaire

Une image binaire est une image $M \times N$ où chaque point peut prendre uniquement la valeur 0 ou 1. Les pixels sont noirs (0) ou blancs (1). Le niveau de gris est codé sur un bit (Binary digIT). Dans ce cas avec $N_g = 2$ et la relation sur les niveaux de gris devient:

$$p(i,j) = 0 \text{ ou } p(i,j) = 1.$$

1.3.2. Image en niveaux de gris

Une image en niveaux de gris autorise un dégradé de gris entre le noir et le blanc. En général, on code le niveau de gris sur un octet (8 bits) soit 256 nuances de dégradé. L'expression de la valeur du niveau de gris avec $N_g = 256$ devient : $p(i,j) \in [0, 255]$.

1.3.3. Image couleur

Une image couleur est la composition de trois (ou plus) images en niveaux de gris sur trois (ou plus) composantes. On définit donc trois plans de niveaux de gris, un rouge, un vert et un bleu. La couleur finale est obtenue par synthèse additive des ces trois (ou plus) composantes.

1.3.4. Image à valeurs réelles

Pour certains calculs sur les images, le résultat peut ne pas être entier, il est donc préférable de définir l'image de départ et l'image résultat comme des images à valeurs réelles.

En général, une image à valeurs réelle est telle que le niveau de gris est un réel compris entre 0.0 et 1.0.

On a dans ce cas pour une image à niveaux de gris: $p(i,j) \in [0.0, 1.0]$. Pour une image couleur, la relation devient $p_R(i,j) \in [0.0, 1.0]$, $p_V(i,j) \in [0.0, 1.0]$, $p_B(i,j) \in [0.0, 1.0]$.

I.4. Caractéristique de l'image

Les caractéristiques d'une image se compose de :

I.4.1 Pixel

Une image numérique est constituée d'un ensemble de points appelés pixels (abréviation de Picture Élément) pour former une image. Le pixel représente ainsi le plus petit élément constitutif d'une image numérique. L'ensemble de ces pixels est contenu dans un tableau deux dimensions constituant l'image [02].

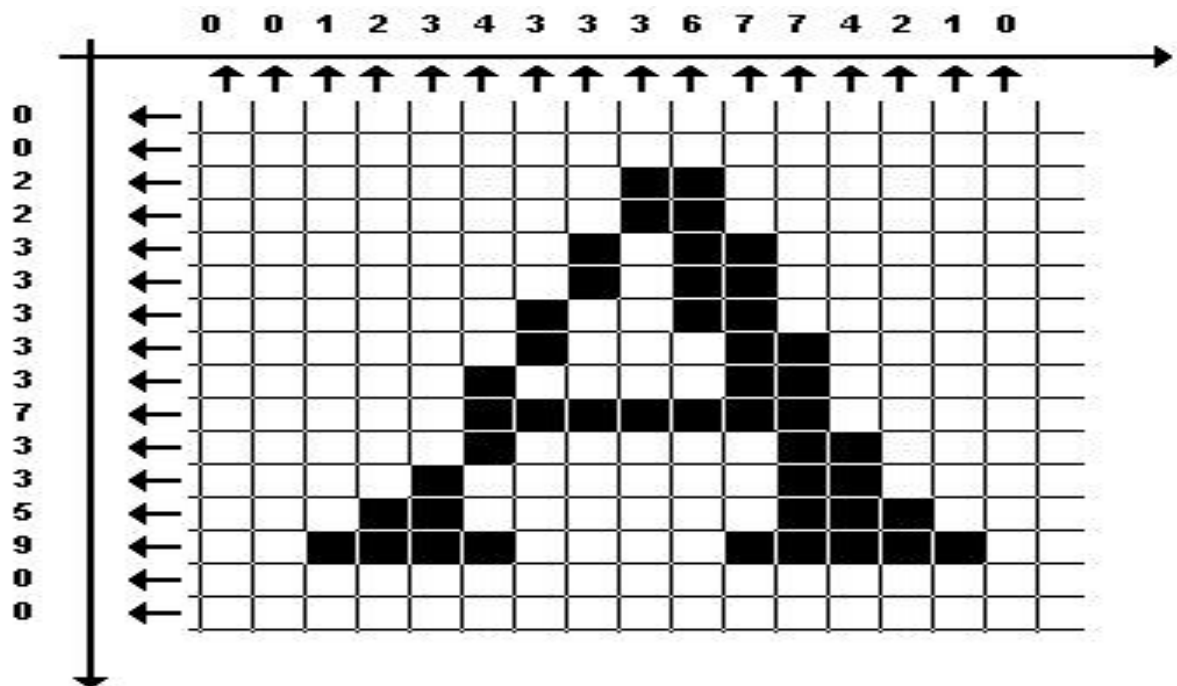


Figure I.2 : Groupe de pixel formant la lettre A.

I.4.2. Prétraitement

Les images brutes obtenues après l'acquisition permettent rarement de parvenir à une extraction directe des objets. Le premier objectif du traitement est l'élimination des informations non pertinentes pour faciliter l'extraction des informations utiles à l'analyse.

Toute acquisition est bruitée, le bruit dépend de la technologie (capteur, échantillonnage) ; mais aussi de la scène, du contexte (plein soleil, ombre) ou de la nature des objets selon sa nature, le bruit induit un effet qui peut être localisé sur un pixel. Les traitements préliminaires visent à améliorer la qualité d'une image [03].

I.4.3. Histogramme

Un histogramme est un graphique statistique permettant de représenter la distribution des intensités des pixels d'une image, c'est-à-dire le nombre de pixels pour chaque intensité lumineuse. Par convention un histogramme représente le niveau d'intensité en abscisse en allant du plus foncé (à gauche) au plus clair (à droite) [04].

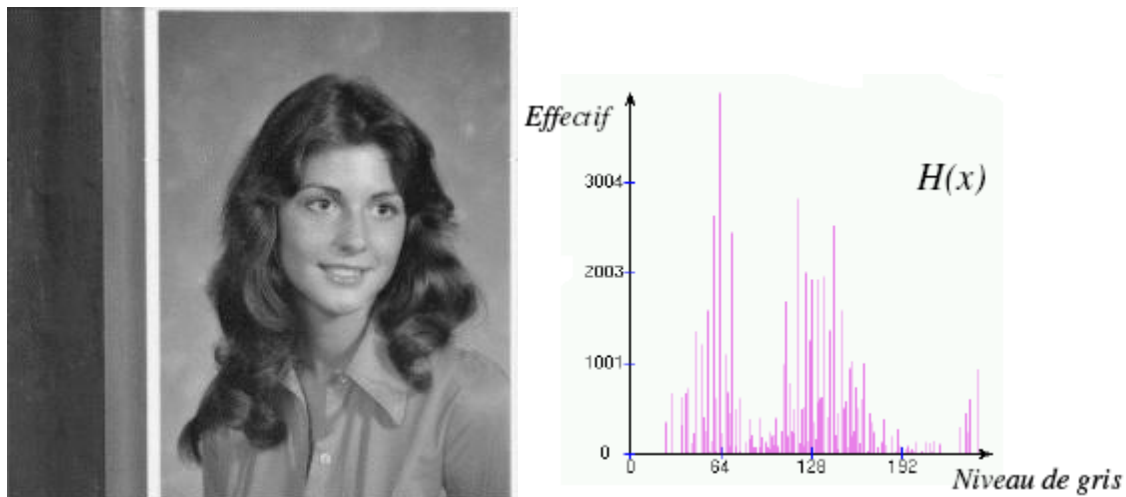


Figure I.3 : Représentation d'un histogramme d'une image.

Avec : $H(x)$ est le nombre de pixels dont le niveau de gris est égal à x .

I.5 Filtrage

Les filtrages visent à modifier le contenu d'un pixel en prenant en compte une information locale, c'est-à-dire une information extraite du voisinage plus ou moins étendu du pixel. D'une façon générale, le filtrage est obtenu par convolution de l'image avec un noyau défini. Ce noyau peut-être interprété comme une petite image ou vignette contenant un gabarit de transformation (linéaire ou non linéaire) et que l'on applique sur chacun des pixels de l'image à filtrer pour créer une nouvelle image [05].

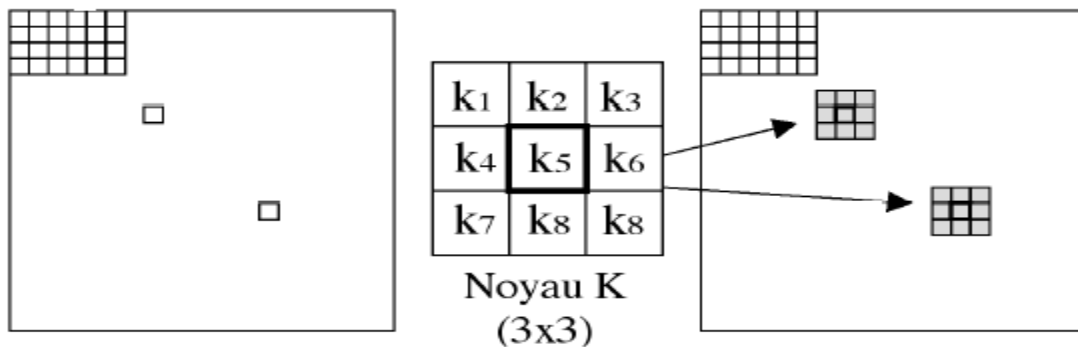


Figure I.4 : Filtrage d'une image par un noyau de convolution.

I.5.1. Filtres linéaires

Ces opérateurs sont caractérisés par leur réponse impulsionnelle $h(x,y)$ (ou $h(i,j)$ dans le cas discret), la relation entrée-sortie étant donnée par :

$$S[i,j] = \text{Somme}_{u,v} + (E[i,j] * h[i - u, j - v])$$

Pour u, v variant de moins l'infini à plus l'infini.

Ici h est à support borné. Un filtre linéaire donné sera le plus souvent caractérisé par son kernel (sa fenêtre), c'est-à-dire la matrice $[h(i,j)]$.

$$\begin{bmatrix} h[0,0] & h[0,1] & h[0,2] \\ h[1,0] & h[1,1] & h[1,2] \\ h[2,0] & h[2,1] & h[2,2] \end{bmatrix}$$

➤ **Filtre moyennneur :**

Le niveau de gris du pixel central est remplacé par la moyenne des niveaux de gris des pixels environnants. La taille de la fenêtre dépend de l'intensité du bruit et de la taille des détails significatifs de l'image traitée.

Le filtre moyennneur permet de :

- Permet de lisser l'image (smoothing)
- Remplace chaque pixel par la valeur moyenne de ses voisins
- Réduit le bruit
- Réduit les détails non-important
- Brouille ou rend floue l'image (blur edges)

➤ **Filtre gaussien :**

Le filtre gaussien donnera un meilleur lissage et une meilleure réduction du bruit que le filtre moyenne.

Les propriétés de réduction de bruit des filtres Gaussiens peuvent être utilisées en combinaisons avec d'autres filtres qui au contraire génèrent du bruit, comme les filtres Laplaciens. On peut par exemple choisir d'appliquer d'abord un filtre Gaussien pour réduire le bruit, avant d'appliquer un filtre Laplacien pour détecter les points autour desquels les variations de luminosité sont importantes.

1.5.2. Filtres non-linéaires

Ces opérateurs ont été développés pour pallier aux insuffisances des filtres linéaires : principalement la mauvaise conservation des contours. Ils ont le défaut d'infliger des déformations irréversibles à l'image. Nous ne développerons pas ici de théorie des filtres non linéaires : ils sont chacun basés sur des bases mathématiques ou empiriques différents.

➤ **Filtre médian :**

Le niveau de gris du pixel central est remplacé par la valeur médiane de tous les pixels de la fenêtre d'analyse centrée sur le pixel. La taille de la fenêtre dépend de la fréquence du bruit et de la taille des détails significatifs de l'image traitée.

Il existe d'autres filtres comme :

➤ **Le filtre de laplacien :**

Le filtre Laplacien est un filtre de convolution particulier utilisé pour mettre en valeur les détails qui ont une variation rapide de luminosité. Le Laplacien est donc idéal pour rendre visible les contours des objets, d'où son utilisation dans la reconnaissance de formes dans des applications militaires, puis civiles.

➤ **Le filtre de gradient :**

Un gradient permet de visualiser les variations d'un phénomène, ainsi un dégradé de couleur peut s'appeler un gradient de couleur. Mais il est parfois intéressant de mettre en avant des détails qui changent selon une direction donnée, dans ce but on utilise des filtres de type gradient, qui sont en fait des dérivées partielles le long d'une direction particulière, en général l'un des deux axes cartésiens X ou Y de l'image.

➤ **Les filtres de PREWITT, SOBEL, FREEMAN, ET KIRSCH :**

Ces filtres, qui portent tous le nom de leurs inventeurs, sont tous conçus dans le même but : détecter avec la plus grande précision les contours naturels "cachés" dans une image CCD. A l'origine ils ont été développés dans le cadre des appareils de vision nocturne, mais ils sont aussi utiles dans l'étude morphologique des objets astronomiques, comme les galaxies spirales.

Le filtre de Sobel utilise par exemple deux noyaux 3x3, l'un pour l'axe horizontal (X) et l'autre pour l'axe vertical (Y) Chacun des noyaux est en fait un filtre gradient, qui sont tous les deux combinés pour créer l'image finale.

I.6 .La segmentation

La segmentation est un traitement de bas-niveau qui consiste à effectuer une partition de l'image en régions homogènes par rapport à un ou plusieurs critères .les régions obtenues se distinguent les unes des autres par des différences significatives selon ces mêmes critères . Après ces étapes, nous pouvons introduire un traitement sectoriel de différentes matières.

La segmentation consiste à extraire des points, des lignes ou des régions. Le choix d'une technique de la segmentation est liée à plusieurs facteurs comme : la nature de l'image, les conditions d'acquisition (bruit), les primitives à extraire (contour, texture,...).

La segmentation fait référence aux notions de similarité comme les perçoit, le système visuel humain et ceci donne naissance à deux approches couramment qualifiées d'approche « frontière ».

Partie II : Imagerie médicale

I.7. Définition :

L'imagerie médicale est certainement l'un des domaines de la médecine qui a le plus progressé ces vingt dernières années. Ces récentes découvertes permettent non seulement un meilleur diagnostic, mais offrent aussi de nouveaux espoirs de traitement pour de nombreuses maladies. Cancer, épilepsie... l'identification précise de la lésion facilite déjà le recours à la chirurgie, seule solution thérapeutique pour certains malades. De telles techniques permettent également de mieux comprendre le fonctionnement de certains organes encore mystérieux, comme le cerveau.

I.8.Principe

Le but de l'imagerie médicale est de créer une représentation visuelle intelligible d'une information à caractère médical. Cette problématique s'inscrit plus globalement dans le cadre de l'image scientifique et technique : l'objectif est en effet de pouvoir représenter sous un format relativement simple une grande quantité d'informations issue d'une multitude de mesures acquises selon un mode bien défini.

L'image obtenue peut être traitée informatiquement pour obtenir par exemple :

- une reconstruction tridimensionnelle d'un organe ou d'un tissu.
- un film ou une animation montrant l'évolution ou les mouvements d'un organe au cours du temps.
- une imagerie quantitative qui représente les valeurs mesurées pour certains paramètres biologiques dans un volume donné.

Dans un sens plus large, le domaine de l'imagerie médicale englobe toutes les techniques permettant de stocker et de manipuler ces informations. Ainsi, il existe une norme pour la gestion informatique des données issues de l'imagerie médicale : la norme DICOM

I.9.les techniques d'imagerie médicale

I.9.1. Les rayons X

a. La radiographie

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

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

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

Principe

La radiographie est une technique qui utilise les procédés rayons X de courte durée (0.5 sec) de la source positionnée en face du patient et qui interagit avec celui-ci. Le détecteur permet de voir comment les rayons X se sont modifiés une fois qu'ils ont traversé le corps.

Le principe de celle-ci consiste à mettre sur un film radiographique, les différences de densité des tissus radiographient. Le film sera par la suite plus ou moins noirci selon les

structures rencontrées. Sur ce film on peut distinguer les os en blanc, les tissus mous qui sont dans différents niveau de gris et pour finir l'air est en noir.

La salle d'examen de radiographie est composée de :

- Un appareil de radiographie, celui-ci se compose d'un bras articulé muni d'un tube à rayons X et d'une plaque contenant le film radiographique.
- Un pupitre de commande derrière lequel se trouve le personnel médical qui est séparé du reste de la pièce par une vitre plombée protectrice.

Pendant l'examen, la personne sera entre le tube à rayons X et la plaque contenant le film radiographique. On demandera ensuite à la personne de prendre des positions précises, plusieurs clichés seront ensuite réalisés



Figure I.5 : Radiographie antéro-postérieure et latérale d'un coude.

b. Le scanner :

Le scanner appelé aussi scanographie, scanner à rayon X, scanneur, tomodynamomètre c'est une technique d'imagerie médicale qui permet d'étudier différentes parties du Corps humain comme notamment le cerveau, la cage thoracique, l'abdomen ou bien encore les os, le scanner permet de rechercher des anomalies qui ne sont pas visibles sur des radiographies de bases.

Le scanner permet aussi de mettre en évidence des infections, une hémorragie, des kystes ou bien encore des tumeurs et de localiser avec précision un organe par rapport à un autre.

Principe

Son principe consiste à réaliser des images en coupes fines du corps de la personne. À l'inverse d'être fixe, le tube de rayon X va tourner autour de la personne, et grâce à un système informatique puissant ; on obtient par la suite des images. Dans la plupart des cas, afin d'obtenir une meilleure qualité, un produit de contraste à base d'iode est utilisé. Ce produit peut être injecté à la personne qui passe l'examen par voie intraveineuse, ou bien encore par avalement.

La salle d'examen de scanner est composée de :

- Une machine qui se compose d'un anneau à l'intérieur duquel se trouve le tube à rayon X et d'une couchette sur laquelle la personne est allongée qui pénètre dans le centre de l'anneau.
- Un pupitre de commande derrière lequel se trouve le personnel médical qui est séparé du reste de la salle d'examen par une vitre blindée.

Pendant l'examen, la personne est allongée sur une couchette, le plus souvent sur le dos. Le produit de contraste est ensuite injecté puis quelques après, les clichés sont réalisés.

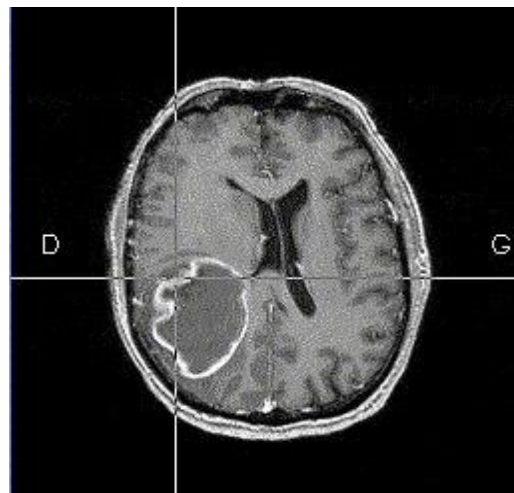


Figure I.6 : Image obtenue lors d'un scanner du cerveau.

I.9.2 .les ultrasons**Echographie**

L'échographie est une imagerie qui est à la fois morphologique et fonctionnelle selon le cas, elle permet l'étude de multiples organes de l'abdomen, du petit bassin du cou (thyroïde, ganglions, foie, rate, pancréas...) mais aussi des vaisseaux (artères et veines) des ligaments et du cœur. Elle recherche des anomalies qui pourraient atteindre ces organes (tumeurs, infection, malformations) et peut parfois guider un prélèvement en profondeur.

Au cours d'une grossesse, elle permet d'étudier la validité et le développement du fœtus, de dépister des anomalies ou encore de déterminer le sexe de l'enfant.

Principe

L'échographie consiste à appliquer une sonde (comme un stylo) contre la peau en regard de l'organe à explorer, Cette sonde émet des ultrasons qui traversent les tissus puis lui sont renvoyés sous la forme d'un écho .Ce signal, une fois recueilli va être analysé par un système informatique qui retransmet en direct une image sur un écran vidéo.

L'appareil d'échographie s'appelle un échographe, celui-ci est composé de quatre éléments principaux qui sont :

- la sonde reliée à l'appareil par un câble .Elle émet les ultrasons et reçoit le signal après son passage à travers les tissus.
- L'écran vidéo sur lequel les images sont visionnées en direct.
- Le système informatique.
- Le panneau de commande, composé de multiples touches et applications.

L'examen est pratiqué par un radiologue. Avant l'examen, le patient doit se déshabiller selon l'endroit où sera pratiquée l'échographie. Pendant l'échographie, le patient est allongé sur une couchette. Un gel froid est appliqué sur la peau du patient afin d'améliorer le contact avec la sonde .Cette sonde sera ensuite déplacée en regard de la région à examiner .Parfois, pour une étude plus fine de certains organes (vessie, ovaires, utérus) ; la sonde sera introduite dans les voies naturelles (anus, vagin).

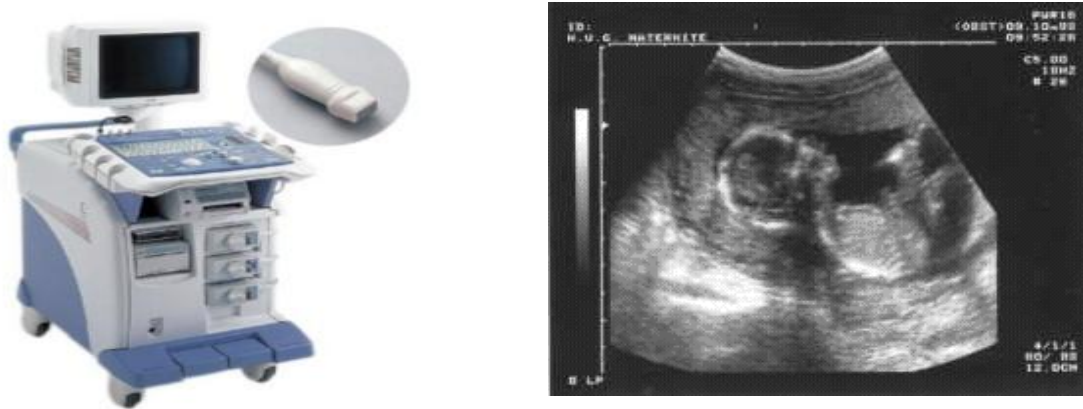


Figure 1.7 : Image obtenue lors d'une échographie d'une femme enceinte.

I.9.3. les rayons gamma :

Médecine nucléaire (scintigraphie) :

La scintigraphie est une méthode d'imagerie médicale qui procède par l'administration, dans l'organisme, d'isotopes radioactifs afin de produire une image médicale par la détection des rayonnements émis par ces isotopes après captation par les organes à examiner c'est une technique d'exploration qui permet de diagnostiquer des maladies.

Principe :

On injecte au patient un traceur : c'est l'association d'une molécule vectrice et d'un marqueur. La molécule vectrice se localise de façon sélective sur une structure particulière de l'organisme (un organe, un secteur liquidien, une lésions). Le marqueur radioactif sert « d'émetteur » et renseigne sur sa localisation. Il émet un rayonnement gamma qui va être détecté par un détecteur externe appelé gamma-caméra et une caméra à scintillation qui donne les scintigraphies.

La scintigraphie s'effectue à différents niveaux :

- Au niveau des os (scintigraphie osseuse).
- Au niveau des poumons (scintigraphie pulmonaire).

- Au niveau du cœur traceur.

L'examen se déroule de la façon suivante ; après avoir administré la radiotraceur , on demande au patient de s'allonger puis l'on fait déplacer autour du lit, la gamma-caméra à rotation ou Translation. Le délai entre l'administration du produit et l'examen proprement dit est variable selon l'organe que l'on désire explorer par scintigraphie.

1.9.4. Le champ magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'IRM est une imagerie qui est morphologique, il étudie avec une grande précision de nombreux organes tels que le cerveau, les colonnes vertébrales, les articulations et les tissus mous. L'IRM est d'une grande utilité lorsqu'une analyse très fine est nécessaire et que certaines lésions ne sont pas visibles sur les radiographies standards, le scanner ou l'échographie, il utilise un champ magnétique (aimant) et des ondes radio, aucune radiation ionisante n'est émise, il permet de faire des images en coupes dans différents plans et de reconstruire en trois dimension la structure analysée.

L'IRM recherche :

- Au niveau du cerveau : des lésions infectieuses ou inflammatoire ; des anomalies des vaisseaux, ainsi que des tumeurs.
- Au niveau de la colonne vertébrale : des hernies discales.
- Au niveau des articulations : les lésions ligamentaires ou méniscales.

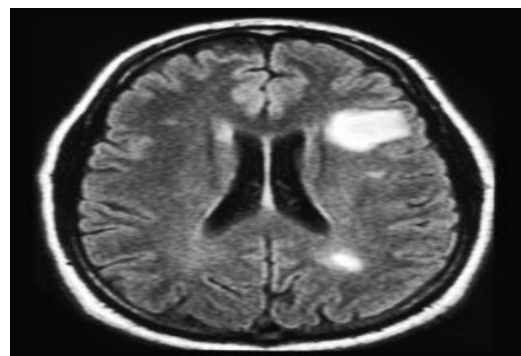


Figure I.8 : IRM cérébrale d'une sclérose en plaque.

I.9.5. Tableau récapitulatifs des méthodes existantes

Le tableau suivant résume les caractéristiques des différentes méthodes présentées dans notre chapitre :

Technique	Rayon X	Echographie	IRM	Médecine nucléaire (scintigraphie)
Contraste Révélé	Absorption des rayons X	Propriétés mécaniques	Environnement des protons	Concentration d'un traceur
Type d'informations	Morphologiques	Morphologiques et fonctionnelles (doppler)	Morphologique et Fonctionnelles (FMRI)	Fonctionnelles
Agent de contraste	Parfois (produits radio-opaques comme l'iode)	Parfois (micro-bulles d'air ou de gaz)	Généralement Non	Oui (traceur Radioactif)
Première Apparition	Début de siècle	Début des Années 1950	Année 1970	Milieu des années 1970
Résolution Spatial	1mm (scanner)	2mm 4mm (doppler)	1.5mm	10mm(SPECT) 5mm(PET)
Temps d'acquisition d'une image	30 ms (radiologie) 1s (scanner)	25ms 50ms (doppler)	1min (image 3D)	15min(SPECT) 45min(PET)

Tableau I.1 : Les caractéristiques des différentes techniques d'imagerie médicale.

I.10.Conclusion

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons montré comment analysé une image avec ces différents types et caractéristiques. Quelques opérations de traitement d'image d'où le filtrage et la segmentation sont pris en compte.

Dans la seconde partie du chapitre nous avons vu que tous les appareils d'imagerie médicale sont complémentaires, ils offrent tous un aspect différent du corps humain. Ce domaine dépend énormément de l'informatique, il est donc en progression constante avec toutes les avancées technologiques découvertes et à découvrir. Cependant, il ne faut pas oublier que l'imagerie médicale ne se limite pas aux appareils sur lesquels nous nous sommes penchés, mais sur un ensemble d'autres techniques qui elles aussi jouent un rôle important en médecine, malgré le fait qu'elles soient moins connues.

Chapitre 2

L'IRM : bases et concepts

II.1.Introduction

L'imagerie par résonance magnétique est l'une des techniques les plus récentes et les plus puissantes qui fait entrer en résonance les noyaux atomiques identiques comme les protons, afin de pouvoir étudier certains tissus de l'organisme dans différents plans de l'espace. Elle est inoffensive, et ne libère aucun rayon X (contrairement au scanner).

L'IRM permet d'obtenir une image de haute résolution de l'intérieur du corps humain. Elle est principalement consacrée à l'étude du système nerveux (cerveau et moelle épinière), des muscles, du cœur et des tumeurs.

Dans cette partie de travail, nous nous intéressons aux principes physiques et les composants principaux.

II.2.Historique

Nous citons les principaux auteurs des travaux de recherche ayant travaillé sur L'IRM :

- 1946 Phénomène de résonance magnétique nucléaire(RMN) : décrit par Félix Bloch et Edward Mills Purcell, Pris Nobel de physique en 1952.
- 1969 Proposition d'utilisation de la RMN dans le domaine médical : par Raymond Vahan Damadian.
- 1970 Utilisation de la RMN en spectroscopie.
- 1973 Première imagerie en IRM : Paul Lauterbur s'inspire des méthodes de reconstruction d'image utilisées en tomodensitométrie, il utilise le principe des gradients pour capturer l'image d'une coupe d'un objet en deux dimensions.
- 1975 Utilisation de la transformée de Fourier : par Richard R. Ernst, pour analyser le codage en fréquence et en phase du signal IRM.
- 1975 Les premières images de tissus humain par Mansfield.
- 1977Imagerie écho-planaire : par Peter Mansfield. Capture de nombreuses images en un temps relativement court.
- 1977 Premières images d'un corps humain vivant par Damadian.
- 1992 Premières images du cerveau en fonctionnement par Seiji Ogawa,John Belliveau et Pierre Bandettini. Ils reprirent les travaux de Linus Pauling et Charles Coryell sur le magnétisme de l'hémoglobine. En effet, le signal IRM émis par le sang oxygéné différer du signal du sang désoxygéné.

- 1992 Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle.

II.3. Les différents types IRM

II.3.1. IRM anatomique

En médecine, on applique souvent le RMN aux noyaux d'hydrogène, élément présent en abondance dans l'eau et les graisses des tissus biologiques. C'est la structure anatomique que l'on visualise ainsi, et on parle alors d'IRM anatomique.

II.3.2. IRM fonctionnelle

Avec le développement de techniques ultrarapides d'acquisition et de traitement de données, il est devenu possible de réaliser des images RMN en des temps suffisamment brefs pour suivre certains aspects du métabolisme. On parle alors d'IRM fonctionnelle. En imagerie cérébrale on applique la résonance magnétique à l'hémoglobine dont les propriétés magnétiques différentes légèrement selon que cette molécule est liée ou non à l'oxygène. On accède donc à l'activité cérébrale en réalisant des images où est visualisé le contraste entre les régions riches en oxyhémoglobine et les régions du flux sanguin.

II.3.3. Imagerie par RMN

Elle remonte au début des années 1970. Pour obtenir une image, l'idée est très schématiquement, d'appliquer un champ magnétique variable dans l'espace, de sorte que la valeur de la fréquence de résonance change d'un point à l'autre de l'objet étudié. Avec une onde de fréquence fixe, seule une région sera donc à résonance et fournira un signal. En décalant le champ magnétique, une région différente se retrouve en situation de résonance et on sonde par conséquent une autre zone de l'objet. Le signal magnétique émis par les noyaux, juste après la résonance, est détecté par des bobines conductrices, " via " la force électromotrice qui est créée. Un traitement par ordinateur permet alors de faire la synthèse de tous les signaux recueillis et de construire une image tridimensionnelle.

II .4.Principe de l'IRM

II.4.1.Rappel

II.4.1.a : bases physiques

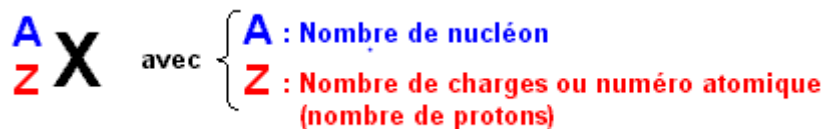
Afin de comprendre le fonctionnement de l'IRM, on doit d'abord reprendre certaines bases physiques.

- **L'atome :**



L'atome est toujours constitué de deux sortes de particules :
des électrons et un noyau.

Symbole :



- **Le noyau :**

Il possède une forme sphérique et se situe au centre de l'atome.

Chaque noyau possède un nombre variable de protons et de neutrons et la somme de ces derniers correspondent à des nucléons.

Les protons disposent d'une charge positive alors que les neutrons sont neutres.

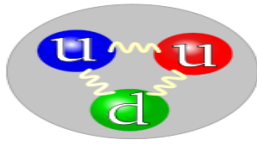
- **Les électrons :**

Ils sont nettement plus petits que le noyau.

Ils sont mobiles et tournent autour du noyau.

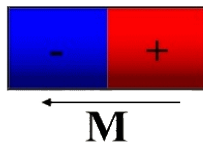
Chaque électron possède une charge électrique négative, ils gravitent autour du noyau sur des orbites. Chaque orbite contient un nombre d'électrons précis et défini correspondant à un état d'énergie.

- Les quarks :



Les Quarks constituent les protons et les neutrons, qui ne se répartissent pas uniformément dans ces derniers.

- Le dipôle :



Combinaison de deux charges électriques ou magnétique de signe opposée, séparées par une courte distance

.II .4.1.b : Champ magnétique-électricité

Le champ magnétique peut être défini comme le déplacement du courant électrique (déplacement des charges électriques) aboutissant à un champ de force. L'intensité du champ magnétique, mesurée en Gauss (G) ou en Tesla (T) diminue proportionnellement à l'augmentation de la distance à sa source. De même, un champ magnétique en mouvement engendre un courant électrique. On peut donc admettre une réciprocité entre magnétisme et charges électriques en mouvement.

II.4.2.Application au noyau atomique

Le noyau de l'atome est constitué d'un certain nombre de protons et neutrons (nucléons) animés d'un mouvement collectif complexe comportant en particulier une rotation individuelle autour d'un axe passant par leurs propres centres.

Une particule qui tourne induit autour d'elle un moment cinétique ou « spin », aligné sur son axe de rotation.

II.4.3.Principe physique de la résonance magnétique nucléaire(RMN)

Le moment cinétique d'un noyau atomique est la somme vectorielle des moments cinétiques des protons et des neutrons. Le phénomène de résonance magnétique nucléaire s'applique aux atomes possédant un nombre résultant non nul de spins. Parmi ceux-ci, l'atome d'hydrogène est un candidat naturel et privilégié de par son abondance dans le corps humain.

Un noyau d'hydrogène H^+ est constitué d'un proton et est caractérisé par ses propriétés magnétiques. Le moment magnétique est représenté par un vecteur $\vec{\mu}$ en rotation sur lui-même. Considérons un large ensemble de protons. La résultante des moments magnétiques de cet ensemble est un moment magnétique que nous appelons $\sum \vec{\mu} = \vec{M}$.

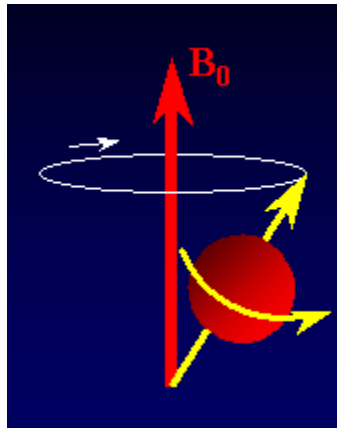


Figure II.1 : mouvement de spin.

II.4.3.1. Le champ polarisant B_0

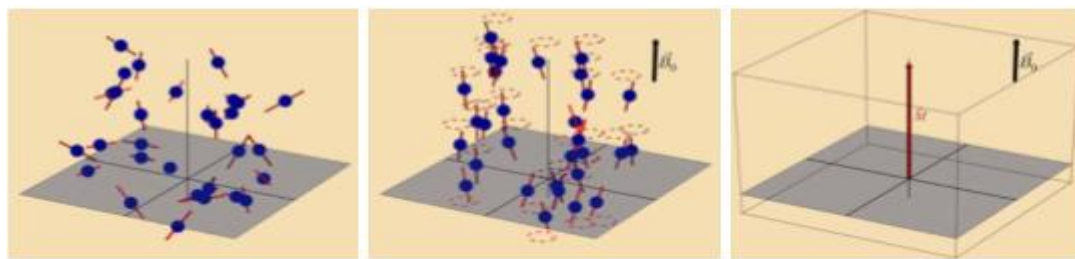
En absence de champ magnétique, les moments magnétiques possèdent des orientations aléatoires (Figure II.2. (a)) est la résultante magnétique de ce large ensemble de protons est quasi-nulle. En revanche, lorsque les protons sont plongés dans un champ magnétique d'intensité B_0 , leur moment magnétique s'aligne de manière parallèle ou antiparallèle (Figure II.2. (b)) avec l'orientation du champ magnétique $\vec{B}_0$ de telle sorte que le moment magnétique résultant soit de faible intensité mais non nul (statistique de Boltzmann). Cette polarisation, cette faible aimantation de moment magnétique $\vec{M}$ (Figure II.2.(c)), est l'outil essentiel en IRM, elle correspond à la quantité maximale de signal disponible en IRM. En effet, les spins sont en mouvement de précession autour du champ magnétique $\vec{B}_0$ à une pulsation ω_0 dite pulsation de Larmor, proportionnelle à l'intensité du champ magnétique :

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (\text{II.1})$$

Où γ est le rapport gyromagnétique d'une particule, ici le proton.

Le moment magnétique $\vec{M}$ peut être décomposé en une somme de deux vecteurs représentant les composantes longitudinale $\vec{M}_z$ parallèle à $\vec{B}_0$ et transversale $\vec{M}_{xy}$ de l'aimantation comme le montre la Figure II.3

À l'équilibre, les mouvements de précession des spins n'étant pas en phase, la somme des composantes transversales de l'ensemble des spins est nulle, $\vec{M}_{xy} = \vec{0}$, il ne reste qu'une aimantation longitudinale $\vec{M} = \vec{M}_z$. L'évolution de cette polarisation (et donc du signal) en réponse à des excitations radiofréquence constitue le point de départ de l'imagerie par résonance magnétique.

(a) spins sans $\vec{B}_0$ (b) spins avec B_0

(c) aimantation macroscopique résultantes

Figure II.2: Le champ polarisant B_0 .

(a) Représentation de l'aimantation d'un ensemble de spins dans un volume d'intérêt. En l'absence de champ magnétique, les spins ont une orientation aléatoire.

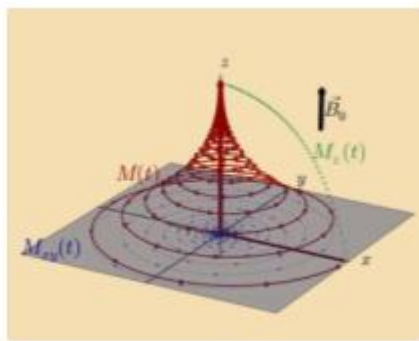
(b) Plongés dans un champ magnétique, les spins s'alignent de manière parallèle ou antiparallèle avec le champ $\vec{B}_0$ et sont en précession autour de l'axe $\vec{z}$.

(c) Le moment magnétique résultant $\vec{M}$ a une composante transversale nulle.

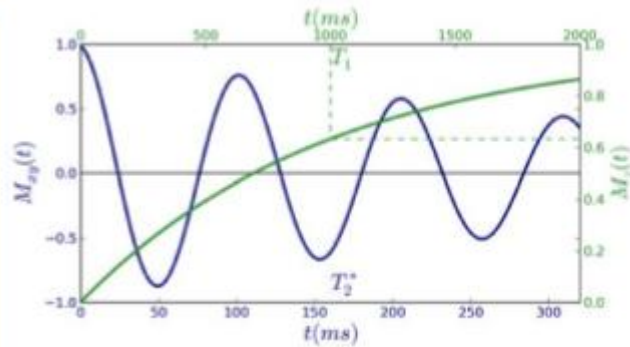
II.4.3.2. Impulsions radiofréquences

L'application d'une onde radiofréquence (RF) de pulsation $\omega_r = \omega_0$ via un champ magnétique secondaire $\vec{B}_1$ fait entrer les spins en résonance avec celle-ci. L'énergie apportée par cette onde fait basculer l'aimantation longitudinale résiduelle. Elle peut être basculée dans le plan xOy dans le cas d'une onde RF 90° , partiellement basculée pour un angle plus petit ou totalement inversée le long de l'axe $\vec{z}$ lors de l'application d'une onde RF 180° . La durée de l'impulsion définit l'angle de basculement, le temps d'application de l'impulsion RF 180° est deux fois plus longue que pour l'impulsion 90° à amplitude B_1 constante. La bascule est le résultat de deux phénomènes indépendants. L'énergie apportée fait changer d'état d'énergie chacun des spins, l'aimantation longitudinale est donc réduite voire inversée. De plus,

l'impulsion RF rephase les spins et fait donc apparaître une composante transversale à l'aimantation macroscopique [06].



(a) schéma



(b) : FID

Figure II.3 : Impulsion radiofréquences.

(a) Retour à l'équilibre de l'aimantation $\vec{M}$ après sa bascule dans le plan xOy suite à une impulsion RF 90° .

(b) Évolution des composantes transversale (courbe bleue) et longitudinale (courbe verte) de l'aimantation macroscopique correspondante. L'échelle de temps est adaptée pour chacune des courbes car $T_1 \gg T_2$.

II.4.3.3. Relaxation

Après l'application de l'impulsion RF, l'aimantation est dans un état instable, l'arrêt de l'impulsion provoque le retour à l'équilibre : ce phénomène s'appelle la relaxation. Ce terme regroupe les relaxations longitudinale(ou spin-réseau) et transversale (spin-spin), respectivement caractérisées par les constantes de temps T_1 et T_2 pour la repousse exponentielle de l'aimantation longitudinale et la décroissance exponentielle de l'aimantation transversale. Elles correspondent respectivement aux temps nécessaire pour que M_z récupère 63% de sa valeur initiale et pour que M_{xy} n'ait plus que 37% de l'aimantation initiale. L'évolution libre de l'aimantation est décrite par les équations de Bloch. La trajectoire de l'aimantation $\vec{M}$ ainsi décrite est représentée en figure II.3. (a) [06].

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{dM_x(t)}{dt} = \gamma (\vec{M}(t) \times \vec{B}_0(t))_x - \frac{M_x(t)}{T_2} \\ \frac{dM_y(t)}{dt} = \gamma (\vec{M}(t) \times \vec{B}_0(t))_y - \frac{M_y(t)}{T_2} \\ \frac{dM_z(t)}{dt} = \gamma (\vec{M}(t) \times \vec{B}_0(t))_z - \left(\frac{M_z(t)}{T_1} + \frac{M_0}{T_1} \right) \end{array} \right. \quad (II.2)$$

La décroissance du signal observée est en réalité une exponentielle décroissante de constante de temps T_2^* . Les hétérogénéités de champ magnétique $\vec{B}_0$ locales accélèrent le déphasage des spins. Ainsi, le T_2 est toujours plus grand que le T_2^* observé. Ce signal est appelé signal de précession libre ou Free induction decay (FID).

II.5. différents composants

Un système d'imagerie par résonance magnétique nucléaire est constitué principalement des éléments suivants :

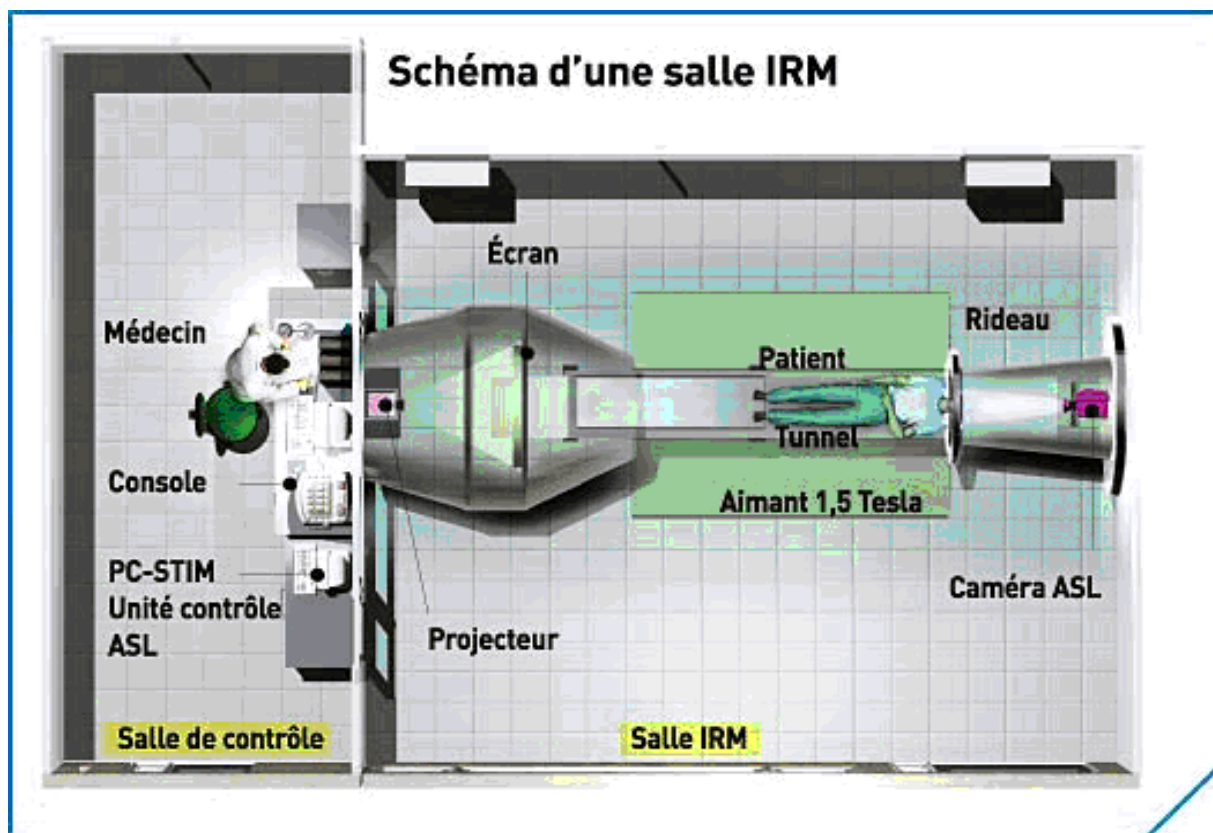


Figure II.4 : schéma d'une salle IRM.

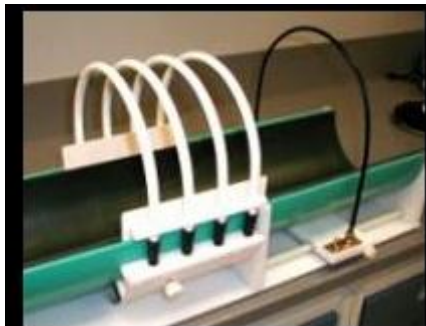
II.5.1.L'aiment

Le composant principal est un aimant supraconducteur. Il est formé de métaux soumis à des températures très basses proches de zéro absolu. Les métaux perdent alors leur résistance, le passage de courant se fait sans aucune perte, les aimants supraconducteurs actuels sont constitués d'un bobinage de Niobium-titane baignant dans l'hélium liquide (-269°C).

Il délivre un champ magnétique intense de 0,5 à 3 teslas. Ce champ correspond au champ B_0 . Ce champ magnétique doit être homogène sur tout le corps du patient pour que ce soit le cas, on utilise des solénoïdes de types cryogéniques supraconducteurs.

II.5.2.L'antenne de radiofréquence (émettrice)

Elle émet une impulsion électromagnétique qui sélectionne des protons H^+ au sein de l'organisme et d'une zone précise du corps (champs exploré), et permet ainsi la réalisation d'image.

II.5.3.Les antennes réceptrice

Elles permettent de recevoir les signaux électromagnétiques émis par les protons H^+ après sélection par l'antenne de radiofréquence.

II.5.4.Le système informatique

Il reçoit les signaux électriques émis par les antennes réceptrices et applique de nombreuses opérations mathématiques dont la plus importante est la transformée de Fourier et produit des images.

II.5.5.La cage de Faraday



Les informations produites par la résonance magnétique ont une intensité très faible. Pour éviter des perturbations liées aux ondes électromagnétiques ambiantes, l'aimant est placé dans une pièce strictement hermétique dont les parois sont recouvertes de plaques de cuivre soudés. Cette pièce est appelé la cage de Faraday.

II.5.6.Le tunnel

Les premières IRM avaient un tunnel de plus de 2 mètres de longueur. Le corps était donc entièrement dans le tunnel quelque soit l'organe explorer.

II.5.7.Le lit d'examen



Le patient est placé sur un lit d'examen (composé d'aucun élément métallique) qui glisse pour entrer dans le tunnel.

II.6.Déroulement d'une IRM



Avant de passer une IRM, le patient doit remplir une fiche de renseignement (feuille annexe) qui sert à informer les radiologues sur les éventuelles contre-indications que pourraient présenter le patient. Au moment de passer l'examen, il est parfois nécessaire de d'enlever entièrement ses habits (et pour les femmes, leur soutien-gorge, car il y a présence de métal.) et de se vêtir d'une chemise de malade et de Botton (sur-chaussure). La partie à observer doit se trouver au centre de la machine et une antenne (sorte de casque) est placée autour de la partie examinée pour amplifier le signal émie par le corps. Pour une bonne qualité d'image, l'immobilité du patient est nécessaire pendant toute la durée de l'examen (de 15 à 40 minutes). Une série d'images prend environ 3 à 5 minutes. Des circonstances empêchent cependant cette immobilité : certains patients souffrent de claustrophobie. Pour les claustrophobes, la possibilité de communiquer avec les médecins via les interphones est souvent indispensable ainsi que la prise d'un anxiolytique avant l'examen. D'autres parts, pour

s'affranchir des mouvements respiratoires et ne pas avoir des images floues, certaines séquences sont réalisées en apnée et dépendent fortement de la coopération du patient.

II.7.Avantages et Inconvénients

➤ Avantages :

Les avantages de l'IRM sont nombreux : on notera qu'il s'agit du seul appareil permettant une vue en 3D des organes et qui permet donc de déterminer la position exacte des lésions, autrement invisibles.

L'IRM permet de s'approcher des coupes anatomiques avec une résolution supérieure à celle de l'échographie, de l'imagerie à rayons X, et des examens de médecine nucléaire (scintigraphie).

Il est également un des rares examens indolores, inoffensifs et sans irradiation grâce auquel on a la possibilité de visualiser tous les organes et os du corps humain. Contrairement à d'autres techniques d'imagerie comme les rayons X qui à haute dose (dose non utilisée en radiologie conventionnelle), pourraient induire des cancers ou des malformations fœtales selon certaines études, cette technique semble ne pas avoir d'effet secondaire et aucun effet néfaste n'a pu être mis en évidence à l'heure actuelle. L'IRM est donc à privilégier chez les enfants et pour certaines indications, il peut être utilisé chez les femmes enceintes.

Le faible coût en électricité de l'IRM en fait un avantage économique non négligeable.

➤ Inconvénients :

Malgré ses nombreux avantages, l'IRM présente certains inconvénients, on compte en effet

L'achat d'un appareil IRM est très coûteux, de même pour le patient qui doit effectuer une IRM.

Le fait que le patient soit donc dans une position inconfortable à l'étroit dans un tube et qui subit d'importants bruits pendant l'IRM, il présente également des contre.

Certains patients sont allergiques au gadolinium présent dans le produit de contraste pour réaliser une IRM, il faut introduire le corps en totalité dans un long tunnel ouvert aux deux extrémités. Cette introduction dans le tunnel s'avère parfois intolérable pour des personnes claustrophobes.

Tout objet métallique est contre-indiqué dans l'enceinte de l'IRM car il se projette et vient immédiatement se coller à très grande vitesse contre l'IRM pouvant mettre en jeu la vie du patient.

Le patient de plus de 120 Kg (à proximité car c'est en fonction du diamètre du tube et donc de la circonférence de l'abdomen du patient) ne peuvent pas passer une IRM car la table ne peut pas supporter un poids supérieure à 120 Kg et certains patients ne peuvent pas passer dans le tube.

II.8. Conclusion

D'après les paragraphes précédents, nous pouvons donc dire que depuis son invention, l'IRM s'est répandue et assure aujourd'hui des examens approfondis, inoffensifs pour une grande partie de la population.

Les images sont de plus en plus précises et offrent un diagnostic rapide et sûr, on peut donc affirmer que l'IRM a révolutionné le monde de la médecine.

Chapitre 3

Formation de l'image IRM

III.1. Introduction

L'interprétation visuelle des images médicales, n'est pas toujours fiable. De plus, il est parfois nécessaire d'analyser plusieurs images avant d'aboutir à la décision finale.

Pour un diagnostic fiable, dans le domaine médical, la précision est importante. En termes d'analyse d'images, il est nécessaire que le traitement soit précis.

La plupart des images médicales contiennent plusieurs artefacts qui rendent difficile le traitement. Ces artefacts sont principalement dus aux bruits, au patient lui-même à cause de ses mouvements pendant l'acquisition de l'image, La présence d'artefacts en IRM peut nuire à la qualité et l'interprétation des images. L'origine des artefacts doit être connue pour les éliminer et obtenir des images interprétables

Lors de l'acquisition d'IRM, on doit choisir l'épaisseur des coupes, c'est-à-dire la distance entre les différentes coupes, un nombre de coupes élevé peut devenir une difficulté pour le traiteur d'images.

III.2.signal RMN

Dans un volume d'intérêt, un ensemble de spins baigné dans un champ magnétique $\vec{B}_0$ possède une faible aimantation $\vec{M}$ en précession autour de l'axe porté par $\vec{B}_0$ (l'axe $\vec{z}$). Lorsqu'une aimantation transversale, en rotation à la pulsation de Larmor ω_0 est située au centre d'une bobine, un courant parcourt la bobine. Mesurer un signal en IRM revient à mesurer le courant induit dans la bobine par la précession du dipôle magnétique $\vec{M}_0$. Seule l'aimantation transversale est mesurable car il est impossible de détecter de faibles variations magnétiques dans le sens de $\vec{B}_0$, d'intensité élevée. La mesure du signal en IRM est donc toujours effectuée dans le plan xOy , le plan de l'aimantation transversale. La mesure de $\vec{M}_z$ est indirecte, elle se fait via la mesure de $\vec{M}_{xy}$ le plus rapidement possible après le basculement de $\vec{M}_z$ dans le plan transversal via une impulsion RF 90° .

III.3. Qualité de l'image

La qualité d'une image IRM dépend des paramètres intrinsèques de la région explorée (densité de protons, ρ , et temps de relaxation, T_1 et T_2) mais également des paramètres d'acquisition de l'image (angle d'impulsion, θ , temps de répétition, TR, et temps d'écho, TE).

Trois paramètres physiques permettent de l'évaluer :

- La résolution spatiale.
- Le rapport signal sur bruit (RSB).
- Le contraste.

Ces critères sont interdépendants et liés au temps d'acquisition TA de l'image d'un plan de coupe :

$$TA = N \cdot TR \cdot NEX. \quad (III.1)$$

où N est le nombre de lignes utilisées pour former l'image, TR le temps de répétition et NEX le nombre d'excitation des protons par la répétition de la même séquence d'imagerie. Les contraintes de l'imagerie clinique imposent de ne pas accroître exagérément TA qui augmente avec le nombre de lignes N et le temps de répétition TR de la séquence d'imagerie. De même l'augmentation du nombre d'excitation, NEX, accroît le rapport signal sur bruit de la quantité NEX mais allonge la durée totale de l'examen.

D'un point de vue général le rapport signal sur bruit est d'autant meilleur que le temps d'acquisition de l'image est plus long

III.3.1. Définitions

III.3.1.1. Résolution spatiale (RS)

La résolution spatiale dépend de la taille du voxel qui est égale à la taille du pixel multipliée par l'épaisseur de coupe (e).

Les dimensions du pixel dépendent:

- du champ de vue de l'image (F.O.V) : en IRM, les F.O.V (carrés ou rectangulaires) ont une dimension qui varie de 10 à 50 cm, leur dimension maximale est principalement limitée par les dispositifs d'antennes d'émission et de réception.

- de la taille de matrice image, donc du nombre de lignes utilisées pour former l'image. Pour un FOV donné, la résolution spatiale augmente avec la taille de la matrice, ce qui accroît la durée d'acquisition de l'image. (Relation III.1)

La fréquence angulaire de résonance dépend de la position x des protons :

$$\omega_x = \gamma(B_0 + G_x \cdot x) \quad (\text{III.2})$$

D'après la relation (III.2), la plus petite dimension de pixel qu'il est possible de réaliser sur une image d'IRM est :

$$\Delta x = \frac{2\pi \Delta f}{\gamma G_x} \quad (\text{III.3})$$

Δf est la largeur de bande de fréquence du signal qui est donnée par la relation (Fig.III.1) :

$$\Delta f = \frac{1}{\pi T_2^*} \quad (\text{III.4})$$

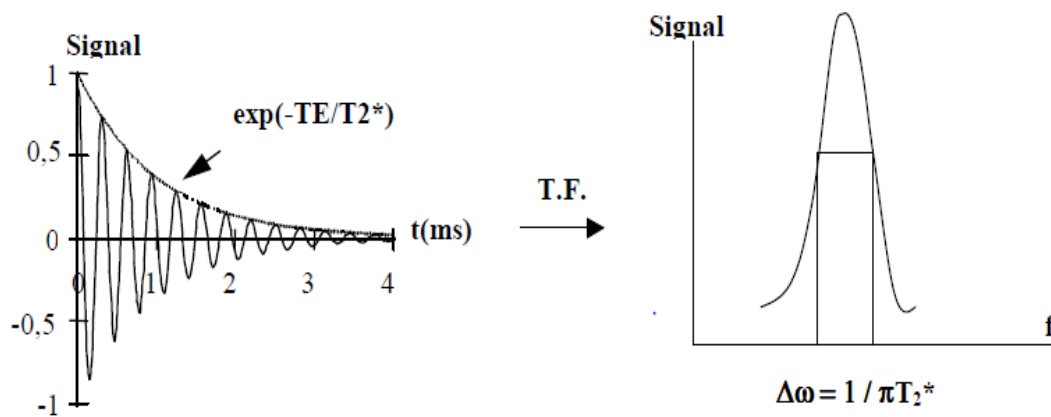


Figure. III.1 : Signal de précession libre et sa transformée de Fourier.

La taille du pixel est donc limitée par l'hétérogénéité du champ magnétique (T_2^*) et l'emploi de forts gradients permet d'accroître la résolution de l'image.

Pour améliorer la RS il faut donc diminuer la taille du voxel, c'est-à-dire diminuer la taille du pixel et l'épaisseur (e) du plan de coupe, ce qui a pour conséquence de diminuer l'intensité du signal de résonance et par suite le rapport signal sur bruit (RSB) [09].

III.3.1.2. Rapport signal sur bruit

Par définition, pour un signal d'intensité S, le rapport signal sur bruit (RSB) est :

$$RSB = \frac{S}{(Energie\ de\ bruit\ par\ largeur\ de\ bande\ de\ frequence\ du\ signal)^{1/2}}$$

Pour une séquence d'imagerie de paramètres extrinsèques θ , TR, TE, l'expression générale du signal de résonance S est pour NEX acquisition :

$$S = A.NEX.\rho \frac{1-e^{-TR/T_1}}{1-e^{-TR/T_1 \cos \theta}} \sin \theta . e^{-TE/T_2^*} \quad (III.5)$$

A est le gain de l'imageur, ρ , T_1 et T_2 sont les paramètres intrinsèques, respectivement la densité de proton et les temps de relaxation longitudinale et transversale du tissu analysé.

D'après la relation de Nyquist, l'énergie du bruit eB, que l'on assimile à un bruit blanc identique pour toutes les séquences d'imagerie, est proportionnel à la largeur de la bande de fréquence occupée par le signal, Δf :

$$eB = C. \Delta f \quad (III.6)$$

où C est une constante.

On en déduit d'après la relation (III.4) la relation de proportionnalité :

$$RSB \propto S. (\pi T_2^*)^{1/2} \quad (III.7)$$

Si NEX représente le nombre d'acquisition du signal, le rapport signal sur bruit augmente dans la proportion NEX et dépend par suite, d'après la relation (III.1), du temps total d'acquisition de l'image, TA, et du temps de répétition de la séquence, TR.

Pour comparer entre elles les différentes séquences d'imagerie on détermine pour chacune d'elle le rapport signal sur bruit par unité de temps :

$$\text{RSB} \propto \frac{S(\pi T_2^*)^{1/2}}{T_R^{1/2}} \quad (\text{III.8})$$

Cette relation est importante car elle montre que les séquences d'écho de spin, pour lesquelles le signal dépend de T_2 , présentent un meilleur rapport signal-sur-bruit que les séquences d'écho de gradient pour lesquelles le signal dépend de T_2^* qui est inférieur à T_2 . Finalement, pour une séquence d'imagerie et des paramètres tissulaires donnés, l'augmentation du rapport signal-sur-bruit peut être obtenue:

- en augmentant l'intensité du signal S donc la taille du pixel et l'épaisseur (e) de la coupe, ce qui a pour conséquence de diminuer la résolution spatiale et de majorer les effets de volume partiel.
- en augmentant le nombre d'excitation NEX, ce qui a pour conséquence d'allonger le temps d'acquisition de l'image (relation III.1).
- en diminuant la bande passante du signal de résonance (relation III.5) ce qui a pour conséquence de diminuer la résolution spatiale (relations III.3 et III.4) [12].

III.3.1.3. Contraste

Un paramètre important de la qualité de l'image est le rapport contraste sur bruit entre deux voxels V et V' de paramètres intrinsèques respectifs (ρ, T_1, T_2, T_2^*) et $(\rho', T_1', T_2', T_2'^*)$, dont l'expression est, compte tenu de la relation (III.8)

$$S(\rho, T, T, T^*) - S(\rho', T, T, T^*)$$

$$C = \frac{S(\rho, T_1, T_2, T_2^*) - S(\rho', T_1', T_2', T_2'^*)}{T_R^{1/2}} \quad (\text{III.9})$$

Le contraste dépend des paramètres de la séquence d'imagerie et en particulier des temps de répétition TR et d'écho TE .

III.4. formation de l'image

III.4.1. Principe

L'image d'une distribution volumique de protons rapportée à un système d'axes de coordonnées rectangulaires $Oxyz$, est obtenue en superposant au champ magnétique B_0 trois gradients magnétiques dirigés selon les trois directions de l'espace. L'un des gradient G_z par

exemple, définit un plan de coupe perpendiculaire à la direction Oz du gradient. Un second gradient G_x dirigé selon la direction Ox soumet les protons situés dans ce plan à un champ magnétique qui dépend de leur position x:

$$B_x = B_0 + G_x \cdot x \quad (\text{III.10})$$

Le gradient G_x réalise un "codage en fréquence" du plan de coupe.

L'analyse en fréquence du signal de résonance obtenu à partir d'une séquence d'écho de spin ou d'écho de gradient donne donc une projection du plan selon la direction Ox.

En répétant cette séquence, avec un temps de répétition TR, pour N valeurs différentes du gradient G_y appliqué selon la direction Oy perpendiculaire à Ox, on obtient N lignes de ce plan et par suite son image bidimensionnelle.

L'image d'un volume est obtenue à partir de coupes successives réalisées pour différentes valeurs du gradient de coupe G_z [07].

III. 4.2. Réalisation pratique

Pour réaliser une image il faut donc tout d'abord sélectionner un plan de coupe à l'intérieur d'un volume donné au moyen d'un premier gradient, G_z , appelé gradient de sélection de coupe, en présence d'une impulsion RF. Le choix de la fréquence de l'impulsion permet d'exciter les spins dont la fréquence de Larmor correspond à la position choisie. On obtient alors une aimantation transversale ne correspondant qu'à la seule coupe excitée.

L'application d'un deuxième gradient, G_y , pendant la précession des spins va coder la phase des spins dans la coupe excitée. Ce gradient est appelé gradient de codage de phase. Enfin, un troisième gradient, G_x , code pendant l'acquisition du signal la fréquence du signal. Pour le codage de phase, il est nécessaire d'incrémenter la phase et de réaliser N_ϕ expériences différentes pour coder N_ϕ lignes. Pour le codage en fréquence, il faut échantillonner avec N_f points le signal de précession libre pendant l'acquisition, on code ainsi N_f colonnes et on obtient alors une image de matrice $(N_\phi \times N_f)$ pixels. Pour construire l'image du plan il est nécessaire de localiser spatialement les spins ce qui est réalisé à partir de la transformée de Fourier bidimensionnelle, selon les axes Ox et Oy, du signal temporel recueilli aux bornes de la bobine de détection [08].

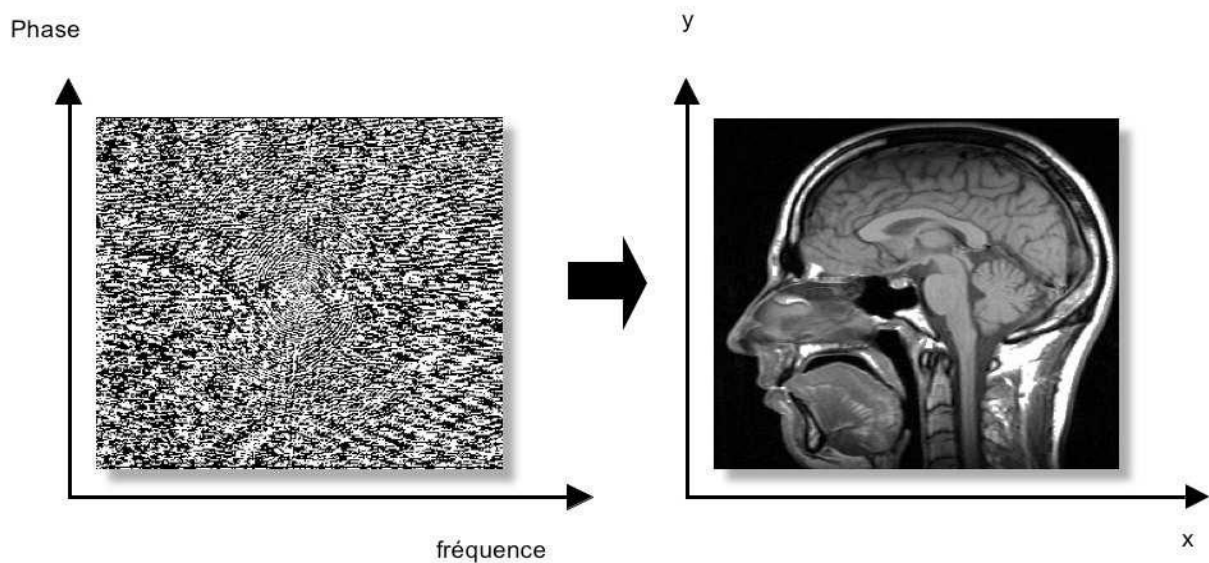


Figure. III.2: Reconstruction d'une image IRM par transformée de Fourier bidimensionnelle.

III. 4.3.Codage spatial du signal

La mesure de signaux ne permet pas à elle seule la formation d'une image IRM. Il est nécessaire d'associer une position à chacun des signaux pour former l'image. Ce codage s'effectue à l'aide d'une succession gradients de champs magnétiques qui à travers la réponse des spins transmettent les informations spatiales.

III.4.3.1. Sélection de coupe

La sélection de coupe consiste à exciter l'ensemble des protons situés dans une couche d'épaisseur définie. Elle permet d'isoler une partie du sujet que l'on souhaite imager. Pour ce faire, le gradient de sélection de coupe applique une variation linéaire de l'intensité du champ magnétique le long de son axe de telle sorte que $\vec{B}_0 = B_0(z)\vec{z}$ où $B_0(z)$ est un polynôme de degré 1. Soumis à un tel gradient, les protons précessent à différentes fréquences de Larmor le long de $\vec{z}$ dans le volume d'intérêt. L'excitation d'une coupe d'intérêt i dans le volume revient à émettre une onde radiofréquence de pulsation $\omega_i = \gamma B_0(z_i)$, l'impulsion sélective. En réalité, exciter à une fréquence unique est impossible, il faut donc couvrir un ensemble de fréquences dans une bande passante. Dans ce cas, seuls les protons en précession répondant aux fréquences de la bande passante choisie basculent. Cette procédure garantit que le signal recueilli est uniquement à l'origine de la coupe sélectionnée et contient donc une information

spatiale. L'épaisseur de coupe dépend de la fonction $B_0(z)$ et de la largeur de la bande passante. Cette étape est répétée autant de fois que nécessaire pour couvrir le champ de vue défini.

III.4.3.2 .Codage de phase

Le codage de phase consiste à appliquer un gradient de champ magnétique dans une des deux directions restantes à l'intérieur de la coupe déjà sélectionnée durant une courte période. Cette étape permet de modifier la fréquence de précession de manière temporaire et donc d'induire un décalage de phase dans la direction choisie qui subsiste jusqu'à la lecture du signal. Chaque ligne de pixels de la coupe sélectionnée a une valeur de déphasage qui lui est associée. Une deuxième information concernant la position depuis laquelle le signal est émis est ajoutée à cette chaîne de recueil du signal.

III.4.3.3.Codage de fréquence

La dernière information de position restante est codée au moment de la lecture du signal. De la même manière que lors du gradient de sélection de coupe, un gradient est appliqué dans la dernière direction pour faire varier la fréquence de rotation des protons en colonne. Une coupe a été isolée dans laquelle chaque voxel est caractérisé par une fréquence et un déphasage qui lui sont propres.

III.4.3.4. Codage de fréquence 3D

En imagerie 3D, l'étape de sélection de coupe consiste à exciter le volume d'intérêt entier à chaque répétition. Il convient alors d'appliquer un codage tridimensionnel pour localiser le signal. Il est constitué de deux gradients de codage de phase et d'un gradient de codage de fréquence. Pour contraindre le temps d'acquisition total à des exigences de pratique clinique, des acquisitions avec un temps de répétition court sont obligatoires.

III.4.3.5.L'espace K

L'espace k (ou espace de Fourier) est un espace de fréquences spatiales qui permet de stocker les informations encodées spatialement pendant toute l'acquisition. Pour une description plus formelle, il nous faut considérer le volume infinitésimal représenté par dr introduit précédemment. La composante transversale de l'aimantation étant considérablement supérieure à la composante longitudinale.

III.5. Séquences de base en IRM

Les séquences de base utilisées en IRM sont de deux types principaux, séquences d'écho de spins et séquences d'écho de gradient. Ces séquences sont représentées au moyen de diagrammes conventionnels qui résument la succession des étapes conduisant à la formation des images (Fig.III.3.a,b,c).

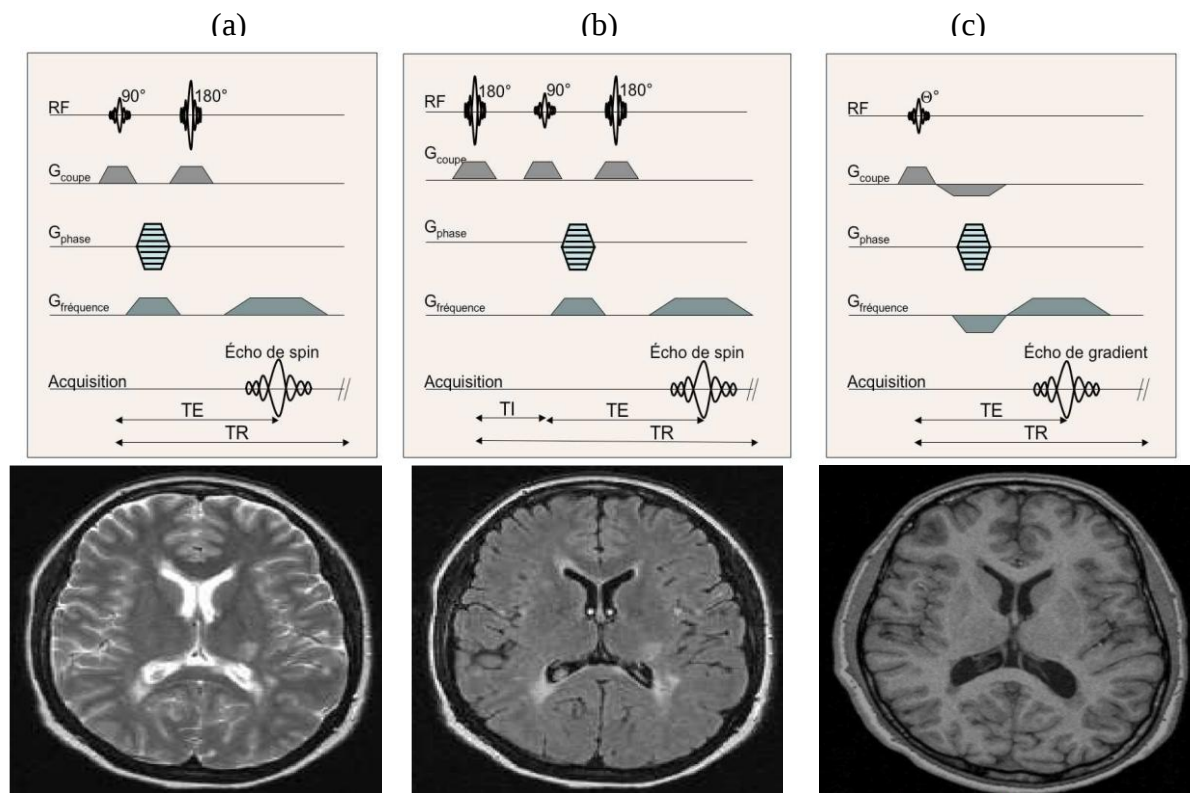


Figure.III .3 : Diagramme des principales séquences d'imagerie et images IRM correspondantes.

Echo de spin (a), inversion récupération (b), écho de gradient (c).

III.5.1.Echo de spin

La séquence écho de spin, ou spin écho (SE), a été proposée pour annuler les déphasages induits par $\vec{B}_0$ lors de la relaxation transversale qui participent à la décroissance rapide de l'aimantation transversale. La séquence SE est caractérisée par son temps d'écho TE qui

définit le temps écoulé entre l'arrêt de l'impulsion RF 90° et le recueil du signal. Immédiatement après l'impulsion RF 90° , les spins se déphasent et l'aimantation transversale diminue. Après un délai $TE/2$, une impulsion RF 180° inverse les déphasages sans modifier, ni le sens, ni la vitesse de précession des spins. Le déphasage continue mais fonctionne désormais comme un rephasage durant le temps $TE/2$ suivant et contribue à retrouver une aimantation maximale (figure III.4) Celle-ci est plus petite que l'aimantation originelle du fait de la relaxation spin-spin.

Le chronogramme de la séquence SE apparaît en Figure III.5 et montre l'enchaînement chronologique des ondes RF pour recueillir le signal et de gradients de sélection de coupe (G_{sc}), de codage de phase (G_{cp}) et de codage de fréquence (G_{cf}) pour le localiser. Ce cycle est répété pour chaque ligne de codage. L'intervalle de temps entre deux cycles est appelé le temps de répétition (TR) et permet la relaxation des tissus.

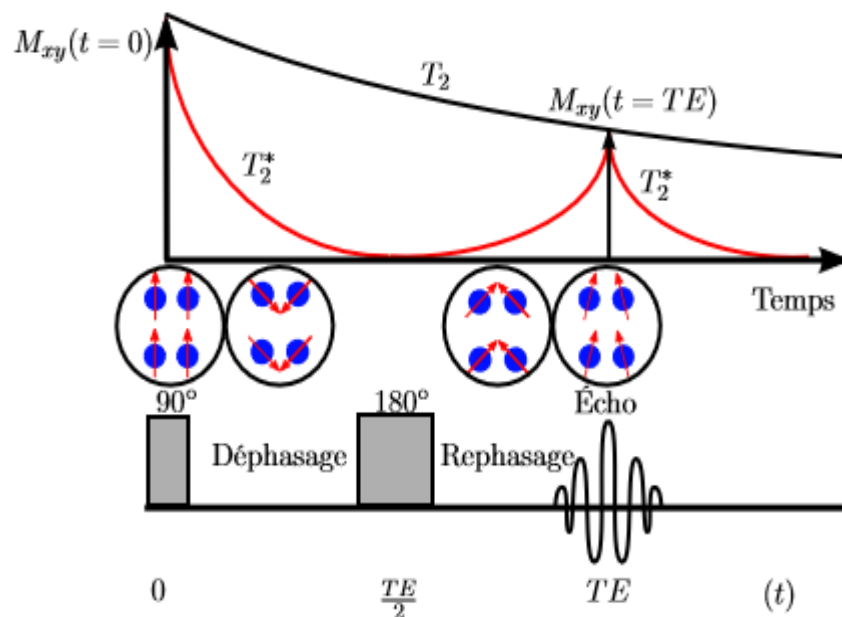


Figure III.4: évolution du signal lors d'un écho de spin.

Les séquences permettent d'obtenir un bon rapport signal sur bruit mais le temps d'acquisition est relativement long [06].

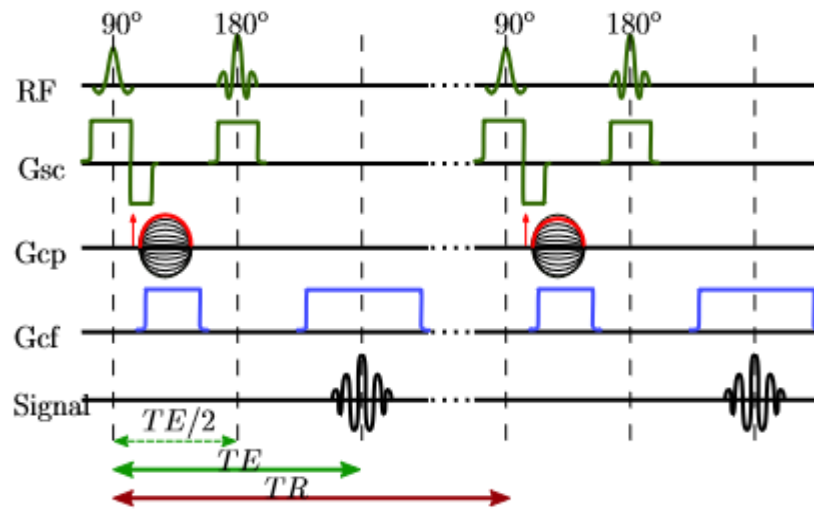


Figure III.5: Chronogramme de la séquence d'écho spin.

III.5.2.Echo de gradient

Les séquences d'écho de gradient, ou gradient echo (GE), sont caractérisées par l'application d'une impulsion RF d'un angle α et l'absence d'impulsion 180° de rephasage. L'angle α est généralement choisi $< 90^\circ$ pour réduire le temps nécessaire à la repousse longitudinale (diminuer le TR) et ainsi le temps d'acquisition. Ce gain de temps permet notamment d'utiliser cette séquence en imagerie 3D. Le signal s_{GE} dans une séquence GE dont l'aimantation transversale résiduelle est brouillée à chaque cycle est fonction des propriétés tissulaires M_0 , T_1 et T_2^* et des paramètres d'acquisition TE, TR et α [06].

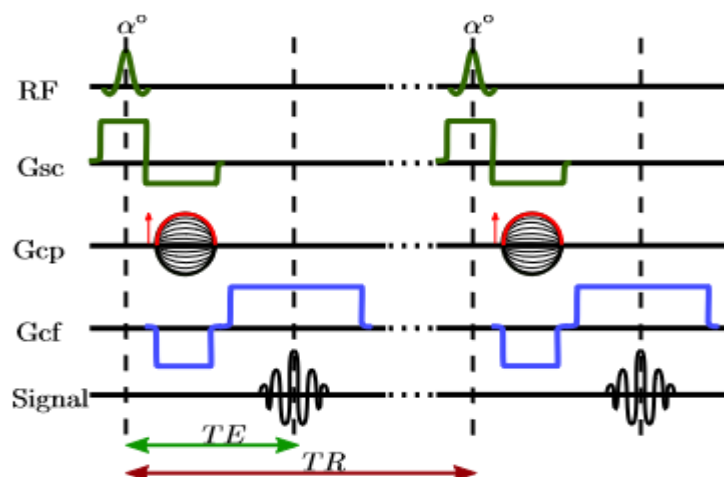


Figure III.6 : Chronogramme de la séquence d'écho de gradient.

III.6. Principaux paramètres en IRM

Rappelons que l'application du champ polarisant $\vec{B}_0$ est permanente mais l'application d'un champ radiofréquence $\vec{B}_1$ est pilotée par une variété d'impulsion, on dit que nous avons une séquence. La séquence est une suite d'impulsions et de gradients appliquée à un corps, afin de créer un nombre suffisant des signaux d'échos dont l'échantillonnage permet de produire une ou plusieurs images d'une coupe de corps. La séquence détermine la valeur du moment magnétique transversal (MMT) de chaque voxel du corps et conditionne l'aspect des pixels de l'image.

III.6.1. Paramètres de séquence

Les paramètres de séquence sont les paramètres que le manipulateur fixe sur la console pour définir la séquence IRM. Ils permettent de contrôler l'influence des différentes caractéristiques T_1 , T_2 et la densité de proton dans le signal («pondération»). Ses paramètres permettent d'affiner la qualité de l'image notamment la modulation de l'image.

- **Temps d'écho :**

Par définition, le délai entre le milieu de l'impulsion d'excitation et le sommet de l'écho est appelé temps d'écho, il est noté TE. Dans la méthode d'écho de spin, les hétérogénéités de $\vec{B}_0$ et les différences d'aimantation des tissus sont compensées, alors qu'elles ne le sont pas en écho de gradient. La courbe de décroissance est donc différente pour ces deux techniques. Le temps de relaxation correspondant est donc lui aussi différent. Noté T_2 en écho de spin, il est noté T_2^* en écho de gradient (temps de relaxation transversale effectif) et fait intervenir des éléments extra tissulaires comme la non uniformité de $\vec{B}_0$. D'une manière générale, le TE gouverne la pondération en T_2 dans le contraste de l'image.

- **Temps de répétition :**

L'image est constituée à partir de la répétition de la même séquence avec un gradient de phase G_p d'amplitude différente. Le temps qui sépare deux répétitions est appelé temps de répétition, il est noté TR. Le temps TR, comme le temps TE, est un facteur de contraste. S'il est suffisamment long, toute l'aimantation repousse et le signal ne dépend pas de la vitesse d'aimantation (donc de T_1), mais essentiellement de la densité protonique. S'il est court, le

système atteint après quelques répétitions un régime stationnaire et l'aimantation tend vers une valeur d'équilibre dépendant de la vitesse d'aimantation des tissus, et donc de leur temps T_1 . L'image révèle ainsi les différences de temps T_1 entre les tissus.

- **Angle de basculement :**

Le phénomène de résonance magnétique consiste à basculer l'aimantation $\vec{M}$ selon un axe perpendiculaire au champ principal $\vec{B}_0$. Si l'aimantation $\vec{M}$ est basculée à 90° (excitation par une impulsion $\pi/2$), toute l'aimantation est dans le plan transversal et la composante M_L est nulle. En cas de basculement d'un angle inférieur à 90° , seule une partie de l'aimantation est convertie en signal (M_T) et il persiste une aimantation M_L pouvant être utilisée pour une autre excitation. L'angle de basculement correspond donc à une énergie délivrée par le champ $\vec{B}_1$. Le signal RMN sera d'autant plus faible que cet angle sera petit. En régime stationnaire, l'angle de basculement α intervient dans le contraste de l'image et gouverne la réserve en aimantation. Pour des angles petits ($\alpha < 20^\circ$), la densité protonique est prépondérante. Plus α est grand et plus le temps T_1 gouverne le contraste.

III.6.2. Image pondérée en densité de protons ρ

Dans ce type d'image les variations de luminance sont dues aux variations de la concentration protonique des tissus imagés. Cette image ρ est obtenue en choisissant un couple de temps (TR, TE) qui minimise les effets de temps T_1 et T_2 sur la luminance de l'image. Un temps TR long (de l'ordre de 5 fois la valeur de temps T_1) des tissus d'intérêt, permet au moment magnétique logarithmique MML d'approcher leur valeur d'équilibre. La valeur M_0 est alors proportionnelle à la densité protonique.

Un temps TE court (de l'ordre de 20ms) évite que le moment MML des tissus s'écarte de sa valeur initiale, en décroissant selon T_2 .

Les images ρ sont surtout utilisées en imagerie de l'encéphale (détection de lésions de la substance blanche, œdème...). Les tissus sont ordonnés par niveaux de gris croissants en matière blanche (MB), matière grise (MG) et liquide cérébro-spinal (LCS) (figure III.7 .a).

III.6.3. Image pondérée en T_1

Les variations de luminance de l'image sont dues aux variations du temps de relaxation T_1 . Cette image est obtenue en choisissant un temps TR suffisamment court (de l'ordre de

600ms). Pour ce dernier le contraste entre les tissus dépend essentiellement de leur vitesse d'aimantation, donc du temps T_2 .

Pour minimiser les effets du temps T_2 , autrement dit le contraste serait indépendant de T_2 , nous prenons des valeurs de 20ms environ. Dans ces conditions, nous obtenons une image pondérée en T_1 , les tissus sont ordonnés par niveaux de gris croissants en LCS, MG, MB (figure III.7 .b).

Sur une image pondérée par T_1 , les tissus ayant les temps T_1 les plus faibles apparaissent les plus lumineux, car le MML des voxels d'un tel tissu croît plus vite que celui des voxels des tissus ayant des temps T_1 plus longs.

III.6.4. Image pondérée en T_2

Lorsque les variations de luminance de l'image sont dues aux variations du temps de relaxation T_2 , on parle d'image pondérée en T_2 . Cette image est obtenue en choisissant un temps TR long (de l'ordre de 2s) comme pour l'image ρ , et aussi un temps TE long (environ de 90ms). La décroissance du signal domine la différence de densité protonique entre tissus, et le signal est suffisant pour réaliser l'image T_2 , où les tissus sont ordonnés par niveaux de gris croissants en MB, MG, LCS (Figure III.7.c).

Sur l'image pondérée par T_2 , les tissus ayant les temps T_2 les plus longs apparaissent les plus lumineux, car le moment magnétique transversal (MMT) des voxels de ces tissus décroît moins vite que celui des voxels des tissus ayant des T_1 plus faible.

Nous remarquons d'après cette figure que les tissus les plus lumineux sur l'image T_1 apparaissent moins lumineux sur l'image T_2 .

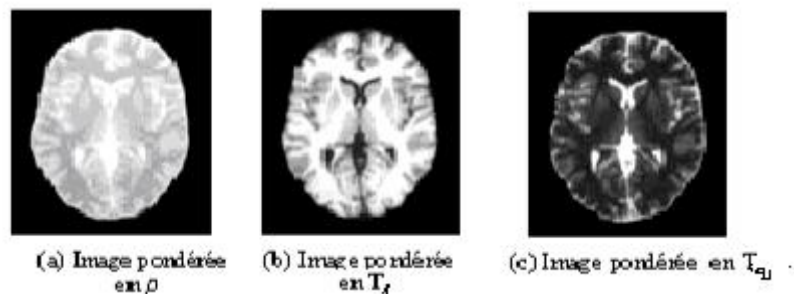


Figure III.7 : Quelques séquences IRM illustrées sur une coupe de cerveau.

III.7. Artefacts et principaux défauts des imageurs par IRM

La présence d'artefacts en IRM peut nuire à la qualité et l'interprétation des images. L'origine des artefacts doit être connue pour les éliminer et obtenir des images interprétables, ils peuvent être regroupés en deux catégories : les artefacts liés au patient et les artefacts inhérents au système d'acquisition.

Les principaux artefacts liés au patient sont les artefacts de mouvements volontaires ou physiologiques, ou à la présence de matériel métallique implanté ou externe.

Les artefacts liés au mode d'acquisition du signal d'IRM sont de plusieurs ordres: ceux propres à la technique d'IRM, artefacts de susceptibilité magnétique, de déplacement chimique, d'excitation croisée et ceux dus aux modalités de traitement du signal et de l'image, artefacts de troncature, les artefacts de repliement et d'erreur d'échantillonnage.

Pour chaque type d'artefacts, les causes, les effets sur l'image et les solutions quand elles existent sont détaillées ci-après.

III.7.1 Artefacts liés au patient

III.7.1.1. Artefacts de mouvement

- **Les causes** : L'IRM est une méthode d'imagerie relativement longue et de ce fait très sensible à tous les mouvements volontaires ou involontaires du patient qui génèrent des perturbations d'autant plus importantes qu'elles sont dans le champ de vue de l'antenne :
 - Respiration.
 - Battements cardiaques.
 - Circulation sanguine.
 - Mouvements oculaires.
 - Mouvements de déglutition.
 - Parole.
 - Agitation du patient.
- **Les conséquences** : L'acquisition totale de l'image n'est pas instantanée, elle nécessite un codage en fréquence (quelques ms) répété après chaque codage de phase (quelques dizaines de ms). Les mouvements perturbent principalement le codage de phase qui introduit du flou dans l'image, et sont également responsables d'images fantômes et de traînées (Fig.III.2.a).

- **Les solutions :** Si les mouvements varient périodiquement lors de l'acquisition d'une ligne à la suivante (respiration, battements cardiaques) la synchronisation du mouvement (« gating », Fig.III.2.b) permet de limiter leur effet mais le temps d'acquisition des images s'en trouve généralement augmenté [11].

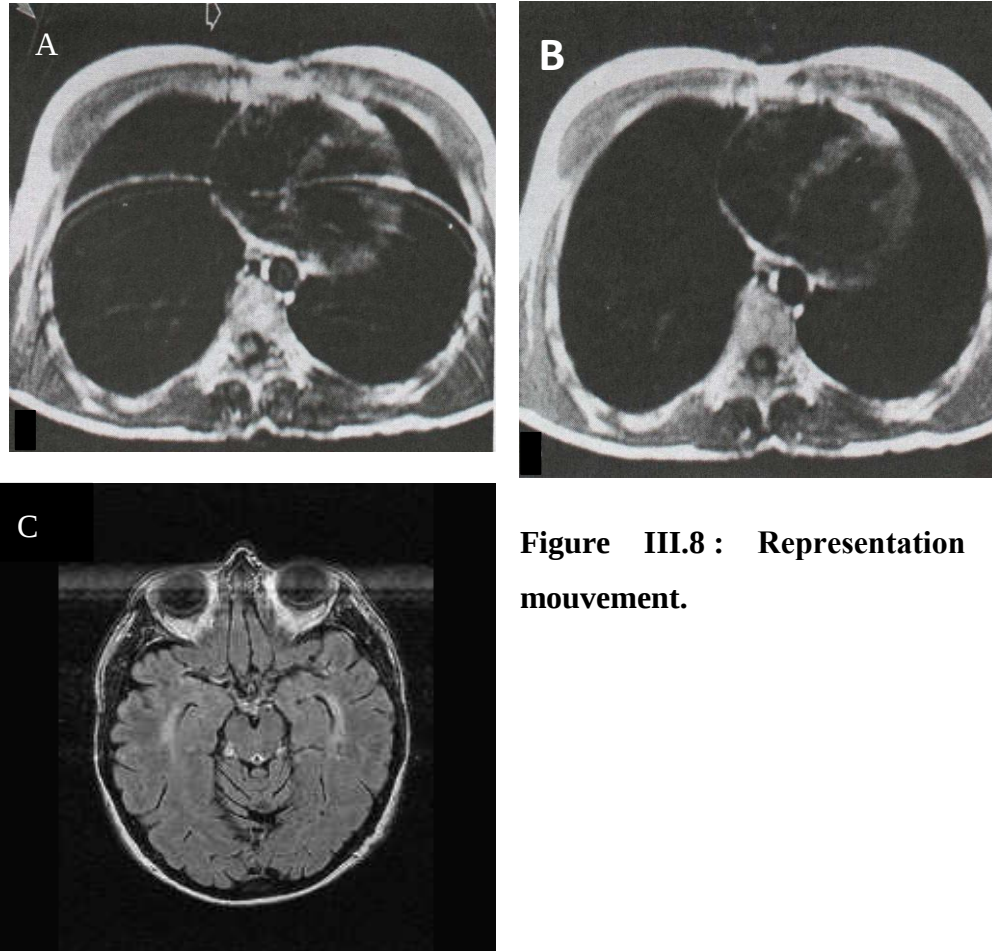


Figure III.8 : Representation d'artefact de mouvement.

Réduction des artefacts de mouvements cardiaque et respiratoire.(a) par "gating" (b). Déplacement des artefacts de mouvement oculaire hors des structures cérébrales par orientation appropriée du gradient de phase et de lecture (c).

On peut également utiliser des séquences rapides en apnée ou des séquences instantanées mais ici la rapidité d'acquisition dégrade le rapport signal-sur- bruit. Si les mouvements ne sont pas périodiques (agitation, mouvements oculaires, flux sanguin) le codage est défectueux et des traînées continues apparaissent sur l'image dans le sens du codage de phase.

Une solution pour limiter les traînées gênantes sur une zone d'intérêt, est d'échanger les gradients de phase et de lecture pour basculer ainsi la traînée de 90 degrés, cette méthode est (swap) par exemple utilisée en imagerie cérébrale pour éviter les artefacts liés aux mouvements oculaires (Fig.III.8.c).

La réalisation de coupes de pré saturation parallèle au plan de l'image permet aussi de limiter les artefacts de mouvement en saturant par exemple le signal du sang entrant dans le plan de l'image ou le signal issu de zones en mouvement de la paroi abdominale.

III.7.1.2. Artefacts métalliques

- **Les causes** : Tout corps ferromagnétique porté par le patient (bijoux, ceinture, piercing, patch, ceinture, fard à paupière, dentier, prothèse auditive, ...) ou implanté (prothèse dentaire, clips chirurgicaux, valve de dérivation, éclats métalliques, trace de métal suite à des forages chirurgicaux, prothèse implantée,..) entraîne des distorsions locales des lignes de champ magnétique.
- **Les conséquences** : Les distorsions locales des lignes de champ entraînent des déformations de l'image, zone sombre sans signal ou moirée très caractéristiques (Fig.III.9). Les distorsions locales des lignes de champ entraînent des déformations de l'image, zone sombre sans signal ou moirée très caractéristiques, d'autant plus importantes que le métal est dans le champ de vue de l'antenne. Ces distorsions peuvent même empêcher l'accord de l'antenne et donc le démarrage de la séquence. Elles sont d'autant plus importantes que le métal est dans le champ de vue de l'antenne.
- **Les solutions** : Les contre indications à l'IRM pour le patient ayant été vérifiées, il est absolument nécessaire de retirer tout objet métallique porté par le patient (Fig.III.10). Si la présence de métal est inévitable mais compatible avec un examen d'IRM, on utilisera de préférence des séquences d'écho de spin moins sensibles aux hétérogénéités de champ que les séquences d'écho de gradient :

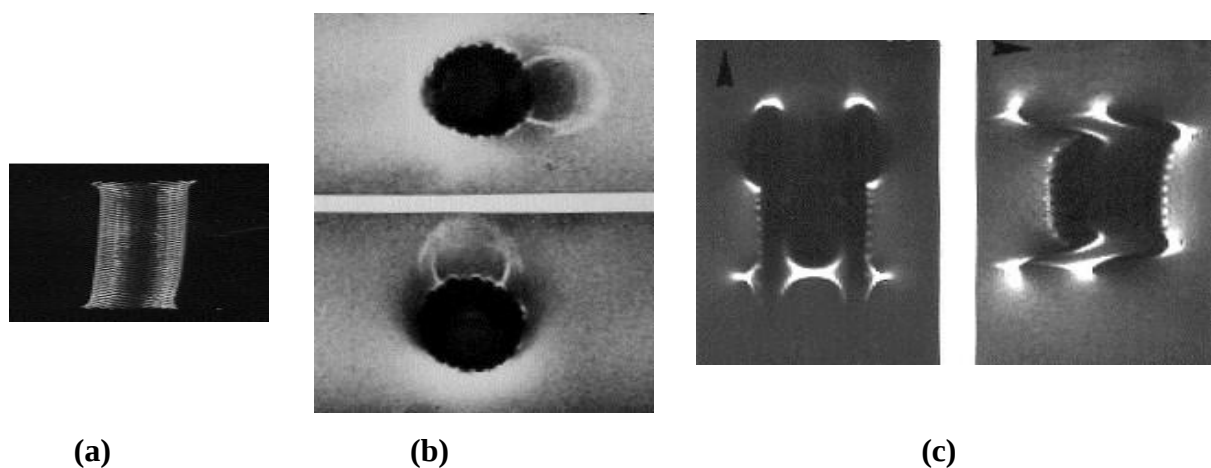


Figure III.9: Image d'une endoprothèse vasculaire métallique type wallstend.

(a) en fonction de l'orientation du gradient de lecture (►), et du plan de coupe: (b) coupes transverses, (c) coupes sagittales

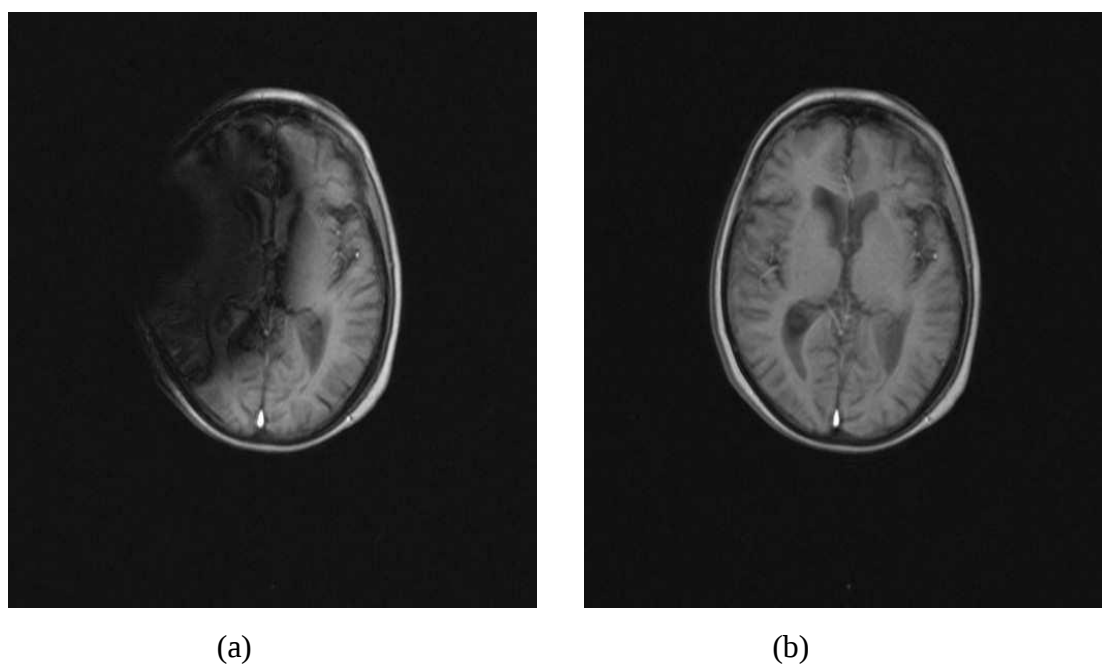


Figure III.10: Représentation d'artefact métallique

(a) IRM cérébrale chez une patiente portant une épingle à cheveu,
(b) même coupe IRM après retrait de l'épingle.

III.7.2. Artefacts liés au système d'imagerie

III.7.2.1. Artefacts de déplacement chimiques

- **Les causes** : Ce type d'artefacts est dû à la différence de fréquence de résonance des protons de l'eau (4,7 ppm) et des protons des lipides (1,2 ppm). Cette différence entraîne une erreur de codage spatial du signal.
- **Les conséquences** : L'image des protons de l'eau est décalée par rapport à l'image des protons des graisses, ce qui crée une interface eau/graisse d'autant plus visible sur les images que le champ magnétique de l'imageur est plus élevé, ainsi par exemple l'écart en fréquence entre les protons de l'eau et ceux des graisses est de 200 Hertz. à 1,5 Tesla.
- **Les solutions** : Pour limiter ce décalage on utilise des séquences à bande passante élevée ce qui limite la variation de fréquence sur l'étendue du pixel (Hz/pixel) et par suite limite l'écart de fréquence entre les pixels correspondant à l'eau et à la graisse. L'augmentation de la bande passante est obtenue en augmentant l'intensité des gradients mais s'accompagne d'une augmentation du niveau de bruit dans les images . On peut utiliser des séquences qui permettent de séparer les signaux correspondant aux protons de l'eau et à ceux des graisses (séquences fat-sat).

III.7.2.2. Artefacts de susceptibilité magnétique

- **Les causes** : La susceptibilité magnétique des tissus est différente et crée des gradients locaux de champ magnétique aux interfaces (eau/air/os). Les spins soumis à ces gradients précèdent à des fréquences différentes et les signaux de RMN émis sont très faibles voire nuls. Cette perte de signal est plus importante avec les séquences d'écho de gradient qui, contrairement aux séquences d'écho de spin, ne compensent pas les hétérogénéités magnétiques.
- **Les conséquences** : Des zones de signaux hypo-intenses apparaissent aux interfaces de changement de milieux de susceptibilité magnétique différentes.
- **Les solutions** : Il est préférable d'utiliser des séquences d'écho de spin, de réduire le temps d'écho et d'augmenter la résolution spatiale [11].

III.7.2.3. Artefacts de troncature (ou phénomène de Gibbs)

- **Les causes** : Tous les changements abrupts de signal entraînent un mauvais échantillonnage car il n'est pas possible d'échantillonner le signal avec un nombre infini de fréquences (bande passante infinie), les données issues des zones de transition brutale sont alors tronquées.
- **Les conséquences** : Sur les images apparaissent des oscillations périodiques parallèles aux interfaces des tissus.
- **Les solutions** : Ces artefacts sont atténués si on augmente la matrice d'acquisition (donc la résolution spatiale) mais cela entraîne une augmentation du temps d'examen. L'utilisation de filtres permet de réduire les oscillations des contours mais au détriment de la résolution.

III.7.2.4. Artefacts de repliement (aliasing)

- **Les causes** : La zone à observer est bien contenue dans le volume sensible de l'antenne mais le champ de vue sélectionné est inférieur à cette zone (figure III.11).
- **Les conséquences** : Les signaux issus des parties extérieures au champ de vue détectés par l'antenne apparaissent sur l'image du côté opposé à leur position sur l'objet et ils se superposent à l'image. L'image apparaît "repliée".
- **Les solutions** : Il faut d'abord vérifier la taille du champ de vue dans les 2 directions. Soit on élargi le champ de vue, soit on utilise des techniques de sur-échantillonnage dans la direction du codage de la fréquence et dans la direction de codage de la phase sans modifier la taille du pixel afin d'analyser correctement toutes les fréquences contenues dans le signal capté par la bobine. Il est possible d'utiliser des bandes de pré saturation pour supprimer le signal qui pourrait se replier dans l'image et qui n'a pas d'intérêt clinique.

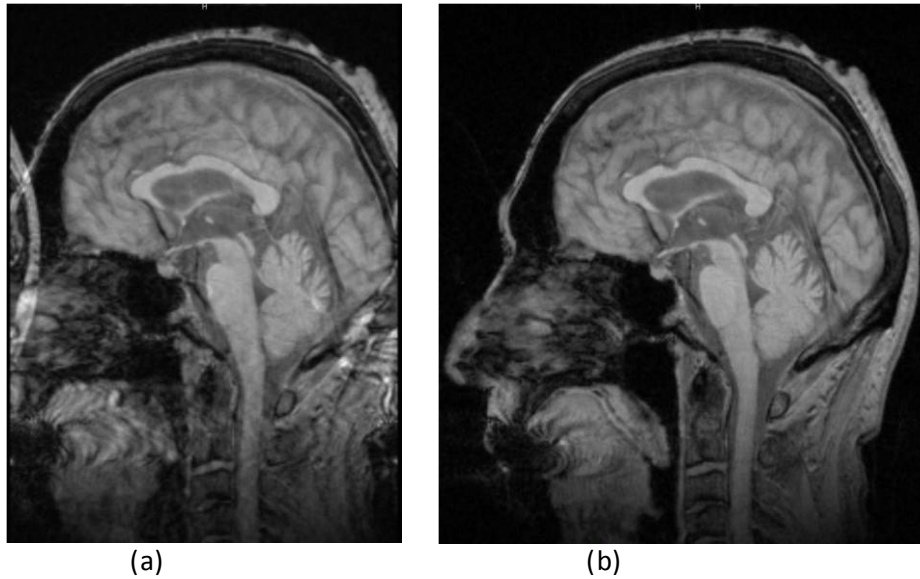


Figure III.11 : Artefact de repliement et sa suppression.

(a): Artefact de repliement par mauvais choix du champ de vue.

(b) : Suppression de l'artefact par agrandissement du champ de vue.

III.8 Limites

Comme tout système de mesure, l'IRM est sujette à des artefacts d'acquisition qu'il est souhaitable de diminuer ou de corriger pour améliorer l'analyse visuelle, et surtout les analyses quantitatives automatiques des images. Ils sont liés au processus d'acquisition et à des phénomènes physiques modélisables.

III.8.1 Bruit

Les signaux complexes acquis en IRM sont entachés d'un bruit gaussien. La reconstruction des images en module transforment cette distribution gaussienne en une distribution racienne [13]. Gudbjartsson et al montrent que pour un rapport signal- sur-bruit supérieur à 3, une distribution gaussienne est une bonne approximation de la distribution racienne. Le modèle de bruit gaussien est plébiscité dans les travaux de segmentation car cette hypothèse est généralement valide.

III.8.2. Inhomogénéités du signal dans le volume

Il est techniquement très difficile de maintenir un champ magnétique spatialement constant. Le champ magnétique radiofréquence $\vec{B}_1$ d'intensité B_1 est en réalité sujet à de lentes variations spatiales. Ces variations contribuent à la variabilité de l'intensité du signal au sein d'un même tissu au-delà de sa variabilité naturelle (Figure III.12). C'est un problème majeur car il perturbe la lecture de l'image pour le radiologue mais modifie aussi localement les statistiques de signal sur lesquelles sont basées les algorithmes de segmentation cérébrale, l'hypothèse sous-jacente de ces algorithmes est qu'un tissu est représenté par des intensités similaires dans l'image. L'inhomogénéité du champ B_1 varie en fonction des machines et augmente avec la fréquence et donc l'intensité du champ magnétique. C'est donc un problème central étant donné l'accroissement régulier de l'intensité du champ magnétique utilisé en IRM.

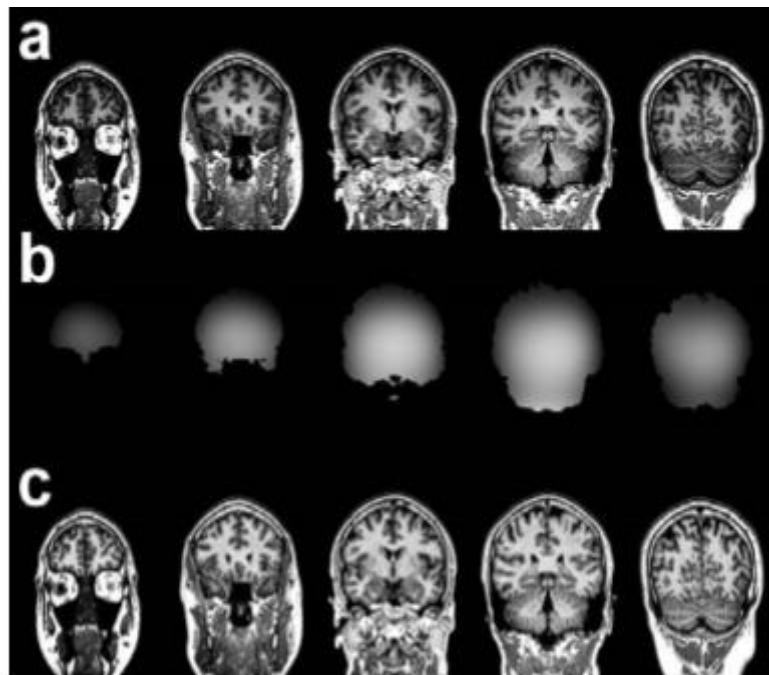


Figure III.12 : Exemple d'image pondérée en T_1 affectée par l'artefact d'inhomogénéité de champ magnétique radiofréquence.

- (a) Image originelle.
- (b) Carte d'estimation de l'inhomogénéité de champ magnétique B1.
- (c) Image corrigée.

III.8.3. Effets de volume partiel

En IRM, le signal obtenu est discrétisé spatialement, c'est-à-dire que l'objet d'intérêt est imagé à travers une grille bi ou tridimensionnelle lors de l'encodage spatial .

L'élément unitaire d'une image est appelée pixel ou voxel selon que l'image soit 2D ou 3D. À chaque voxel est associée une unique valeur du signal. Cependant, un voxel peut être situé à la frontière entre deux tissus et le signal associé à cette position reflète alors les phénomènes de résonance magnétique nucléaire de deux entités aux propriétés tissulaires différentes. Ce phénomène est appelé "effet de volume partiel" et est un artefact inhérent aux systèmes d'imagerie numérique. La majeure partie des algorithmes de traitement d'images IRM prend en compte ces effets. La figure III.13 schématise la présence de voxels de volume partiel en IRM cérébrale (a) et montre un exemple sur une image MP2RAGE (pondération en T1) comportant des voxels de volume partiel (b). Pour ces voxels, l'attribution d'appartenance à un tissu unique (modèle binaire) est une approximation qui est à l'origine de variabilité dans la mesure de biomarqueurs comme l'épaisseur corticale [06] ou le volume de matière grise. En effet, l'épaisseur des structures corticales est en moyenne de 2.5 mm, des images de résolution 1 mm³ sont donc très affectées par ce phénomène aux frontières du cortex cérébral. S'ils ne sont pas pris en compte, les effets de volume partiel peuvent aléatoirement mener à une sous-estimation ou une surestimation locale de ce type de biomarqueurs. González Ballester et al. Estiment qu'ignorer les effets de volume partiel peuvent conduire à des erreurs d'estimation de volume pouvant aller de 20 à 60%. Il y a deux sous-problèmes intrinsèques :

- identifier les voxels de volume partiel et les tissus qui les composent,
- estimer la proportion de chacun des deux tissus à l'intérieur des voxels.

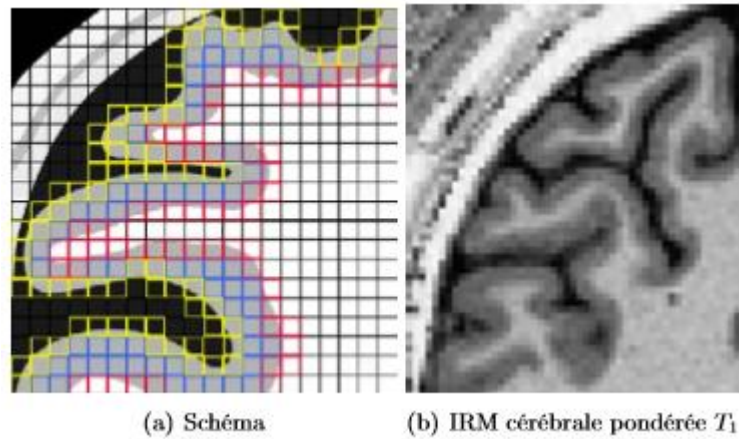


Figure III.13 : Effet du volume partiel.

(a) Schéma représentatif en 2D d'une structure cérébrale imagée à travers une grille de pixels. Les pixels rouges et jaunes sont sujets aux effets de volume partiel. Les bleus contiennent uniquement de la substance grise.

(b) Exemple d'une région d'intérêt d'une image obtenue avec une séquence pondérée en T_1 . Les voxels de volume partiel sont situés aux frontières entre deux tissus et leurs valeurs d'intensité sont comprises entre celles des tissus purs avoisinants.

III.9.Conclusion

Après l'acquisition de l'image, il a fallu plusieurs facteurs pour la rendre plus précise, plus fiable et facile lors de l'interprétation, donc la formation de l'image joue un rôle important pour un bon résultat d'une image IRM.

Tous les appareils d'imagerie médicale sont complémentaires, ils offrent tous un aspect différent du corps humain. Ce domaine dépend énormément de l'informatique, il est donc en progression constante avec toutes les avancées technologiques découvertes et à découvrir. Cependant, il ne faut pas oublier que l'imagerie médicale ne se limite pas aux appareils sur lesquels nous nous sommes penchés, mais sur un ensemble d'autres techniques qui elles aussi jouent un rôle important en médecine, malgré le fait qu'elles soient moins connues.

L'imagerie médicale est une révolution pour les sciences et la médecine. Elle permet donc d'établir un bilan sans ouvrir le corps, juste avec l'intermédiaire d'appareils spécifiques à l'image comme l'IRM, la radiographie, l'échographie et bien d'autres encore... Ils ont tous pour but de faciliter la vie des gens mais avec des fonctions différentes.

Durant notre travail nous avons constaté que l'IRM est un examen totalement sans danger, contrairement à d'autre technique d'imagerie (comme le scanner par exemple), puisque il n'émet aucune radiation, c'est le corps du patient qui émet un signal non l'appareil lui-même. De plus l'IRM permet de visualiser la composition des différents tissus(essentiellement en eau et en graisse),elle offre aussi des images de très haute qualité. L'IRM permet également de différencier du tissu cancéreux et du tissu sain au sein du même organe. Aussi cet appareil est le seul à donner une vue en 3D, ce qui permet la détermination de la position exacte d'une lésion, qui était avant invisible.

Cependant L'IRM possède encore quelques inconvénients : un appareil très couteux et pour passer l'examen est aussi couteux pour le patient. De plus, l'examen n'est pas très confortable : le patient allongé dans un tube doit rester immobile, et il subit le bruit de l'appareil.

La recherche continue en permanence. Aujourd'hui celle-ci se concentre principalement, dans une plus grande rapidité de l'acquisition des images (notamment grâce à l'informatique et aux nouveaux logiciels capable d'émettre une image en un instant), ou encore dans la qualité de l'image.

Dans notre travail nous avons présenté principalement les différentes étapes pour avoir une image IRM de qualité, cette qualité dépend, pour un imageur donné, de la séquence d'imagerie utilisée pour acquérir l'image. Le physicien médical dispose ainsi d'un outil lui permettant d'évaluer les performances d'un imageur et de fixer, pour cet imageur, le choix de la séquence d'imagerie qui conduit à la meilleure précision pour la réalisation d'une planification de traitement.

- [01]: Kouider Tadjerouni. Cours de Télédétection ; Centre National des Technologies Spatiales, Option petites échelles 2001 / 2002 .
- [02]: Amir NAKIB , Conception de métaheuristiques d'optimisation pour la segmentation d'images. Application à des images biomédicales ; thèse de doctorat De l'université Paris 12-val de marne ,2007.
- [03]: Abdelaziz Ammadi et Beslam Mohammed. « Détection Automatique de phénomènes présents dans une image satellitaire en composition Colorée ». Faculté des sciences rabat université Mohammed 5. Master en Informatique Telecom imagerie, 2008
- [04]: Girard Michel Claude, Girard Colette, Traitement de données de télédétection, 1999
- [05]: Marechal Menrt. Phoenix Publication un sujet qui Mérite Débat la ville Americaine, 2002.
- [06] : D. Quentin, Etude des effets de volume partiel en IRM cérébrale pour l'estimation d'épaisseur cortical ,2015.
- [07] : B. kastler, D. Vetter « Comprendre L'IRM », Manuel d'auto-apprentissage, paru aux éditions Elsevier Masson 7^{ème} édition.
- [08]:Aragam A. Principles of nuclear magnetism . Clarendon, Oxford 1961.
- [09]: Martin ML, Delpuech JJ. Practical Nuclear Magnetic Resonance (NMR) . Hyeden, London-Philadelphia 1980.
- [10] : Kastler B. Comprendre l'IRM : Masson 2001.
- [11]:Mirowitz DA (ed). Pitfalls, variants, and artifacts in body MR imaging. Mosby-year book. St Louis, Mosby 1996.
- [12]: Simmons A, Arridge SR, Barker GJ, Williams SC. Simulation of MRI clusters plots and application to neurological segmentation. Magn Reson Imaging 1996 .

- [13] Q. Duché, O. Acosta, G. Gambarota, I. Merlet, O. Salvado, and H. Saint-Jalmes, “Bi-exponential Magnetic Resonance Signal Model for Partial Volume Computation,” Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2012.