



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE

LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE DE GHARDAIA

FACULTE DES SCIENCES

DEPARTEMENT DE SCIENCE DU LA TECHNOLOGIE

Projet fin d'études pour l'obtention du diplôme de

Master En Automatique Et Système

Domaine : Science Du la Technologie

Filière : Automatique et Electromécanique

Option : Automatique Et Système

Thème :

L'INSTALLATION L'APPAREIL MEDICAL IRM 1.5 TESLAS SIGNA CREATOR

Réaliser par :

•*BEHISSA Rayanne*

Encadré par :

•*Dr. ARIF Mohamed*

Devant le jury :

BENAOUICHA karim

MAA

Examineur

Université Ghardaia

ARIF Mohamed

MAA

Encadreur

Université Ghardaia

LADJAL Boumediene

MAA

Examineur

Université Ghardaia

Année Universitaire 2020/2021

REMERCIEMENTS

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

*Au nom de dieu le clément le miséricordieux
Tout d'abord, on remercie le Dieu, notre créateur de nous avoir
donné les forces, la volonté et le courage afin d'accomplir ce modeste
travail.*

*"De nos jours, toutes les études pour la réalisation de travaux se
concrétisent grâce à une parfaite collaboration, un travail coopératif
assure une bonne circulation de l'information et aussi un suivi sérieux
et permanent de l'étude en question"*

*"En premier lieu, Nous adressons le grand remerciement à notre
encadreur monsieur **Mohamed Arif** qui m'avoit fait confiance et
confié ce travail de ce mémoire, pour ses conseils et ses dirigés du
début à la fin de ce travail"*

*"Spécial remerciement au responsable de service maintenance à
l'hôpital E.P.H Ghardaïa Monsieur Ziani Mohamed Rachid pour son
aide et ses conseils. Et tous son équipe de génie biomédical"*

*"Nos respectueux remerciements à l'ensemble des membres du jury
pour l'intérêt porté à notre travail"*

*"Un grand merci à mes parents, pour leur amour, leurs conseils ainsi
que leur soutien inconditionnel, à la fois moral et économique, qui
nous ont permis de réaliser les études que nous voulons et par
conséquent ce mémoire"*

*"Finalement, nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à
nos familles qui nous
ont toujours soutenues et à tout ce qui participe de réaliser ce
mémoire. Ainsi que l'ensemble
des enseignants qui ont contribué à notre formation".*

DEDICACE

Avant tous, je remercie dieu le tout puissant de m'avoir donner le courage et la patience pour réaliser ce travail malgré toutes les difficultés rencontrées. Je dédie ce modeste travail :

*A la plus belle femme de l'univers ma grand-mère **Messeouda Hammadi**, paix à ton âme ma chérie.*

*Particulièrement à mon support de ma vie papa **Mohamed Tayab Behissa**, pour le gout à l'effort qu'il a suscité moi, de par sa rigueur.*

A ma source de bonheur maman, la l'être le plus cher de ma vie, celle qui m'a arrosé de tendresse et d'espoirs.

*A toi mon grand-père **Ouled Kouider El Hadj Ibrahim**, ceci est ma profonde gratitude pour ton éternel amour, que ce rapport soit le meilleur cadeau que je puisse t'offrir.*

A mes frères et sœurs

Maroua, Salah, Hanane, Khalil

A mes deux familles

Behissa, Ouled Kouider

A tous ce que j'aime et qui m'aiment A tous mes collègues

*Et A tous mes enseignants depuis le primaire jusqu'à
Maintenant surtout nos enseignants du département
d'automatique et électromécanique.*

ملخص

التصوير بالرنين المغناطيسي (IRM) هو أحد تقنيات التصوير الموجودة التطوير الكامل لأنه يسمح باستكشاف جسم الإنسان بطريقة غير جراحية ، خالية من التأثير المؤين (النشاط الإشعاعي). هذه التقنية تجعل من الممكن عمل الجروح تشريح الأعضاء المختلفة حسب الاتجاه الحر لخطة الاقتناء في هذه المذكرة ، وعلى هذا الأساس ، سوف نقدم دراسة جمعت بين الخصائص المختلفة لأجهزة الاستشعار الطبية والطبية الحيوية ومبدأ تشغيل الجهاز. التصوير بالرنين المغناطيسي ، المبادئ التقنية والفيزيائية للتصوير بالرنين المغناطيسي ، التسلسلات التي نستخدمها

وكذلك دراسة طريقة التركيب بالرنين المغناطيسي. الغرض من هذه المذكرة هو معرفة ذلك خصائص التصوير بالرنين المغناطيسي وطريقة التثبيت استقبال وسيلة 1.5 1.5 Teslas IRM من أجل فهم أفضل لمشكلة إعادة البناء **الكلمات المفتاحية:** جهاز طبي ، تصوير بالرنين المغناطيسي ، مجال مغناطيسي ، ذاكرة كهربائية ، مغناطيس ، معايرة ، صيانة.

Résumé

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technologie d'imagerie existante Développement complet car il permet d'explorer le corps humain de manière non invasive, Exempt d'influence ionisante (radioactivité). Cette technique permet de faire des plaies Anatomie de divers organes selon le sens libre du plan d'acquisition Dans cette note, et sur cette base, nous présenterons une étude qui a combiné les différentes caractéristiques des capteurs médicaux et biomédicaux et le principe de fonctionnement de l'appareil.

Imagerie par résonance magnétique, principes techniques et physiques de l'imagerie par résonance magnétique, les séquences que nous utilisons

Etude ainsi que la méthode d'installation par résonance magnétique. Le but de cette note est de découvrir

Caractéristiques de l'imagerie par résonance magnétique et méthode d'installation Réception d'une modalité IRM 1.5 Teslas, afin de mieux comprendre le problème de la reconstruction.

Mots Clé : Dispositif médical, IRM, Champ magnétique, Mémoire électrique, Aiment, Calibration, maintenance.

Abstract

Magnetic Resonance Imaging (MRI) Is An Existing Imaging Technology Complete development because it allows to explore the human body in a non-invasive way, Free from ionizing influence (radioactivity). This technique makes it possible to make wounds Anatomy of various organs according to the free direction of the acquisition plan

In this note, and on this basis, we will present a study that combined the different characteristics of medical and biomedical sensors and the principle of operation of the device.

Magnetic resonance imaging, technical and physical principles of magnetic resonance imaging, the sequences we use

Study as well as the method of installation by magnetic resonance. The purpose of this note is to find out

Characteristics of magnetic resonance imaging and installation method Reception of a 1.5 Teslas MRI modality, in order to better understand the problem of reconstruction.

Keywords: Medical device, MRI, Magnetic field, Electrical memory, Like, Calibration, maintenance.

Table des matières

REMERCIEMENTS	-
DEDICACE	-
Résumé	-
Abstract	-
Tables des matière	-
Listes Des Figures
Liste des tableaux
Introduction Générale	2

CHAPITER I : Les Dispositifs Médicaux

1.1. Introduction	3
1.2. Histoire et grandes tendances des dispositifs médicaux :	3
I.2. 1 .Histoire moderne des dispositifs médicaux	3
1.2. 2. Les grandes tendances récentes	5
1.3. Définitions Le dispositif médical	6
1.3 .1.Un instrument	7
1.3.2. Un appareil	7
1.3.2.1 IRM(Imagerie par résonance magnétique)	7
1.3.2.2. Scanner	8
1.3.2.3. Ecographie	8
1.3.3 .Un équipement	9
1.3. 4 .Une matière, un produit	10
1.3.5 .Un accessoire:	10
1. 3.6 .un logiciel	11
1.4. Classification des DM	11
1.5 .Les règles de classification des Dispositifs Médicaux	13
1.6.Les différents types de dispositifs médicaux	14
1.6.2 . Le dispositif médical implantable	14
1.6.3. Le dispositif médical sur mesure	15
1.6.4. Le dispositif de diagnostic in vitro	15
1.7. Caractéristique d'un DM	15

1.8.Réglementation de mise sur le marché	16
1.9. La conformité d'un dispositif médical	16
1.10 .Les acteurs du secteur des DM	16
1.10.1 .Le fabricant	17
1.10.2 .Les utilisateurs	17
1.10.3 .L'Autorité compétente : l'ANSM en France.....	17
1.10.4.Surveillance des DM et déclaration des effets indésirables	18
1.10.5. Mesures de suspension ou d'interdiction de mise sur le marché d'un DM.....	18
1.10 .6 . La matériovigilance.....	18
1.11 .Le suivi des dispositifs médicaux	19
1.11.1 .Assurer la vigilance.....	19
1.11.2. Garantir la traçabilité.....	19
1.12 .L'utilisation de dispositifs médicaux	20
1.12.1. Obstacles à l'utilisation des DM	21
1.12.2 .Surmonter les obstacles à l'utilisation des DM.....	21
1.13 .La maintenance des DM	21
1.14Conclusion	22

CHAPITER II : Appareillage d'IRM

Introduction	24
2.1 Appareillage IRM	25
2.1.1. Eléments technique d'IRM	25
2.2. Principe générale	28
2.3. Principe physique	28
2.4. Phase d'excitation	30
2.5. Phase de relaxation	31
2.5.1. Relaxation longitudinale ou spin-réseau.....	31
2.5.2. Relaxation transversale ou spin-spin	32
2.6. Signal de RMN	33
2.7. Séquences utilisées en IRM	34
2.7.1. Séquence écho de spin.....	34
2.7.2. Séquence écho de gradient.....	36
2.8. Encodage spatial du signal	37
2.8.1. Sélection de coupe	37
2.8.2. Encodage de phase.....	38

2.8.3. Encodage de fréquence.....	39
2.9. Echantillonnage de l'espace k.....	40
2.10. Conclusion.....	42
CHAPITER III : Implantation, Installation et réception d'une IRM et équipements associés	
Présentation le lieu du stage.....	44
_Bref historique hôpital E.P.H Ghardaïa.....	44
-Activité d'entreprise.....	44
3. Implantation, Installation et réception d'une IRM et équipements associés.....	45
3.1. Contraintes architecturales et matérielles pour l'implantation d'une IRM.....	45
3.1.1. Introduction.....	45
3.1.2. Dimensions des salles nécessaires à l'implantation.....	46
3.1.3. Poids de l'imageur.....	48
3.1.4. Atténuation des vibrations extérieures.....	48
3.1.5. Maintien de l'homogénéité des lignes de champ.....	48
3.1.6. Isoler la salle d'examen des ondes radiofréquences.....	49
3.1.6.2. La boite à filtres :.....	50
3.1.7. Inventaire des principaux capteurs dans la salle d'examen.....	52
3.1.7.1. Capteur d'étanchéité radioélectrique de la salle.....	52
3.1.8. Réseau électrique.....	53
3.2.1. Introduction.....	53
3.2.2. Réglage de l'IRM.....	53
3.2.2.1. Montée en champ de l'aiment.....	53
3.2.3. Vérification de paramètres géométriques et du signal.....	55
3.2.4. Uniformité de signal et rapport signal sur bruit.....	56
3.3. Procédure de réception d'une IRM 1.5 Tesla de SIGNA CREATOR.....	57
3.3.1. Introduction.....	57
3.3.2. Dossiers administratifs.....	57
3.4. Conclusion.....	59
<u>bibliographie</u>.....	60

Listes Des Figures

1.1 Un tensiomètre	7
1.2 Imageur à résonance magnétique.....	8
1.3 Le scanner.....	8
1.4 Echographie 3D.....	9
1.5 Le glucomètre sans pique.....	9
1.6 des alliages dentaires.....	10
1.7 :accessoire.....	10
1.8 : Un logiciel.....	11
1.9 : Classification des DM selon le risque.....	12
2.1 : ACQUISITION PAR IRM.....	25
2.2 : AIMENT SUPRACONDUCTEUR	26
2.3 : BOBINES DE GRADIENT SELON Z.....	26
2.4 : BOBINES DE GRADIENT SELON X.....	27
2.5 : BOBINES DE GRADIENT SELON Y.....	27
2.6 : Alignement des spins sous l'effet d'un champ B0 appliqué selon z.....	30
2.7 :Relaxation longitudinale.....	32
2.8 :Relaxation transversale.....	32
2.9 : Signal de résonance et sa transformée de Fourier.....	34
2.10 : la séquence écho de spin.....	35
2.11 : Temps de répétition TR.....	35
2.12 : la séquence écho de gradient.....	36
2.13 : Sélection de coupe par un gradient de champ magnétique en Z pendant ..l'impulsion radiofréquence d'excitation.....	38
2.14 : Sélection du gradient de codage de phase.....	39
2.15 : Sélection du gradient de codage de fréquence.....	39
2.16 : l'espace de l'image et son espace k complet.....	40
2.17 : l'espace k.....	40
2.18 : Échantillonnage 2DFT dans l'espace k.....	41
2.19 : Sous-échantillonnage de l'espace de Fourier.....	42
3.1. IRM SIGNA Creator 1.5 T	45
3.2. Salle d'examen	46
3.3. technique local	46
3.4. Armoire électrique à l'installation.....	47
3.5. Magnet Monitor 4.....	47
3.6. Salle de Contrôle.....	48
3.7. plan du Champ Magnétique.....	49

3.8. Cage Faraday d'une Chambre d'examen	50
3.9. Boite à filtres	50
3.10. Cheminée du tube de Quench.....	51
3.11. Champ limitrophe magnétique.....	54
3.12. Objet de test.....	55

Liste des tableaux

1.1 : Histoire moderne des dispositifs médicaux.....	3
1.2 : des exemples de classification des dispositifs médicaux.....	12
3.1. Dimensions des salles.....	48

***INTRODUCTION
GENERALE***

Introduction Générale

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique de diagnostic médical puissante basée sur le principe de la résonance des noyaux de certains atomes.

L'inconvénient principal de cette technique est lié au fait qu'elle nécessite un temps d'acquisition relativement lent. La tâche la plus difficile pour ce type d'imagerie est la reconstruction des images directement exploitables par le médecin pour l'aide au diagnostic dans un temps optimal. Le médecin a besoin d'images claires et fidèles au contenu réel de l'objet à explorer et avec une bonne résolution spatio-temporelle. Mais ceci est loin d'être évident en raison des contraintes technologiques. Dès lors, l'intervention des spécialistes de traitement de signal et d'images est nécessaire dans la chaîne de production de ce type d'images pour atteindre un compromis entre les limitations techniques et les exigences du médecin. Pour ce faire, il s'avère plus utile de faire une acquisition parallèle de l'objet à explorer afin d'améliorer le rapport signal sur bruit et de diminuer la durée d'examen.

Les appareils d'IRM avec un fort champ magnétique sont généralement fermés. Ces systèmes sont très puissants, ce qui signifie un champ magnétique plus fort, et donc des images plus claires des tissus profonds. Puisque les dispositifs de ce type sont fermés, ils peuvent provoquer une claustrophobie chez certains patients. De plus, le coût des modèles les plus nouveaux et leur maintenance peuvent être très élevés, car ils sont refroidis à l'hélium. Actuellement, la capacité standard pour l'IRM en milieu clinique est de 1,5 T. Ces appareils sont rapides et idéaux pour les examens des organes abdominaux et thoraciques.

Les appareils d'IRM de 1,5T, produits entre 2000 et 2006, coûtent environ 150 000 euros (comme Siemens Symphony, par exemple), tandis que les appareils fabriqués entre 2008 et 2012 coûtent de 250 à 250 000 euros. Des exemples de scanners d'IRM fabriqués après 2008 sont Siemens Magnetom Avanto S Toshiba Vantage Titan.

Au travers ce mémoire, nous avons étudié la dispositif médicale IRM. Dans le premier chapitre, nous allons définir quelques notions de base sur les dispositifs médicaux et plus les types des dispositifs médicaux et leur caractéristique.

Dans le premier chapitre, nous allons présenter brièvement, l'appareillage et détaillé le principe de l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

Et finalement dans le dernier chapitre nous allons parler sur Implantation, Installation et réception d'une IRM et équipements associés présenter les missions qui concernent directement l'ingénieur biomédical.

CHAPITER I :
Les Dispositifs Médicaux

Les dispositifs médicaux sont définis comme la spécialisation scientifique qui applique des principes et des méthodes issus de l'ingénierie, de la science et de la culture pour comprendre, définir et résoudre des problèmes et des problèmes à caractère vital ou médical. Par conséquent, les dispositifs médicaux occupent une position privilégiée sur le reste des dispositifs et équipements utilisés dans notre vie quotidienne car ces dispositifs sont directement liés à la santé et à la sécurité Humain.

1.2. Histoire et grandes tendances des dispositifs médicaux :

Depuis plusieurs siècles, une multitude de découvertes et d'avancées scientifiques contribuent à améliorer la santé des populations – principalement dans les pays à revenu élevé.

L'aménagement de réseaux de découverte des pathogènes et des antibiotiques ou en Corel éradication de la variole en sont des exemples notables [1].

I.2. 1 .Histoire moderne des dispositifs médicaux

Les dispositifs médicaux existent depuis des siècles. Nous savons ainsi qu'en 7 000 avant J.C., les Égyptiens utilisaient déjà des scalpels, des écharpes de soutien, des attelles, des béquilles et d'autres dispositifs médicaux. Le tableau1.1 présente les dates clés de l'histoire moderne des dispositifs médicaux.

DATE	Le dispositif médical mise en place
1800–1850	Premiers stéthoscopes, laryngoscopes et ophtalmoscopes « moderne »
1895 rayons x	Découverts par le physicien allemand Wilhelm Roentgen
1903	premier électrocardiographe Mis au point par le médecin et physiologiste néerlandais Willem Einthoven (sa découverte lui a valu un Prix Nobel en 1924)
1927	premier respirateur moderne Conçu par le chercheur en médecine américain Philip Drinker et ses collègues de

	l'Université de Harvard
1928	premier cathétérisme cardiaque Réalisé sur sa propre personne par Werner Forssmann pour démontrer la faisabilité de cette technique permettant l'injection directe de médicaments dans les cavités du coeur (Co récipiendaire du Prix Nobel de physiologie ou médecine en 1956)
1940	première pose de hanche métallique Réalisée par le chirurgien américain Austin T . Moore
1945	premier rein artificiel Inventé par le médecin néerlandais Willem Kolff
1950	première pose de hanche artificielle (arthroplastie) Réalisée par le chirurgien britannique John Charnley
1951	commercialisation de la première valvule artificielle Inventée par une équipe américaine dirigée par l'ingénieur en électricité Miles Edwards
1952	premier stimulateur cardiaque (externe) fonctionnant avec succès Développé par le cardiologue américain Paul Zoll
1970	premier tomодensitomètre Développé par l'ingénieur en électricité britannique Godfrey Hounsfield et le physicien sud-africain Allen Cormack (Co récipiendaires du Prix Nobel de médecine en 1979)
1972	réalisation de la première laparoscopie -premier moniteur de pouls Inventé par l'ingénieur biomédical japonais

	Takuo Aoyagi 1976 premier système de réglementation des dispositifs médicaux Instauré Réalisée par Abass Alavi, de l'Université de Pennsylvanie
1978	premier implant cochléaire multicanalaire Inventé par l'expert en bionique australien Graeme Clark
1982	premier coeur artificiel permanent Conçu par le médecin néerlandais Willem Kolff et ses collègues
1985	premier défibrillateur cardiovertteur implantable Inventé par le cardiologue polonais Michel Mirowski -première intervention chirurgicale robotisée
1993	premier système européen de réglementation des dispositifs médicaux

Tableau 1.1 : Histoire moderne des dispositifs médicaux

1.2. 2. Les grandes tendances récentes

L'évolution des dispositifs médicaux ont connus quatre grandes phases :

a. Années 1980

Forte du nombre de dispositifs médicaux, en particulier des appareils d'imagerie à haute résolution (unités de radiographie et de radioscopie, par exemple). Les systèmes permettant le suivi en continu des paramètres cardiovasculaires – rythme et débit cardiaques, tension artérielle – font désormais partie des équipements hospitaliers standard. Le traitement des patients est relayé par le progrès technologique – respirateurs, reins artificiels et incubateurs pour les nouveau-nés sont à présent courants.

b. Années 1980 - 2000

Dans les pays industrialisés, la plupart des hôpitaux acquièrent des tomodensitomètres et des unités d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Dans le

domaine de la chirurgie également, les dispositifs médicaux utilisés pour remplacer des parties du corps sont de plus en plus nombreux. La gamme des dispositifs médicaux s'élargit de façon exponentielle.

c. Années 2000-2010

La robotique, qui fait désormais partie intégrante du domaine des dispositifs médicaux, Le nombre de dispositifs d'assistance destinés aux patients atteints d'incapacités fonctionnelles augmente considérablement. Le concept de dispositifs médicaux à système d'information intégré ou fonctionnant grâce à Internet est en plein essor [1].

d. Évolutions futures

Les systèmes robotisés utilisés pour les actes chirurgicaux de haute précision (en orthopédie et neurologie, notamment) seront de plus en plus miniaturisés et abordables. Synergies et miniaturisation seront les maîtres-mots de l'innovation future dans le domaine des dispositifs médicaux, comme en témoignent le concept de « capsule médicale intelligente » .

1.3. Définitions Le dispositif médical

Un dispositif médical est Tout matière, instrument, appareil ou équipement, logiciel ou article, utilisé seul ou en association, y chez l'homme à des fins :

- A – De diagnostic, prévention, contrôle, traitement ou atténuation d'une maladie. Exemples : Thermomètre, hémodialyseur, stéthoscope.
- B - De diagnostic, contrôle, traitement ou atténuation ou compensation d'une blessure Ou d'un handicap. Exemples : Pansement, fauteuil roulant.
- C - D'étude, de remplacement ou de modification de l'anatomie ou d'un processus physiologique. Exemples : Prothèse articulaire, colles biologique, produits de comblement dentaires .

compris les accessoires et logiciels intervenant dans son fonctionnement, destiné par un fabricant à être utilisé, ou détecter, mesurer, rétablir, corriger ou modifier la structure ou la fonction de l'organisme à des fins de santé. En théorie, l'action d'un dispositif médical n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme, mais dont la fonction peut être assistée par des tels moyens.

1.3.1. Un instrument

Objet fabriqué en vue d'une utilisation particulière pour faire ou créer quelque chose, pour exécuter ou favoriser une opération (dans une technique, un art, une science).

- instrument chirurgical comme un bistouri
- instrument de mesure comme un tensiomètre.



Figure1.1 : Un tensiomètre

1.3.2. Un appareil

Ensemble d'instruments, d'outils, de dispositifs employés pour mener à bien une tâche, machine complexe.

- Appareils de correction auditive
- Machine complexe : IRM, scanner, Echographe

1.3.2.1 IRM (Imagerie par résonance magnétique)

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie qui est en plein développement vu qu'elle permet d'explorer le corps humain de manière non invasive, dépourvue d'effet ionisant (radioactivité). Cette technique permet d'obtenir des coupes anatomiques de différents organes selon une orientation libre du plan d'acquisition.



Figure 1.2 : Imageur à résonance magnétique

1.3.2.2. Scanner

Le scanner donne des images en coupe d'un organe. Il a pour objectif de donner plus de précisions sur les résultats d'une radiographie ou d'une échographie, comme la localisation et l'étendue d'une lésion sur un organe ou un tissu.



Figure 1.3: Le scanner

1.3.2.3. Ecographie

L'échographie est un examen d'imagerie médicale qui utilise les ultrasons, l'échographie permet en fait d'examiner de nombreux tissus mous : examen grossesse, cœur, foie, rate, prostate,..etc.



Figure 1.4 : Echographie 3D

1.3.3 .Un équipement

C'est un morceau d'un instrument ou d'un appareil.

- Ensemble des accessoires ou des dispositifs auxiliaires nécessaires au bon fonctionnement d'un instrument ou d'une machine
 - Batterie d'un lecteur de glycémie
 - l'aiguille d'une seringue



Figure 1.5: Le glucomètre sans pique

1.3. 4 .Une matière, un produit

- la matière une «substance particulière»
- le produit est une «Substance issue de la nature»
- exemple les alliages dentaires.



figure 1.6 : des alliages dentaires

1.3.5 .Un accessoire:

tout article qui est destiné spécifiquement par son fabricant à être utilisé avec un dispositif médical afin de permettre l'utilisation de ce dispositif conformément aux intentions -de son fabricant.

- matériel d'entretien
- pièce changeable du dispositif médical comme une lame



Figure 1.7 :accessoire

1. 3.6 .un logiciel

Ensemble des programmes, procédés et règles, et éventuellement de la documentation, relatifs au fonctionnement d'un ensemble de traitement de données.

- logiciels d'imagerie médicale
- logiciels d'analyse de rythme cardiaque [2].



Figure 1.8 : Un logiciel

1.4. Classification des DM

Les DM, hors DMIA et DM DIV, sont classés en 4 classes qui correspondent à des niveaux de risques croissants : classe I, classe II a, classe II b, et classe III» (Article R. 5211-7)

- Classe I : Risqué potentiel faible
- Classe Iia : Risqué potentiel modéré
- Classe Iib : Risqué potentiel élevé
- Classe III : Risqué potentiel critique

- Classe I :

Instruments chirurgicaux réutilisables, dispositifs médicaux non- invasifs, dispositifs médicaux invasifs à usage temporaire...

- Classe Iia :

Dispositifs médicaux de classe I stérile et/ou avec fonction de mesurage, lentilles de contact, prothèses dentaires,...

- Classe Iib : Dispositifs médicaux implantables long terme...

Classe III : Dispositifs médicaux implantables long terme en contact avec le cœur, le système circulatoire central ou le système nerveux central, dispositifs médicaux implantables résorbables , implants mammaires , prothèses de hanche, prothèses de genou [3].

Classification des DM selon le Risque

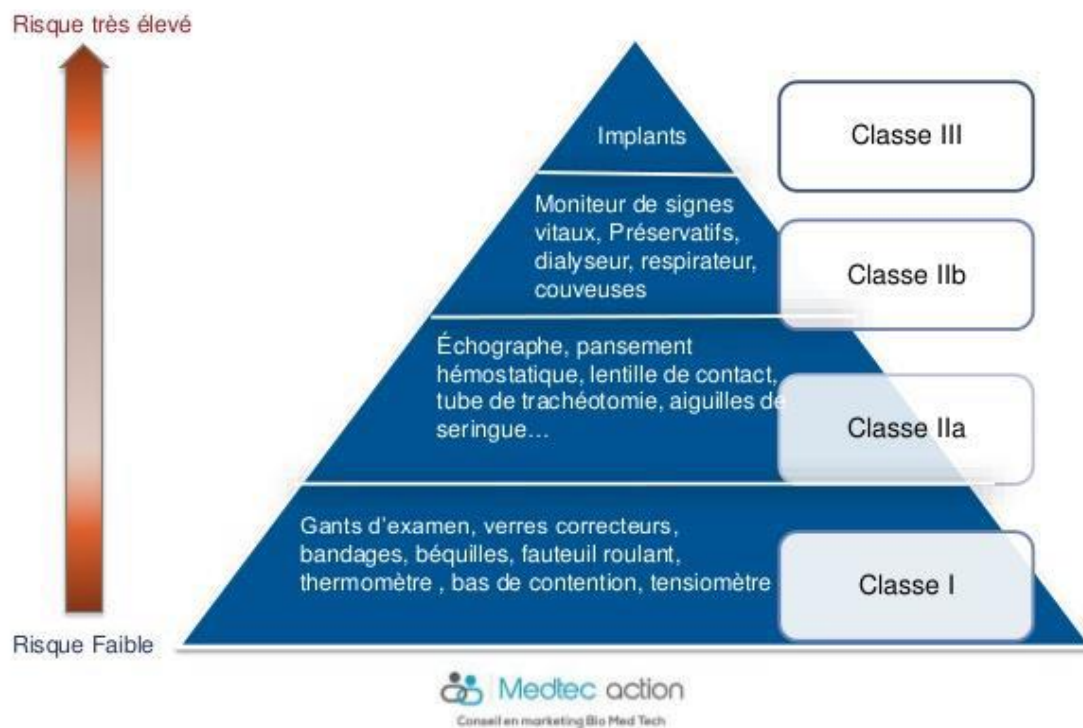


Figure 1.9 : Classification des DM selon le risque

Classe I	Classe Iia	Classe IIb	Classe III
- Verres correcteurs	- Lentille de contact	- Hémodialyseurs	- Cathéters cardiovasculaires
- Stéthoscopes	- Cathéters urinaires	- Ciment osseux	- Valves cardiaques
- Compressees	-DM destinés à la fermeture de la peau	- Implants D'ostéosynthèse	-Sutures biorésorbables
- Lits médicaux		- Ventilateurs pulmonaires	- Stents

- Fauteuils roulants		- Lasers chirurgicaux	- Implants mammaires - Prothèses de hanche, genou
----------------------	--	--------------------------	--

Tableau 1.2 : des exemples de classification des dispositifs médicaux

1.5 .Les règles de classification des Dispositifs Médicaux

Les règles de classification des dispositifs médicaux sont basés sur la vulnérabilité du corps humain.

La classification prend en compte le risque potentiel associé avec la méthode de développement et de fabrication.

Je vous propose ici de vous aider en vous résumant chacune de ces règles. Cela peut déjà être un premier indicateur de la règle sur laquelle il faut vous focaliser.

Règle 1 : – Dispositifs non-invasifs

Règle 2 : – Dispositifs non-invasifs destiné a distribué ou stocké (Cela inclut les cellules)

Règle 3 : – Dispositifs non-invasifs qui modifie la composition biologique ou chimique du sang, des fluides corporels, autres liquides et cellules

Règle 4 : – Dispositifs non-invasifs en contact avec une peau lésée ou une muqueuse

Règle 5 : – Dispositifs invasifs liés aux orifices du corps

Règle 6 : – Dispositifs invasifs chirurgicaux à usage “temporaire”

Règle 7 : – Dispositifs invasifs chirurgicaux à usage “court terme”

Règle 8 : – Dispositifs invasifs chirurgicaux à usage “long terme” et implantable (Incluant n’importe quel dispositif administrant un médicament, treillis chirurgicaux et disque inter vertébraux)

Règle 9 : – Dispositifs actifs thérapeutique destiné à fournir ou transmettre de l’énergie

Règle 10 : – Dispositifs actifs pour diagnostiquer et contrôler, émettant des rayonnements ionisants

Règle 11 : – Logiciel destiné à fournir des informations qui seront utilisées pour prendre décisions à des fins diagnostiques ou thérapeutique (De la classe I à la classe III)

Règle 12 : – Dispositifs actifs destinés à administrer et/ou retirer un médicament, fluides corporels ou autres substances.

Règle 13 : – Tous autres dispositifs actifs.

Règle 14 : – Dispositifs incorporant un médicament.

Règle 15 : – Contraception ou prévention de transmission de maladies sexuellement transmissibles.

Règle 16 : – Dispositifs spécifiquement désinfectant, nettoyant ou de rinçage (Seulement pour les lentilles oculaires)

Règle 17 : – Dispositifs spécifiquement destinés à enregistrer des images de diagnostic générés par irradiation aux rayons X.

Règle 18 : – Dispositifs utilisant des tissus cellulaires non-viable ou des cellules d'origines humaines ou animal ou dérivé

4 nouvelles règles

Règle 19 : – Dispositifs incorporant ou contenant un nano-matériel

Règle 20 : – Dispositifs invasifs liés aux orifices du corps pour administrer un médicament par inhalation

Règle 21 : – Substances ou combinaison de substances destinées à être introduit dans le corps humain par un orifice du corps ou appliqué sur la peau et qui est absorbé

Règle 22 : – Dispositifs actifs thérapeutique ayant une fonction de diagnostic intégrée ou incorporée qui détermine largement la prise en charge du patient par le dispositif

1.6. Les différents types de dispositifs médicaux

Il existe différents types de dispositifs médicaux :

C'est un produit de santé qui accomplit son action médicale de manière mécanique et qui n'est pas implanté à l'intérieur du corps humain. Il y a beaucoup de produits différents qui répondent à cette définition.

Exemples de dispositifs médicaux non implantables : les lunettes correctrices, les appareils auditifs, les respirateurs, les lits d'hôpitaux, les chaises roulantes.

1.6.2 . Le dispositif médical implantable

C'est tout dispositif médical conçu pour être implanté en totalité dans le corps humain par une intervention chirurgicale et destiné à y rester. Il peut aussi s'agir d'un dispositif qui est partiellement introduit dans le corps par une intervention chirurgicale

et destiné à y rester pendant au moins 30 jours après l'intervention (ex l'implant cochléaire).

Exemples de dispositifs médicaux implantables : des prothèses de hanche, des lentilles intraoculaires, des implants mammaires.

Parmi les dispositifs médicaux implantables, il existe une sous-catégorie: le dispositif médical implantable actif.

Pour le dispositif médical implantable actif : le terme « actif » signifie que pour fonctionner, ce dispositif est dépendant d'une source d'énergie. Les exigences appliquées à ce type de dispositif sont les mêmes que celles relatives à un dispositif médical de classe III, c'est-à-dire les dispositifs médicaux avec le niveau de risque le plus élevé.

Exemples de dispositifs médicaux implantables actifs : les pacemakers, les défibrillateurs, les implants cochléaires.

1.6.3. Le dispositif médical sur mesure

Il s'agit de tout dispositif fabriqué spécifiquement suivant la prescription d'un médecin indiquant les caractéristiques du dispositif. Ce dispositif est destiné à n'être utilisé que pour un patient précis.

Exemple de dispositifs médicaux sur mesure : les prothèses dentaires, les semelles et chaussures orthopédiques,...

1.6.4. Le dispositif de diagnostic in vitro

Un dispositif médical de diagnostic in vitro peut être un produit réactif, un matériau d'étalonnage ou de contrôle, une trousse, un instrument ou un appareil. Il est utilisé dans l'examen in vitro d'échantillons provenant du corps humain (par exemple : du sang ou des tissus). Il permet d'obtenir des informations sur l'état de santé d'un patient comme par exemple en contrôlant l'évolution du taux de glucose dans le sang d'un patient diabétique. Exemples de dispositifs médicaux in vitro : un test pour mesurer le taux de glucose (sucre) dans le sang, un test de grossesse, un réactif pour l'évaluation du risque d'une anomalie congénitale (ex trisomie 21) [6].

1.7. Caractéristique d'un DM

Les DM peuvent être :

- ❖ Stériles ou non

❖ Invasifs ou non : pénètre partiellement ou entièrement à l'intérieur du corps, soit par un orifice, soit à travers la surface (cathéter, drain...)

❖ •Actifs ou non : source d'énergie (électrique ou autre) que celle qui est générée directement par le corps humain ou la pesanteur .[7].

1.8.Réglementation de mise sur le marché

Plusieurs directives encadrent la mise sur le marché des DM

93/42/CE (amendée par la 2007/47) : pour les DM obligatoire depuis 1998

90/385/CE (amendée par la 2007/47) : DM implantables actifs (DMIA)1995

98/79/CE : DM diagnostic in vitro (DM DIV) 2003

Complétées par des directives « techniques »

2003/32/CE : DM fabriqués à partir de tissus d'origine animale

2000/70/CE : DM incorporant des dérivés stables du sang

2005/50/CE : reclassification des implants orthopédiques

2003/12/CE : reclassification des implants mammaires

Transposées en droit national dans le CDSF

Nouveaux règlements attendus dès 2014. [8].

1.9. La conformité d'un dispositif médical

Tout dispositif médical (à l'exception de ceux fabriqués sur mesure ou destinés aux essais cliniques) doit porter un marquage CE conforme. Attention de ne pas confondre le sigle CE conforme avec le sigle «China Export» ! Le marquage CE est parfois accompagné d'un code à 4 chiffres qui identifie l'organisme notifié qui a vérifié la conformité du dispositif médical . L'étiquetage d'un dispositif médical doit aussi comporter obligatoirement le nom et adresse du fabricant et si nécessaire du responsable européen (EC REP), le numéro de lot/série. Au cas échéant, la mention «stérile» , la date de péremption, la mention « for single use», les conditions de stockages ,...Pour la Belgique, l'information destinée au patient (notice et étiquetage) doit être dans les 3 langues . Pour les dispositifs médicaux de diagnostic in vitro destinés à l'autodiagnostic , la mention claire supplémentaire sur l'étiquetage doit préciser que c'est pour l'autodiagnostic [9].

1.10 .Les acteurs du secteur des DM

Les principaux acteurs identifiés dans la législation européenne sont les suivants : le fabricant , l'organisme notifié , l'autorité compétente, l'utilisateur.

1.10.1 .Le fabricant

Il s'agit de la personne physique ou morale responsable de la conception, de la fabrication, du conditionnement et de l'étiquetage d'un dispositif médical en vue de sa mise sur le marché.

1.10.2 .Les utilisateurs

Les utilisateurs peuvent être les professionnels de santé, les patients ou encore des tiers.

1.10.3 .L'Autorité compétente : l'ANSM en France

Une autorité compétente est chargée de la surveillance du marché national des dispositifs, médicaux dans chaque pays de l'UE. En France, l'autorité compétente est l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM). L'ANSM intervient également dans le processus de désignation et de contrôle de l'organisme notifié français.

Elle intervient, a posteriori, pour surveiller le marché, c'est-à-dire s'assurer de la conformité aux exigences de santé et de sécurité des dispositifs mis sur le marché sur le territoire national. Cette surveillance s'exerce selon 3 modalités :

- Par l'évaluation des incidents et risques d'incidents qui lui sont signalés dans le cadre de la matériovigilance et de la réaction vigilance (spécifique aux DM de diagnostic in-vitro)

- A la suite de la communication effectuée dans le cadre de la mise en service sur le territoire national de certains dispositifs, à laquelle sont soumis les fabricants,

- par toute action d'évaluation que l'ANSM mène de sa propre initiative concernant des dispositifs dont il convient de s'assurer de la conformité aux exigences essentielles de santé et de sécurité précitées. En complément de ces missions, l'ANSM est également en charge de l'autorisation des investigations cliniques impliquant des dispositifs médicaux, menés sur le territoire national.

Elle a en outre pour mission l'habilitation des organismes chargés d'évaluer la conformité des dispositifs médicaux aux exigences essentielles, ainsi que l'agrément des organismes chargés d'effectuer le contrôle de qualité, auxquels sont soumis certains dispositifs médicaux.

Enfin, l'ANSM a la compétence pour prendre les mesures de police sanitaire appropriées, en cas de risque pour la santé publique.

1.10.4. Surveillance des DM et déclaration des effets indésirables

En France, la surveillance du marché des dispositifs médicaux est assurée par l'ANSM. La Direction générale de la concurrence, de la consommation, et de la répression des fraudes (DGCCRF) est également amenée à intervenir dans le domaine de l'inspection de la distribution au détail des dispositifs médicaux et des contrôles en laboratoire. Cette surveillance conjointe permet de vérifier que les opérateurs économiques respectent leurs obligations, depuis les conditions de fabrication imposées par la réglementation relative aux DM, jusqu'à leur utilisation.

1.10.5. Mesures de suspension ou d'interdiction de mise sur le marché d'un DM

Lorsqu'un DM ne respecte pas la législation ou la réglementation en vigueur ou lorsqu'il est identifié comme présentant un risque pour la santé, sa mise sur le marché peut être suspendue pour une période déterminée ou interdite définitivement par le biais d'une décision de police sanitaire (DPS) prise par l'ANSM. Pour en savoir plus, vous pouvez consulter la liste des Décisions de Police Sanitaire de l'ANSM.

1.10 .6 . La matériovigilance

La directive DM impose la communication des effets indésirables graves survenus suite à l'utilisation d'un dispositif médical. Le fabricant et les professionnels de santé doivent déclarer sans délai à l'ANSM tous les incidents ou risques d'incidents dont ils ont connaissance.

De même, les utilisateurs finaux de dispositifs médicaux (usagers, professionnels de santé, etc.) sont vivement encouragés à déclarer les incidents qu'ils rencontrent à la suite de l'utilisation d'un dispositif médical, y compris lorsque ces incidents résultent d'un mésusage, c'est-à-dire d'un usage non conforme à la destination ou aux prescriptions d'utilisation du DM.

Un incident grave se définit comme tout dysfonctionnement ou toute altération des caractéristiques et/ou des performances d'un dispositif ainsi que toute inadéquation de l'étiquetage ou de la notice d'instructions susceptible d'entraîner ou d'avoir entraîné la mort ou une dégradation grave de l'état de santé d'un patient ou d'un utilisateur.

1.11 .Le suivi des dispositifs médicaux

1.11.1 .Assurer la vigilance

L'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM) est chargée de garantir la sécurité sanitaire des produits tout au long de leur cycle de vie, depuis les essais initiaux jusqu'à la surveillance post mise sur le marché. Tout fabricant, mandataire ou distributeur qui met en service pour la première fois des dispositifs médicaux doit déposer une communication (classe I) ou une déclaration (classes II et III) à l'ANSM. La surveillance des produits s'exerce ensuite par l'évaluation des incidents signalés dans le cadre de la matériovigilance et de la réactovigilance (cf. glossaire), ou par toute action d'évaluation que l'ANSM mène de sa propre initiative.

En septembre 2012, l'ANSM dressait, à l'intention du Parlement, un bilan des règles applicables à la sécurité des dispositifs médicaux et des propositions d'amélioration.

Elle relevait un système de contrôle souffrant d'un manque global de transparence et d'un cloisonnement entre les acteurs du contrôle, les organismes notices et les autorités compétentes nationales. Cette situation génère des freins considérables à la bonne connaissance du marché puisque les informations sur les opérateurs et les produits sont dispersées et accessibles seulement sur demande.

L'ANSM est responsable de l'agrément d'une cinquantaine d'organismes chargés du contrôle de qualité externe. En 2012, elle recommandait que le secteur soit doté d'une réelle gouvernance partagée entre les autorités compétentes nationales et la Commission européenne, au plan réglementaire mais aussi technique et scientifique. Le projet de règlement européen prévoit d'ores-et-déjà de renforcer le contrôle exercé par les autorités nationales et des experts européens sur les organismes notices.

Le CESE considère que le renforcement et la coordination du contrôle des organismes notices prévu par les règlements européens en cours de discussion sont de nature à mieux assurer la transparence et la sécurité sanitaire nécessaires au bon fonctionnement du marché des dispositifs médicaux.

1.11.2. Garantir la traçabilité

La traçabilité des dispositifs mis sur le marché contribue à l'objectif global de sécurité sanitaire.

Le suivi des dispositifs médicaux et les études post-inscription permettent de suivre les patients et d'évaluer les éventuels effets indésirables. Le recueil des complications liées à la mise en place, à l'utilisation ou au vieillissement de la technologie est un élément incontournable des études post-inscription.

En application de l'article L.5212-3 du Code de la santé publique, c'est l'exploitant qui est tenu de s'assurer du maintien des performances et de la maintenance du dispositif médical. La réglementation européenne (directive 93/42 modifiée) soumet les fabricants à la responsabilité d'assurer la sécurité de leurs produits et de recueillir et d'évaluer tout élément susceptible de permettre une utilisation optimale des produits qu'ils commercialisent. Pour réaliser cette mission, les textes établissent un principe de traçabilité déférente selon les dispositifs.

Toutefois, il est constaté que la tenue de registres à cette fin est inégalement assurée.

Elle doit être renforcée pour prévenir un risque de sous-déclaration des accidents. Les risques de fraude sont également avérés et imposent de renforcer la capacité à les détecter et à les réduire tant au niveau européen que national.

Dans le cadre de sa contribution à la révision de la réglementation européenne, l'ANSM a recommandé la mise en œuvre d'un indentant unique au niveau européen pour tous les dispositifs médicaux, en commençant par les plus sensibles [11].

1.12 .L'utilisation de dispositifs médicaux

Par souci de clarté, les paragraphes suivants, consacrés aux obstacles à l'utilisation de dispositifs médicaux, supposent que le choix du dispositif médical approprié a été fait.

Le but est de vérifier si celui-ci est correctement utilisé et, dans le cas contraire, à en déterminer la raison. Pour qu'un dispositif soit utilisé, il va de soi qu'il doit être utilisable.

Or, comme l'ont démontré des recherches spécialisées et des réflexions au cours des deux dernières décennies, si un dispositif médical n'est pas utilisable dans un contexte donné, c'est en premier lieu parce qu'il n'a pas été conçu pour celui-ci (150). Dans cette perspective, les décideurs doivent donc choisir un dispositif médical selon toute vraisemblance adapté au contexte dans lequel il sera utilisé. Cependant, la responsabilité incombe aussi – et peut-être surtout – aux fabricants de concevoir des dispositifs adaptés à un contexte donné [12].

1.12.1. Obstacles à l'utilisation des DM

Bien que traités dans différentes sections ci-après, les obstacles à l'utilisation de DM sont en grande partie connexes et ont pour origine un ensemble de facteurs. L'importance relative de chaque facteur varie selon le contexte –géographique, social, culturel, économique, démographique, médical, de remboursement – dans lequel un DM est utilisé.

1.12.2 .Surmonter les obstacles à l'utilisation des DM

Dans de nombreux pays à faibles ressources, la sous-utilisation ou la mauvaise utilisation de dispositifs est souvent liée à un manque de fonds publics et, partant, d'infrastructures de base. Ces problèmes ne seront pas résolus en un jour. Une solution possible pour atténuer les obstacles à l'utilisation des DM serait d'encourager les pays à élaborer des politiques nationales de santé incluant les dispositifs médicaux et d'intégrer ces politiques –comme la plupart des gouvernements l'ont fait pour les produits pharmaceutiques – dans leurs systèmes nationaux de santé. Ces politiques devraient, selon l'OMS, avoir pour but de favoriser un accès équitable à une technologie sûre, efficace et de qualité, utilisée de manière rationnelle [12].

1.13 .La maintenance des DM

La maintenance de l'équipement médical peut être divisée en deux grandes catégories : inspection et maintenance préventive (IPM) et maintenance corrective (CM) L'inspection et maintenance préventive comprend l'ensemble des activités programmées visant à garantir le bon fonctionnement du matériel et à éviter les pannes ou les défaillances. Les inspections de performance et les inspections de sécurité sont des procédures simples qui visent à vérifier qu'un dispositif fonctionne correctement et peut être utilisé sans risque. La maintenance préventive (PM) désigne les activités programmées dont l'objectif est de prolonger la durée de vie d'un dispositif et d'éviter les défaillances (au moyen d'un étalonnage, d'un remplacement de pièce(s), d'une lubrification, d'un nettoyage, etc.). L'inspection peut être effectuée seule ou combinée à des opérations de maintenance préventive pour garantir le bon fonctionnement du matériel ; ce point a son importance, la maintenance préventive pouvant être assez invasive, car elle suppose de démonter, nettoyer ou remplacer certains composants. Quelle que soit sa taille, tout établissement de soins de santé doit mettre en œuvre un programme de maintenance du matériel médical. La complexité de ce programme

dépend de la taille et du type d'établissement, de son emplacement et des ressources nécessaires. Cependant, les principes qui sous-tendent un programme de maintenance adéquat sont les mêmes, que l'établissement soit situé en zone urbaine dans un pays à revenus élevés ou en milieu rural dans un pays à faibles revenus ou à revenus intermédiaires [13].

1.14 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons fourni une définition générale des dispositifs médicaux, leur histoire et leurs différents types, et nous avons également rappelé comment ces dispositifs sont classés et présenté leurs utilisations et la maintenance de ces dispositifs médicaux .

CHAPITER II :
Appareillage d'IRM

L'imagerie par résonance magnétique est un outil de diagnostics qui permettant d'obtenir des vues deux ou trois dimensions du l'intérieur du corps. La résonance magnétique est une réponse d'un noyau à une perturbation de son alignement lorsqu'il est placé dans un champ magnétique externe fort. L'IRM repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN). Ce phénomène a été découvert par deux chercheurs en 1946 Félix Bloch, Edward Mills, la RNM est une technique nucléaire, comme son nom l'indique, qui utilise les propriétés de certains atomes, paramagnétique. C'est une technique également magnétique, car les protons sont soumis à un champ magnétique intense. Cette technique est non invasive et n'implique pas l'utilisation de rayons ionisants, contrairement au scanner et à la radiologie.

Le phénomène de la résonance magnétique a été utilisé en 1978, Cette imagerie est considérée comme le plus grand événement depuis la découverte des rayons X en 1895. En 1980, apparaissent des machines IRM dévolues à l'exploration du corps entier. Et dès les années 1990, c'est par milliers que ces machines sont installées dans des hôpitaux du monde entier. manière non-invasive, sans irradiation, et avec une très haute résolution spatiale. De nombreuses modalités d'imageries sont possibles avec un seul appareil d'imagerie notamment les images anatomiques détaillées (IRM structural), images d'activité fonctionnelle (IRM fonctionnelle), images de diffusion des molécules d'eau (IRM de diffusion), mesure du flux sanguin (IRM de perfusion), imagerie des différents métabolites (Spectroscopie IRM), imagerie des vaisseaux sanguins (Angiographie IRM), etc. Lors d'un examen IRM, plusieurs modalités peuvent être utilisées, permettant ainsi l'étude de manière multimodale des différentes maladies.



FIGURE 2.1 : ACQUISITION PAR IRM

En résumé L'objectif de cette première partie est de présenter c'est quoi la technologie IRM et les bases de l'imagerie par résonance magnétique .

2.1 Appareillage IRM

2.1.1. Eléments technique d'IRM

Les composants représentant l'imageur à résonance magnétique sont :

1. l'aimant.
2. Les bobines de gradient.
3. les bobines radiofréquence (RF).

2.1.1.1. Aimant

Il est généralement supraconducteur car c'est ce type d'aimant qui possède les meilleurs caractéristiques puisqu'il permet d'obtenir un champ magnétique très élevé . En effet, il doit être très puissant et extrêmement homogène. Néanmoins il y a un système de sécurité car, si l'aimant perd sa supraconductivité et s'échauffe (effet de Quench), l'hélium liquide risque de se transformer en gaz, ce qui entraîne un important changement de volume. C'est pourquoi , il existe des systèmes d'évacuation rapide car ces fuites peuvent entraîner des brûlures (par le froid). En IRM, on parle de blindages pour certains dispositifs destinés au confinement des champs magnétiques produits par la machine et à l'isolement de celui-ci des champs magnétiques extérieurs qui viendraient perturber l'acquisition . [14].



FIGURE 2.2 : AIMENT SUPRACONDUCTEUR

2.1.1.2. Bobines de gradient

Les bobines de gradient produisent des gradients de champ magnétique B_0 . On suppose un système de coordonnées standard, le gradient de champ magnétique B_0 peut être appliqué le long de l'axe Z. Si l'aimant est supraconducteur, les bobines de gradient sont construites sur un cylindre coaxial à l'aimant, la bobine G_z est une bobine de type Helmholtz dont les deux bobinages sont parcourus par des courants de direction opposée

Figure I.3 . [14].

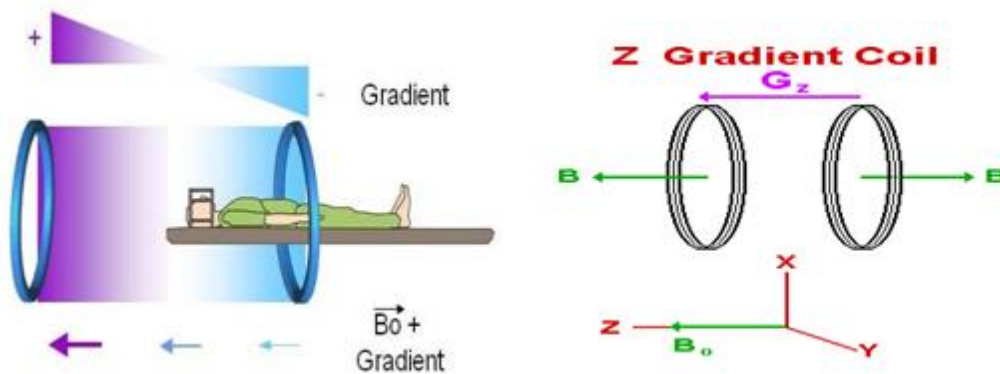


FIGURE 2.3 : BOBINES DE GRADIENT SELON Z

Les gradients de champ B_0 dans les directions X et Y, (G_x et G_y) sont construites avec des paires de bobines en huit. La bobine crée un gradient de champ B_0 dans la direction X selon la circulation des courants dans les bobines .

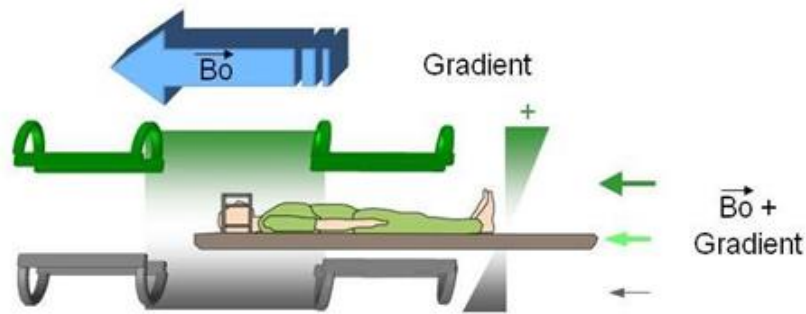


FIGURE 2.4 : BOBINES DE GRADIENT SELON X

La bobine crée un gradient de champ B_0 dans la direction Y selon la circulation des courants dans les bobines .

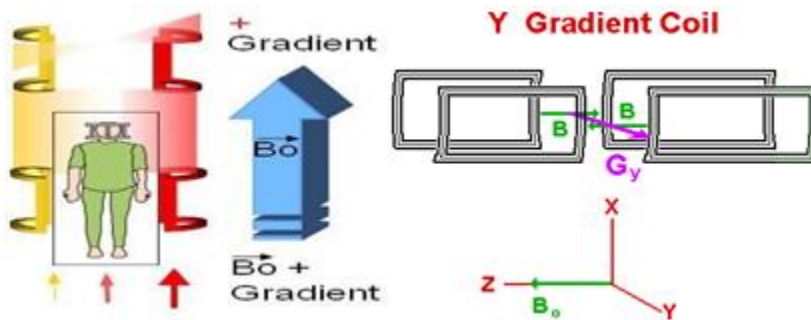


FIGURE 2.5 : BOBINES DE GRADIENT SELON Y

2.1.1.3. Bobines radiofréquence

Ce sont des bobinages de cuivre de formes variables qui entourent ou la partie du corps à détecter, Les Bobines radiofréquences RF créent un champ magnétique radiofréquence B_1 . Elles sont accordées pour correspondre à la fréquence de résonance de précession des protons qui se trouvent dans le champ magnétique .Les Bobines radiofréquences RF se trouvent sous forme de trois catégories :

- bobines de transmission réception
- bobines seulement de transmission
- bobines seulement de réception

Les bobines de transmission réception servent à émettre le champ **B1** et à recevoir le signal. Une bobine seulement d'émission est utilisé pour produire le champ **B1** et une bobine seulement de réception est utilisé pour détecter le signal venant de la relaxation des spins dans l'objet imagé.

Différentes types de bobines sont utilisées en imagerie par résonance magnétique :

- Les bobines en volume, elles entourent l'objet imagé.
- Les bobines de surface, elles sont placées d'une façon adjacente sur l'objet imagé.

Certaines bobines peuvent fonctionner à la fois, comme émetteur du champ **B1** et réception du signal RF.

2.2. Principe générale

L'IRM est une technique d'investigation très performante parfaitement indolore.

L'imagerie par résonance magnétique n'utilise pas de rayons X, son principe consiste à réaliser des images du corps humain grâce aux nombreux atomes d'hydrogène qu'il contient. Placés dans un puissant champ magnétique.

Ce dernier est créé par un aimant géant en forme de tunnel au sein duquel le patient est placé, tous les atomes d'hydrogène s'orientent dans la même direction : ils sont alors excités par des ondes radio durant une très courte période (ils sont mis en résonance). A l'arrêt de cette stimulation, les atomes restituent l'énergie accumulée en produisant un signal qui enregistré et traité sous forme d'image par un système informatique .

2.3. Principe physique

Le noyau des atomes peut-être séparé en deux composants, les neutrons d'un côté, qui sont neutres, et les protons qui ont une charge positive et possèdent un « spin », c'est-à-dire qu'ils ont un mouvement de rotation sur eux même, leurs conférant un moment angulaire P. Le principe de l'IRM est basée sur ce mouvement de rotation. Les noyaux présentant un nombre de masse impair la propriété de s'aligner selon un champ magnétique, rendant ainsi possible l'expérience de RMN. Parmi ces atomes, le noyau d'hydrogène (1H , constitué d'un seul proton) est très présent dans les systèmes biologiques et notamment dans l'eau et les lipides. En effet bien qu'ils ne représentent que 10% de la masse corporelle, les atomes d'hydrogènes participent à 86% de la

composition chimique de l'organisme répartie majoritairement dans les molécules d'eau et de graisse. L'hydrogène est donc un atome de choix pour l'étude des tissus biologiques comme par exemple le cerveau humain.

Les protons de l'eau étant naturellement chargé positivement, leur rotation va induire un champ magnétique. Cependant en l'absence de champ magnétique externe, la répartition de ces champs magnétiques est répartie aléatoirement et ils ont donc tendance à s'annuler. Cependant en présence d'un champ magnétique externe intense (\mathbf{B}_0), les spins vont s'aligner parallèlement à ce champ. Concernant leur orientation on observe deux situations :

- une première moitié va s'orienter dans le sens inverse de \mathbf{B}_0 = orientation anti-parallèle
- une autre moitié, légèrement supérieure en nombre, va s'orienter dans le sens de \mathbf{B}_0 = orientation parallèle.

En effet, selon les lois de la thermodynamique, le nombre de spins ayant une orientation parallèle au champ \mathbf{B}_0 est sensiblement supérieur au nombre de spins anti-parallèle au champ externe (état de haute énergie, appelé spin-down).

Sous l'action d'un champ externe, les spins vont donc être orientés selon \mathbf{B}_0 mais chaque spin va avoir un mouvement de rotation autour de \mathbf{B}_0 en décrivant un cône, ce mouvement est appelé « mouvement de précession de spin ». La fréquence de cette rotation est appelé « fréquence de Larmor » (ω_0) et est liée au champ magnétique à travers le rapport gyromagnétique « γ » selon l'équation suivante :

$$\omega_0 = \gamma \|\mathbf{B}_0\|$$

Ce rapport gyromagnétique « γ » est fonction du noyau considéré. En effet, l'hydrogène a par exemple un rapport gyromagnétique de $\gamma = 42,57 \text{ MHz/T}$. Dans un champ magnétique de 3 Tesla la fréquence de rotation de l'hydrogène serait donc de $127,71 \text{ MHz}$.

Essayer de comprendre l'IRM à une échelle microscopique est relativement compliqué. Il est plus pratique de remplacer l'ensemble des spins individuels par un seul vecteur d'aimantation (\vec{M}) qui va représenter l'ensemble des spins des particules comprises dans un voxel (approximativement $2,1015 \text{ protons/mm}^3$). Bien que tous les vecteurs des champs magnétiques qui composent le vecteur d'aimantation soient

animés d'un mouvement de précession, ce dernier demeure immobile dans l'axe du champ \mathbf{B}_0 . Cette orientation s'explique par le fait que tous les vecteurs précèdent de manière déphasée, annulant ainsi leur composante transversale. Le vecteur d'aimantation est ainsi orienté sur l'axe de \mathbf{B}_0 (axe des z) ; et ne possède pas, à ce stade de composante transversale $\overrightarrow{M_{xy}}$. Nous verrons par la suite que \vec{M} va aussi précéder autour de \mathbf{B}_0 , il sera ainsi caractérisé par deux composantes vectorielles : une composante longitudinale $\overrightarrow{M_z}$ et une transversale notée $\overrightarrow{M_{xy}}$. On parlera respectivement d'aimantation longitudinale $\overrightarrow{M_z}$, et transversale $\overrightarrow{M_{xy}}$. [15.3].

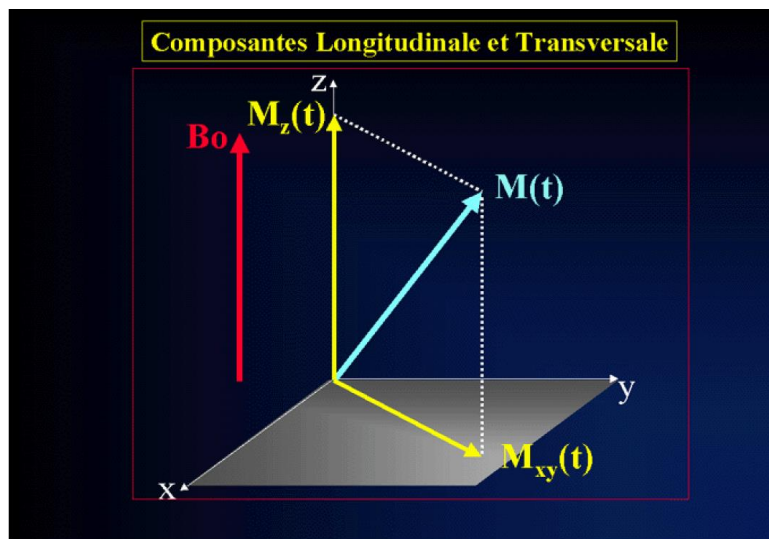


Figure 2.6 : Alignement des spins sous l'effet d'un champ \mathbf{B}_0 appliqué selon z.

2.4. Phase d'excitation

L'aimantation de \mathbf{B}_0 fait dévier l'axe de \mathbf{B}_0 afin de lui apporter une composante transversale $\overrightarrow{M_{xy}}$. C'est en effet uniquement à travers cette composante transversale que l'étude de M est possible, son aimantation n'étant plus « noyée » dans celle de \mathbf{B}_0 . Cette bascule va se faire lors d'un apport d'énergie externe appelée « phase d'excitation ». La méthode de transmettre cette énergie est d'exploiter le phénomène de résonance qui correspond à un transfert d'énergie entre deux systèmes ayant la même fréquence. L'onde électromagnétique envoyée au système est appelée champ magnétique tournant (\mathbf{B}_1), ou onde radiofréquence (RF). On va ainsi compenser la différence en nombre d'atomes entre les deux états d'énergie [14].

La phase d'excitation, et la bascule, se traduisent par une diminution de l'aimantation longitudinale (qui peut aller jusqu'à s'inverser), et l'apparition d'une aimantation

transversale (sauf pour une bascule à 180°) sous l'effet de l'onde RF, Une impulsion dite de « 90° » va annuler l'aimantation longitudinale et maximiser s'aimantation transversale. Tous les spins sont alors en phase. Une impulsion de 180°, appelé « impulsion d'inversion » va totalement inverser la composante longitudinale.

A l'arrêt de l'impulsion, les spins vont commencer à déphaser, et l'aimantation nette \vec{M} va retourner à son état d'équilibre en précisant autour de $\vec{B0}$. le retour à l'état d'équilibre le système va restituer l'énergie absorbée , Ce retour est caractérisé par l'apparition simultanée de deux phénomènes :

- La relaxation longitudinale
- La relaxation transversale

2.5. Phase de relaxation

Lorsque l'impulsion d'excitation cesse, les particules retournent à leur état énergétique d'origine, c'est-à-dire alignées avec le champ externe B_0 . Elle s'accompagne d'une émission d'énergie sous la forme d'ondes RF qui constituent le signal enregistré en RMN. le retour à l'état initial est appelé relaxation et on peut observer deux processus de relaxation :

- Les images pondérées en T_1 vont suivre la croissance de la relaxation longitudinale
- Les images pondérées T_2 vont suivre la décroissance de la relaxation transversale

2.5.1. Relaxation longitudinale ou spin-réseau

La relaxation spin-réseau est basée sur l'échange d'énergie sous forme thermique entre les protons et les molécules voisines. D'après la figure (2.7), on observe que la composante de parallèle au champ magnétique principal B_0 retourne à sa valeur initiale, en fonction du temps t , selon une croissance exponentielle en $1-\exp(-t/T_1)$, expression où T_1 , appelé temps de relaxation longitudinale, représente le délai nécessaire à la récupération de 0,63 de la valeur initiale [17].

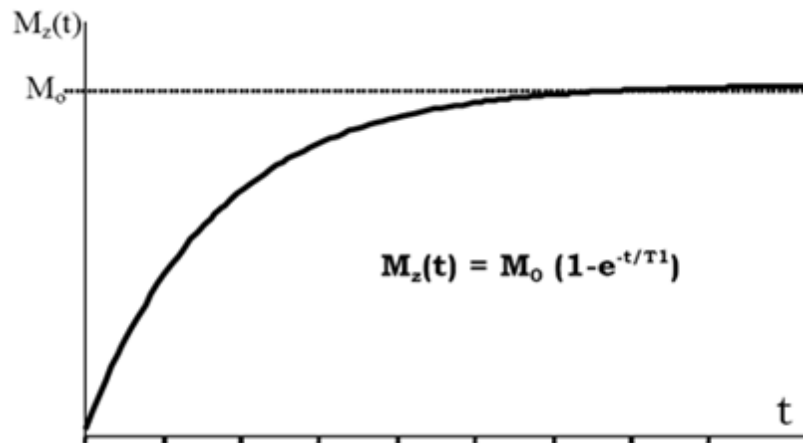


Figure2.7 :Relaxation longitudinale.

2.5.2. Relaxation transversale ou spin-spin

Ce phénomène résulte d'interactions magnétiques entre les spins qui induisent un déphasage entre les spins et par suite une décroissance exponentielle de l'aimantation transversale M_{XY} à l'origine du signal de RMN.

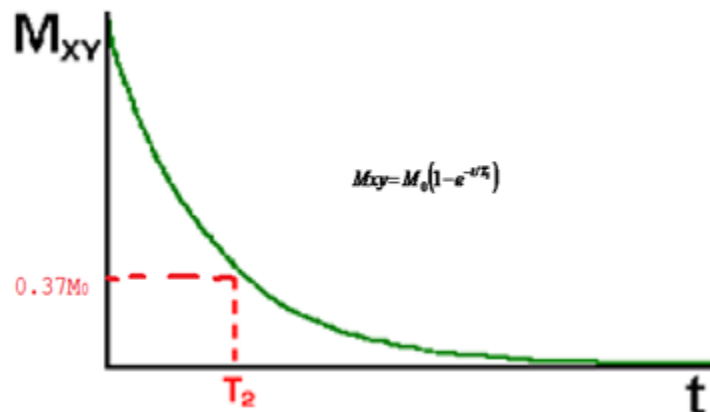


Figure2.8 :Relaxation transversale.

Les phénomènes de relaxation dépendent de nombreux facteurs en particulier de la viscosité du milieu qui contient les spins (état physico-chimique de l'eau tissulaire) et de la présence dans le milieu d'éléments paramagnétique (utilisation des sels gadolinium comme agent de contraste en IRM). Concernant la relaxation transversale, le déphasage entre spins résulte d'une part des interactions entre les spins, aux quelles correspondent le temps de relaxation T_2 , mais également de l'hétérogénéité du champ magnétique B_0 .

L'ensemble de ces phénomènes est représenté par le temps de relaxation transversale résultant T_2^* tel que :

$$1/T_2^* = 1/T_2 + \gamma \Delta B_0$$

En champ magnétique homogène $T_2^* = T_2$

Ainsi l'hétérogénéité du champ magnétique principal est une imperfection de l'imageur qui contribue à diminuer l'intensité du signal de résonance. On peut aussi s'en affranchir en utilisant pour le recueil du signal des séquences d'imagerie particulières, de type "écho de spins" vue par la suite dans le même chapitre.

2.6. Signal de RMN

Quand en plaçant un objet dans un champ magnétique externe B_0 , puis en le stimulant avec un autre champ magnétique oscillant B_1 , on peut induire un magnétisme détectable sous la forme d'un moment magnétique tournant : C'est le phénomène de RMN.

Après l'arrêt de l'impulsion radiofréquence, l'aimantation cesse de précéder autour de et retourne progressivement à sa position d'équilibre selon . La composante longitudinale retourne à la valeur d'équilibre avec la constante de temps (temps de relaxation longitudinale) et la composante transversale perpendiculaire, s'annule avec la constante de temps (temps de relaxation transversale). Une bobine radiofréquence d'axe perpendiculaire à B_0 (figure 1.11) détecte une variation de flux due à la précession de l'aimantation transversale M_{XY} et on obtient aux bornes de la bobine un signal électrique sinusoïdal exponentiellement amorti avec la constante de temps T_2 : c'est le signal de RMN ou signal de précession libre, ou signal de FID (Free Induction Decay). La transformée de Fourier (T.F) du signal de FID représente dans le domaine fréquentiel la raie de résonance qui est centrée sur la fréquence de Larmor

$$f_0 = \gamma B_0 / 2\pi$$

et dont la largeur à mi-hauteur est égale à $1/\pi \cdot [20]$.

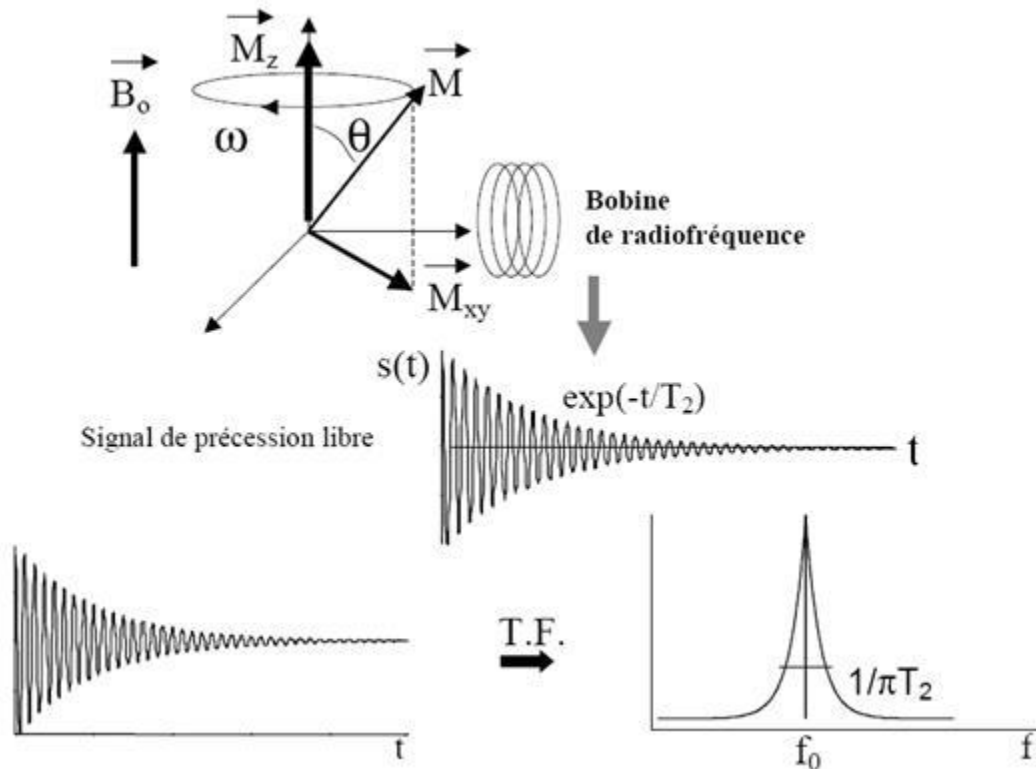


Figure 2.9 : Signal de résonance et sa transformée de Fourier.

2.7. Séquences utilisées en IRM

Une séquence d'impulsions est l'ensemble des paramètres définissant les impulsions et de gradients de champ magnétique. Une séquence se caractérise par deux principaux paramètres, celle des échos de spin (ou spin écho) et celle des échos de gradients (ou gradient écho).

2.7.1. Séquence écho de spin

L'écho de spin a été la première séquence employée. Par suite, l'ensemble des développements y fait référence notamment pour le contraste. La séquence écho de spin est constituée par un enchaînement : impulsion de 90° ; impulsion de 180° de rephasage à (temps d'écho)/2 ($TE/2$) ; lecture du signal à TE . Cet enchaînement est répété à chaque intervalle de temps TR (Temps de Répétition). à chaque répétition, une ligne de l'espace K est remplie, grâce à un codage de phase différent. L'impulsion de rephasage de 180° permet de compenser les hétérogénéités de champ constantes et d'obtenir un écho pondéré en T_2 et non en T_2^* . [43].

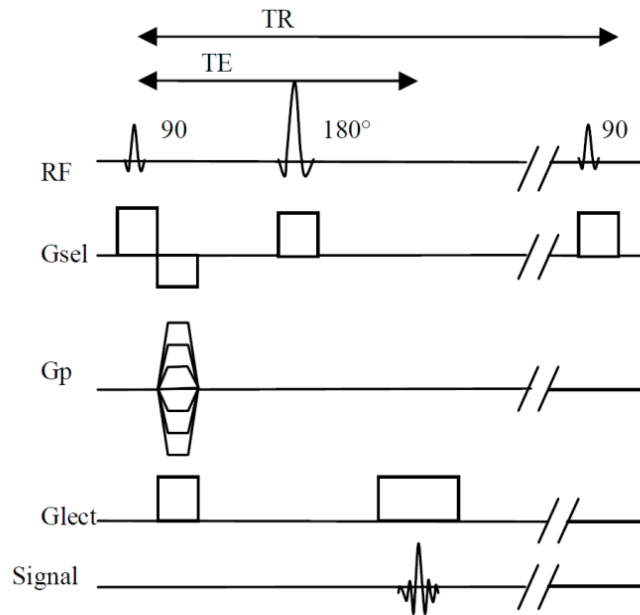


Figure 2.10 : la séquence écho de spin.

2.7.1.1. Temps de répétition TR

Le **TR** est l'intervalle de temps entre deux ondes RF de 90° successives. Il conditionne la relaxation longitudinale des tissus explorés (qui dépend du **T1**). Plus le **TR** est long et plus la repousse de l'aimantation longitudinale est complète (M_z tend vers M_0). La diminution du **TR** va pondérer l'image en **T1** puisque des différences entre les tissus vont être mises en évidence. En Echo de spin classique, après un temps **TR**, les aimantations longitudinales auront eu le temps de totalement remonter entre chaque impulsion de 90° et ces impulsions rebasculeront effectivement dans le plan transversal autour d'une valeur proche de la valeur de l'aimantation de repos.

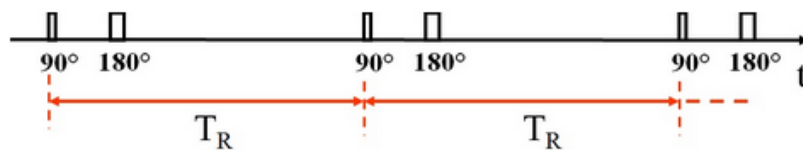


Figure 2.11 : Temps de répétition TR

2.7.1.2. Temps d'écho TE

Le **TE** est l'intervalle de temps entre la bascule de 90° et le recueil de l'écho, le signal provenant de l'aimantation transversale. La décroissance de l'aimantation transversale se fait suivant la constante de temps **T2** de chaque tissu. La séquence de

écho de spin **T2** est une séquence écho de spin pour laquelle les paramètres **TR** et **TE** sont optimisés afin de refléter la relaxation **T2**. Lorsque le **TR** est long (supérieur à 2000 millisecondes), la récupération de l'aimantation longitudinale sera complète et lors de la bascule suivante, l'influence du **T1** sur la magnitude du signal sera minimisé. Associé à un **TE** long (80 à 140 millisecondes), les différents tissus seront mieux mis en évidence selon leur **T2**. [24].

2.7.2. Séquence écho de gradient

Contrairement à la séquence d'écho de spin, la séquence d'écho de gradient ne dispose pas d'impulsion de 180° , et la première impulsion radiofréquence est en général inférieure à 90° . Cet angle de bascule inférieur à 90° va permettre de diminuer la portion d'aimantation basculée permettant ainsi un retour à l'équilibre plus rapide, et donc un temps de répétition plus court. De fait le principal intérêt de la séquence d'écho de gradient est qu'elle permet l'acquisition d'image plus rapidement que la séquence d'écho de spins. L'absence de pulse de 180° de rephasage des spins rend la séquence sensible aux inhomogénéités du champ, on obtient ainsi des images pondérées en **T2***. On obtient l'écho de gradient en appliquant un gradient de lecture bipolaire dans la direction du codage en fréquence. Le premier lobe va accélérer le déphasage de l'aimantation transversale et le second, inversé cette fois, va rephaser partiellement les spins, et permettre une remontée sur courbe de **T2***. [22].

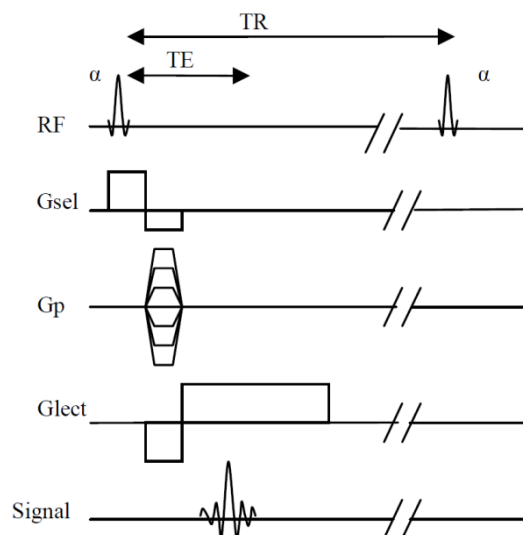


Figure 2.12 : la séquence écho de gradient.

2.8. Encodage spatial du signal

Les principes fondamentaux d'encodage spatial en résonance magnétique nucléaire (RMN) sont explorés. Le signal reçu par l'antenne de réception est un signal délocalisé qui ne contient pas d'information spatiale et provient de toute la partie de l'échantillon excitée et située dans la zone de sensibilité de l'antenne de réception. Les expériences sont réalisées à l'aide d'un dispositif MRT didactisé permettant l'étude de petits échantillons. Le pilotage se fait au moyen du logiciel fourni, Pour former une image à partir d'un signal de RMN, des gradients de champ magnétiques sont appliqués pour modifier la phase et la fréquence du signal en fonction des coordonnées spatiales. On parle alors d'encodage spatial du signal. [23].

En effet, pour localiser le signal en IRM, il faut d'abord, à l'intérieur d'un volume donné, sélectionner un plan de coupe pour lequel on applique un premier gradient de champ appelé gradient de sélection de coupe G_s .

Les investigations comprennent la mise en place d'un encodage spatial 1D grâce à l'ajout d'un gradient directionnel sur le champ magnétique de base et aux pondérations T_1 et T_2 de l'image (profils spatio-temporels). T_1 et T_2 sont spécifiques à l'échantillon et donnent ainsi une information importante sur la composition de l'objet investigué. [42].

Son principe est :

- 1- Encodage spatial unidimensionnel avec gradient directionnel sur le champ magnétique.
- 2- Visualisation d'images en pondération T_1 (anatomique).
- 3- Visualisation d'images en pondération T_2 (tissulaire).

2.8.1. Sélection de coupe

La sélection d'un plan de coupe à l'intérieur d'un volume d'intérêt. A cet effet, on a besoin d'un gradient linéaire de champ magnétique appelé gradient de sélection de coupe, L'intensité du champ magnétique varie de façon régulière suivant l'axe d'application du gradient. Chaque gradient est caractérisé par son intensité (variation de champ plus ou moins grande pour la même unité de distance), sa puissance, sa

direction et le moment et la durée de son application. Le gradient de sélection de coupe permet de modifier la fréquence de précession des protons afin qu'une onde de RF ayant la même fréquence puisse les faire basculer (résonance). Par convention, la direction de sélection de coupe est la direction (Oz). Pour une position Z, la fréquence de Larmor est donnée par l'équation :

$$f(z) = f_0 + (\gamma / 2 \pi) z \cdot G_z$$

Le gradient de sélection de coupe est appliqué simultanément à l'impulsion des ondes de RF. Par l'intermédiaire du gradient de sélection de coupe comme il est montré sur la Figure suivante :

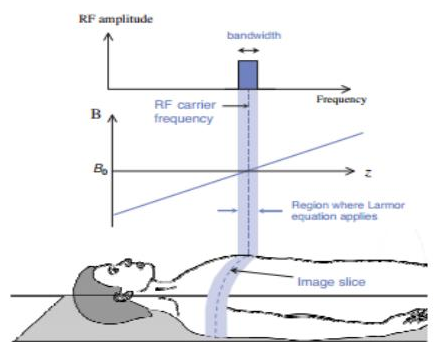


Figure 2.13 : Sélection de coupe par un gradient de champ magnétique en Z pendant l'impulsion radiofréquence d'excitation

2.8.2. Encodage de phase

Le gradient de codage de phase est appliqué après le gradient de sélection de coupe, Chaque pas de codage de phase agit en quelque sorte comme un tamis qui fait ressortir les signaux horizontaux qui sont espacés régulièrement égale ce filtre est sensible à la distribution spatiale verticale des signaux dans le plan de coupe. Plus le décalage de phase est important, plus ce filtre est mince et resserré. En l'absence de codage de phase, le signal provient de toute la coupe.

On suppose qu'il est appliqué Le gradient de codage de phase sur l'axe Y, les spins le long de l'axe Y commencent à tourner à différentes fréquences de Larmor ; ils se trouvent à différentes positions Lorsque le gradient de codage de phase est désactivé, les vecteurs d'aimantation nette tournent avec le même rythme, mais avec des phases différentes.

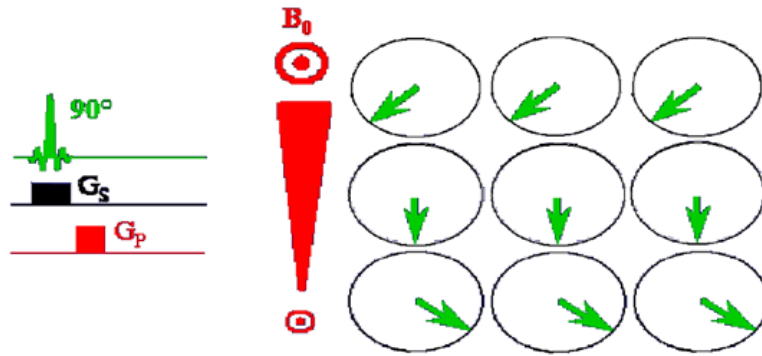


Figure2.14 : Sélection du gradient de codage de phase.

2.8.3. Encodage de fréquence

Lorsque l'impulsion du gradient de codage de phase est désactivée, l'impulsion du gradient de codage de fréquence est activée selon l'axe X,. Lors de l'application du gradient de codage en fréquence, le signal est numérisé à intervalles réguliers dans le temps. Chaque échantillon de signal correspond à une accumulation donnée de l'action du gradient sur l'ensemble du signal de la coupe : plus on avance dans le temps, plus le gradient aura agi longtemps sur les spins, et plus leur phase aura été modifiée. On retrouve ici l'effet filtre sensible à la distribution spatiale dans la direction horizontale.

Le gradient de codage de fréquence permet la précession des paquets de spins, cette précession dépend de la position des spins le long de l'axe X. Donc, chaque vecteur d'aimantation parmi les neufs vecteurs est caractérisé par son propre angle de phase et sa fréquence de précession.

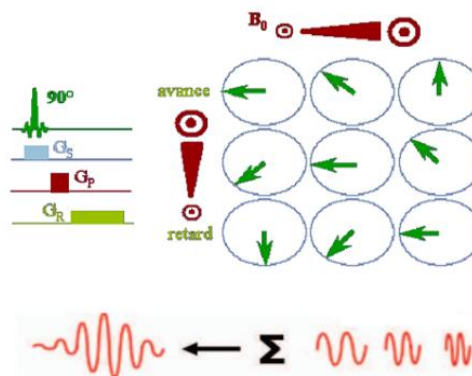


Figure2.15 : Sélection du gradient de codage de fréquence.

En IRM, Tous les signaux d'une même coupe sont enregistrés dans l'espace K donc L'information obtenue est donc un signal caractérisé par sa fréquence où phase et non pas par ses coordonnées spatiales.

2.9. Echantillonnage de l'espace k

En IRM , les signaux ne sont pas mesurés de manière continue mais à des intervalles de temps discret sont enregistré lors dans l'espace K. Cet échantillonnage discret conduit à une distribution ambiguë des fréquences au-delà d'un certain seuil la fréquence de seuil, appelée la fréquence de Nyquist, détermine la largeur de bande dans laquelle le signal se produira. L'espace-k est défini par deux directions K_x et k_y . L'espace K correspond en fait exactement à un plan de Fourier. Il suffit donc d'appliquer une transformée de Fourier 2D inverse sur l'espace K pour obtenir une image de la coupe du corps humain. [23].

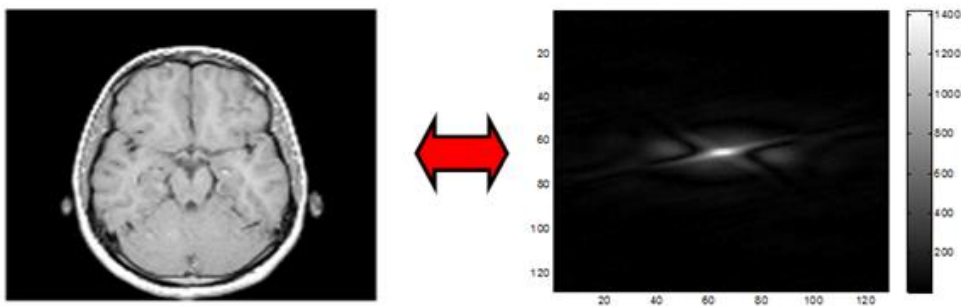


Figure2.16 : l'espace de l'image et son espace k complet.

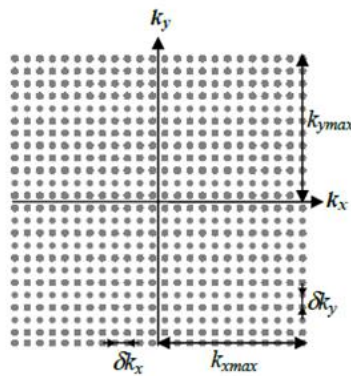


Figure2.17 : l'espace k.

* δK_x et δk_y représentent respectivement la résolution de la fréquence spatiale selon k_x et K_y .

* K_{xmax} et K_{ymax} sont respectivement les valeurs maximales atteintes dans l'espacek

selon k_x et K_y .

Il existe différentes trajectoires possibles pour parcourir l'espace- k . Chacune des N_y lignes horizontales de l'espace- k est balayée en appliquant dans la direction X (direction de lecture) un gradient de champ magnétique pendant la lecture du signal. Avant chacune de ces N_y acquisitions, des impulsions de gradient de champ magnétique sont appliqués dans la direction de lecture (X) et dans la direction de phase (Y) afin de positionner la ligne échantillonnée dans la direction K_y .

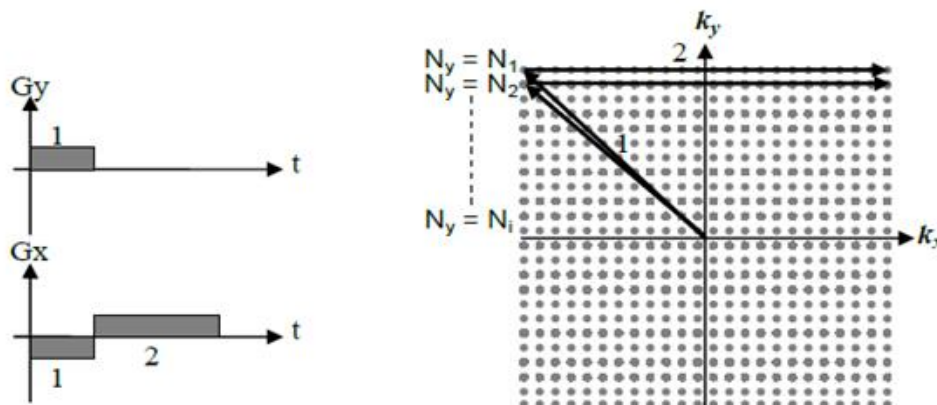


Figure 2.18 : Échantillonnage 2DFT dans l'espace k .

(1) Le déplacement entre lignes est effectué en utilisant les gradients de codage de phase. (2) Chacune des lignes de l'espace- k nécessite une excitation. Après chacune de ces excitations, une ligne horizontale de l'espace- k est balayée grâce à un gradient de lecture. Cet échantillonnage sur une grille cartésienne possède une caractéristique intéressante par rapport à la simplicité de l'algorithme de reconstruction d'image. Cependant la nécessité d'effectuer acquisitions rend cette technique relativement lente.

Le sous-échantillonnage consiste à faire l'acquisition d'une ligne sur R lignes (R est appelé facteur de réduction) de l'espace de Fourier (où facteur d'accélération) ce qui permet de diminuer le temps d'acquisition. En effet, le fait de diminuer le nombre de lignes acquises permet de réduire le nombre de commutation des gradients de champ magnétique lors du codage par la phase, ce qui réduit le temps nécessaire pour parcourir tout l'objet.

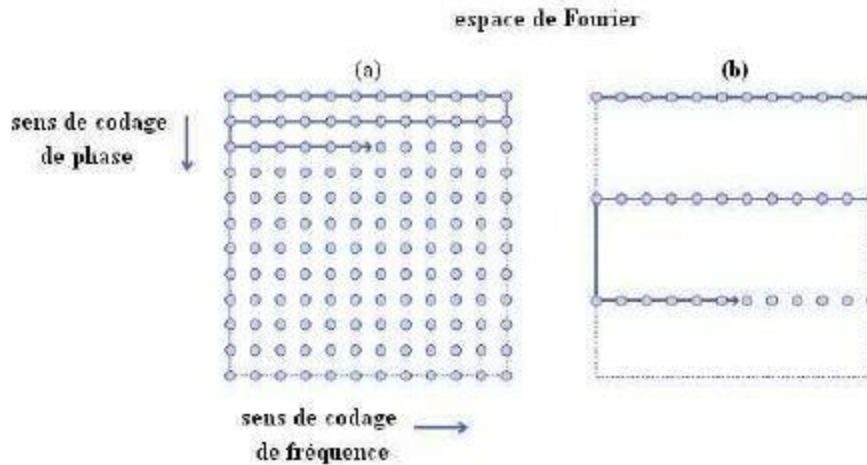


Figure 2.19 : Sous-échantillonnage de l'espace de Fourier.

Pour obtenir une image dépend de la position des spins, nous appliquons la transformée de Fourier au signal FID. Ce signal est enregistré après les différentes étapes du codage spatial. Ce signal doit être numérisé puis être traité de façon numérique pour former l'image. La transformée de Fourier à une dimension permet de représenter des données sous forme fréquentielle. Pour décrire de façon suffisante le signal original, il faut disposer de son intensité, de sa fréquence mais aussi de sa phase, qui correspond au décalage du signal par rapport à l'origine. La transformée de Fourier est l'opération mathématique qui permet de décomposer un signal en ses composantes fréquentielles. Le spectre obtenu par la transformée de Fourier d'un signal représente l'intensité des différentes composantes fréquentielles d'un signal. Le cumul de ces différentes sinusoïdes d'intensité permet de reconstruire l'image (Transformée de Fourier inverse)

2.10. Conclusion

Dans ce chapitre nous allons présenter, l'appareillage et le principe et les bases de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et également décrit l'aspect technique de l'appareil, le principe de fonctionnement et aussi expliqué le passage d'un RMN vers l'IRM c.-à-d. on a distingué entre ces deux concepts.

CHAPITER III :
Implantation, Installation et
réception d'une IRM et
équipements associés

Présentation le lieu du stage

Bref historique hôpital E.P.H Ghardaïa

L'hôpital Dr. TIRICHINE IBRAHIM est un établissement de santé qui fournit les services nécessaires aux citoyens malades en leur apportant le confort, les soins et la tranquillité nécessaires. C'est un bâtiment préfabriqué par la fondation (BOYGUES) le 18 mars 1982 et en 1993 il a été nommé Dr. TIRICHINE IBRAHIM puis transformé en établissement public hôpital avec 124 lits et 380 travailleurs.

L'hôpital est situé la commune de Bounnoura, province de Ghardaïa, bordé au nord-ouest par la commune de Berrian à l'est par la commune de Metlili et au sud-ouest par la commune de Ghardaïa.

-Activité d'entreprise

Dans son domaine d'activité, elle prend en charge les besoins de santé de population de manière organisée et cohérente, et exécute les taches suivantes :

- Assure la distribution des premiers secours et de ses logiciels
- Contribue à la réhabilitation des utilisateurs de service et à l'amélioration de leur niveau.

Il comprend les services hospitaliers suivants :

- Service d'urgence
- Service de médecine interne
- Service de chirurgie générale
- Laboratoire et injection de sang
- Service d'analyse et de radiologie
- Service kinésithérapie
- Service pédiatrie et la nouvelle service covid

En plus les Services de gestion administratifs

3. Implantation, Installation et réception d'une IRM et équipements associés

3.1. Contraintes architecturales et matérielles pour l'implantation d'une IRM

3.1.1. Introduction

Dans le cadre de qualité de service améliorée, de sa réduction du stress et de sa sécurité accrue pour le patient, le système IRM 1.5 Teslas , offre une excellente qualité d'image et un confort pour le patient, tout en maintenant un coût total de possession bas. Faites un bon pas en avant et créez votre avenir en imagerie.

L'IRM SIGNA CREATOR est Conçu avec la perfection des familles SIGNA, un pionnier des systèmes d'IRM, SIGNA Creator emballe le punch de diagnostic de la technologie d'IRM révolutionnaire. Il couvre une gamme impressionnante d'applications, est conçu pour une utilisation facile et offre une excellente qualité d'image et un confort pour le patient tout en améliorant le flux de travail et en aidant à maintenir le coût total de possession bas. La réduction du temps d'examen entraîne moins de stress pour le patient et réduit considérablement le temps d'attente pour ces tests très demandés. Préparez-vous à découvrir l'extraordinaire système de IRM fondamental qui peut vous aider à déverrouiller un tout nouveau monde. Cette partie présente les contraintes architecturales et matérielles dont il est nécessaire d'y tenir compte lors de l'installation d'une IRM , en effet , outre que le poids , les dimensions, le bruit, le fonctionnement de ce type de dispositif médical repose sur l'utilisation d'un champ magnétique intense qui représentent environ 30 000 fois la pesanteur de la terre . [43].



Figure3.1. IRM SIGNA Creator 1.5 T

3.1.2. Dimensions des salles nécessaires à l'implantation

Nous disposons de 3 salles séparées afin de faire bon usage de l'IRM, ces équipements sont donc nécessaires :

- Une salle d'examen : contenant l'IRM



Figure3.2. Salle d'examen

- Une technique locale : Contenant les deux armoires de gradient, l'armoire de puissance, et l'armoire processeur



Figure3.3. technique local

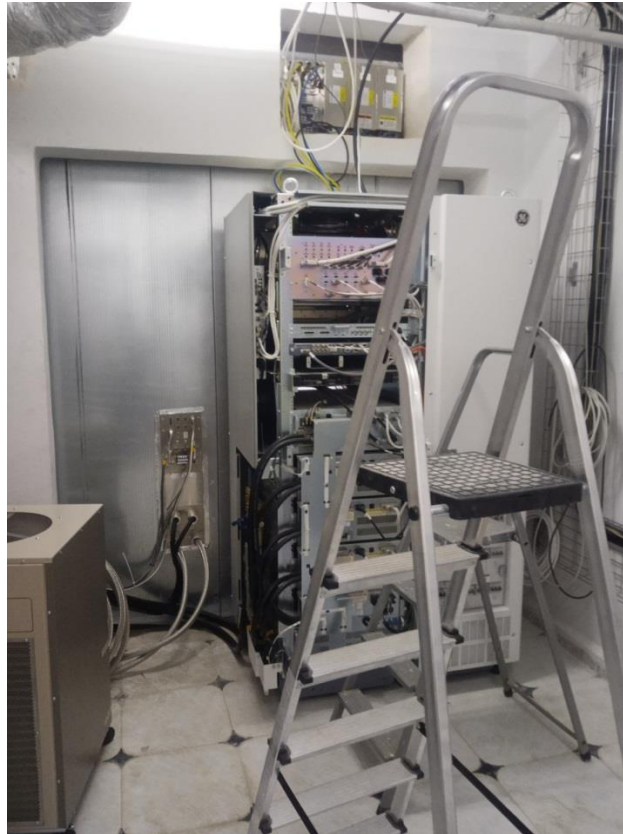


Figure3.4. Armoire électrique à l'installation



Figure3.5. Magnet Monitor 4

- Une salle de contrôle : ou pupitre de commande depuis laquelle l'IRM est pilotée.



Figure3.6. Salle de Contrôle.

	Longueur (m)	Largeur (m)	Hauteur (m)	Superficie (m2)
salle d'examen	4.360	7.550	4.060	28.19
technique locale	4.445	3.700	3.365	16.41
salle de contrôle	3.100	5.150	3.100	14.76

Tableau 3.1. Dimensions des salles

3.1.3. Poids de l'imageur

La masse de l'IRM SIGNE Creator 1.5 Teslas est de 6 tonnes, mais la salle d'examen doit être munie au sol d'une dalle de béton capable de supporter une telle masse.

3.1.4. Atténuation des vibrations extérieures

En aucun cas l'IRM ne doit être exposée à des vibrations externes, en effet, car son exposition à ces vibrations développerait un champ magnétique instable, affectant la qualité des images, donc pour pallier ce phénomène de scellement anti résonance magnétique. Les coussinets de vibration sont attachés aux appareils placés sur la cage de Faraday.

3.1.5. Maintien de l'homogénéité des lignes de champ

Un champ magnétique tridimensionnel est exercé à partir du centre géométrique de l'aimant et forme des lignes de champ dont l'apparence varie avec le type et la géométrie de l'aimant, de sorte que les perturbations peuvent provoquer des modifications des motifs spatiaux. Les lignes de champ et leur apparence passent d'un pays organisé à un pays chaotique. Ce phénomène aura des conséquences pour que les images produites par l'IRM soient à l'avenir sujettes à des distorsions ou des artefacts.

Ces perturbations sont dues à la présence de matériaux ferromagnétiques dans le volume incarné par les lignes de champ, mais il existe un lien entre le poids d'un objet ferromagnétique et la distance à partir laquelle les lignes de champs seront désorientées.

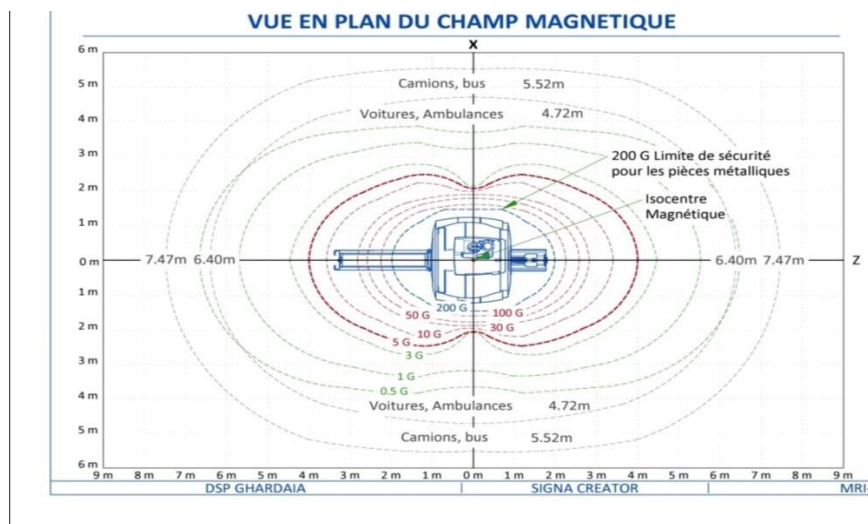


Figure 3.7. plan du Champ Magnétique.

3.1.6. Isoler la salle d'examen des ondes radiofréquences

Il est clair que les ondes radio se propageant à l'extérieur (émises par les antennes radio des téléphones portables...) peuvent altérer la qualité de l'image en déformant l'onde radiofréquence bénéfique qui est émise par les protons lorsqu'ils reviennent à leur position.

Deux structures isolent la salle d'examen de ces ondes électromagnétiques : une cage de Faraday et une boîte à filtres :

3.1.6.1. Cage de Faraday :

La cage de Faraday empêche les charges électriques résultant des champs électriques externes d'entrer dans la cage en répartissant les charges sur la structure extérieure de la cage

en matériaux conducteurs, et ce phénomène est utilisé pour protéger les appareils électroniques sensibles et les émetteurs des interférences avec les ondes radio, et pour protéger les personnes et les équipements contre les courants.

Dans le cas d'une IRM 1.5 T il est imposé que la cage de faraday atténue de 100 DB les signaux RF extérieures à la salle d'examen dont la fréquence appartient à une plage allant de 10 à 140 MHz : la cage agit donc en tant que filtre électrique.



Figure3.8. Cage Faraday d'une Chambre d'examen

3.1.6.2. La boîte à filtres :

C'est par cette boîte que transitent tous les câbles électriques reliant l'IRM aux armoires de la salle technique, elle sert à filtrer les ondes radioélectriques susceptibles de générer des interférences avec l'onde RF émise par les protons. Il est donc important de filtrer ces signaux pour en éliminer les composantes hautes fréquences. Pour ce faire on peut utiliser des filtres électroniques qui sont en fait de petits circuits RC qui vont agir comme des filtres passe-bas et ainsi éliminer les hautes fréquences.



Figure3.9. Boite à filtres

3.1.6.2.1. Isolation phonique

Pendant l'examen, une IRM 1.5 T génère un bruit pouvant atteindre jusqu'à 100 db il est donc impératif de protéger tout sujet côtoyant l'IRM pendant l'examen.

3.1.6.2.2. Evacuation de l'hélium :

Dans certains cas, l'hélium dans le transporteur nécessite une évacuation d'urgence à l'extérieur du bâtiment, à travers un tube appelé évent d'hélium, et cette évacuation se produit après un effet d'amortissement qui inverse la perte de la supraconductivité « impressionnante ».

3.1.6.2.3. Effet Quench :

L'effet quench est une augmentation locale de la résistance à un endroit donné du solénoïde suite à une élévation de la température dans cette même zone, alors le courant circulant en permanence dans la bobine va générer un effet échauffement par effet joule, ce qui va engendrer la propagation tout au long du solénoïde et va entraîner la vaporisation de

l'hélium liquide contenu dans le cryostat , et l'évacuation de l'hélium peut être déclenchée soit automatiquement ou manuellement .



FIGURE 3.10. Cheminée du tube de Quench

3.1.7. Inventaire des principaux capteurs dans la salle d'examen

L'IRM 1.5 t nécessite la surveillance permanente des paramètres environnants : l'étanchéité radioélectrique de la porte de la salle d'examen ; le taux d'oxygène .

3.1.7.1. Capteur d'étanchéité radioélectrique de la salle

la cage de faraday ne peut être efficace que lorsque elle forme un circuit fermé , or lorsque le contact entre la bordure de la porte et la cloison est mal assuré , la cage ne remplit pas ses fonctions , et devient dangereuse pour ces deux raisons , un capteur mesure en permanence l'étanchéité radioélectrique . lorsque la porte est ouverte , il est impossible de lancer une acquisition , de même , si la porte venait à être ouverte durant un examen , celui-ci serait stoppé immédiatement .

3.1.7.2. Capteur de taux d'oxygène

Il mesure en permanence le taux d'oxygène dans la pièce , car il peut arriver que le statif présente une fuite d'hélium , or ce gaz a tendance à se substituer à l'oxygène : l'atmosphère dans un tel environnement n'est pas viable , alors pour ne pas mettre en danger les patients ou le personnel , l'alarme se déclenche lorsque le taux d'oxygène à l'intérieur de la pièce est inférieur à un certain seuil . ce capteur est placé au dessus de l'aimant , dans le plafond .

3.1.8. Réseau électrique

Sur le plan électrique , il est indispensable de disposer d'un réseau bien adapté pour permettre le bon fonctionnement de l'IRM , en effet , le réseau doit à la fois fournir une énergie suffisante à l'imageur tout en répondant aux normes de sécurité propres aux établissements de santé .

Ces normes concernent le régime de neutre qui doit être de type IT , cette configuration permettent une coupure de l'alimentation au deuxième défaut , alors l'utilisation d'un tel régime implique la présence d'un transformateur d'isolement qui permet de convertir le 220 v en 380 v

L'IRM est alimenté avec une tension composé de 380 v (3 phases, un neutre , la terre), et cette tension d'alimentation va être coupée par un disjoncteur situé dans le locale technique si il y a un problème .

3.2. Procédure d'installation, de réglage et de calibration de l'IRM**3.2.1. Introduction**

Une fois la salle destinée à recevoir l'IRM 1.5 T est pratiquement montée , il est possible d'installer le dispositif et effectuer le réglage et le calibrage.

3.2.2. Réglage de l'IRM

Une fois nous installons , il faut finir la construction de la cage de faraday ainsi que le blindage magnétique.

Une fois les liaisons sont établies entre l'imageur , et les armoires du locale technique, le remplissage de l'aimant en hélium est effectué, il est possible de procéder aux réglages de l'IRM afin qu'il soit définitivement opérationnel.

3.2.2.1. Montée en champ de l'aimant

Avant cette phase, l'aimant ne génère pas encore de champ magnétique car il n'y a pas de courant électrique qui circule dans le solénoïde , alors pour y injecter ce courant , les techniciens connectent des câbles électriques à l'intérieur de l'aimant via des fiches accessibles depuis le carénage du statif .

Dans le cas de l'IRM 1.5 T , la bobine supraconductrice développera un champ magnétique lorsque le courant qui circule dedans aura une valeur de 740 A , et cette quantité devra être injecté dans une durée de 4 h , pour ne pas augmenter la température du solénoïde .

Du fait que le courant soit injecté progressivement, le champ magnétique augmente lui aussi progressivement étant donné qu'il est proportionnel à l'intensité du courant injecté.

Des tests permettant de vérifier la qualité des images et la stabilité du système sont effectuées sur des fantômes.

Ces tests se divisent en trois études :

- Homogénéisation du champ magnétique
- Vérification de paramètres géométriques et du signal (fantôme de qualité)
- Qualité des images anatomiques.

Le réglage et le calibrage de l'IRM ont été pratiqués par Logiciel " Aw Soft Where " .

3.2.2.2. Réglage du lissage du champ magnétique

Une fois la montée en champ est réalisée , le champ magnétique circulant à l'intérieur du tunnel n'est pas suffisamment homogène , alors pour améliorer l'homogénéité du champ, les techniciens effectuent une opération de réglage nommée « shimming », cela consiste à insérer des pièces ferromagnétiques sur des rails à l'intérieur du statif de manière à corriger la géométrie des lignes de champs , un spectromètre suit l'évolution de l'homogénéité de ces champs lors de chaque ajout d'une pièce métallique , et par la suite mesurer en ppm la valeur du champ magnétique en plusieurs points et lorsque l'écart entre chaque mesure est inférieur au seuil fixé par le constructeur de L'IRM , l'homogénéité du champ est correcte .

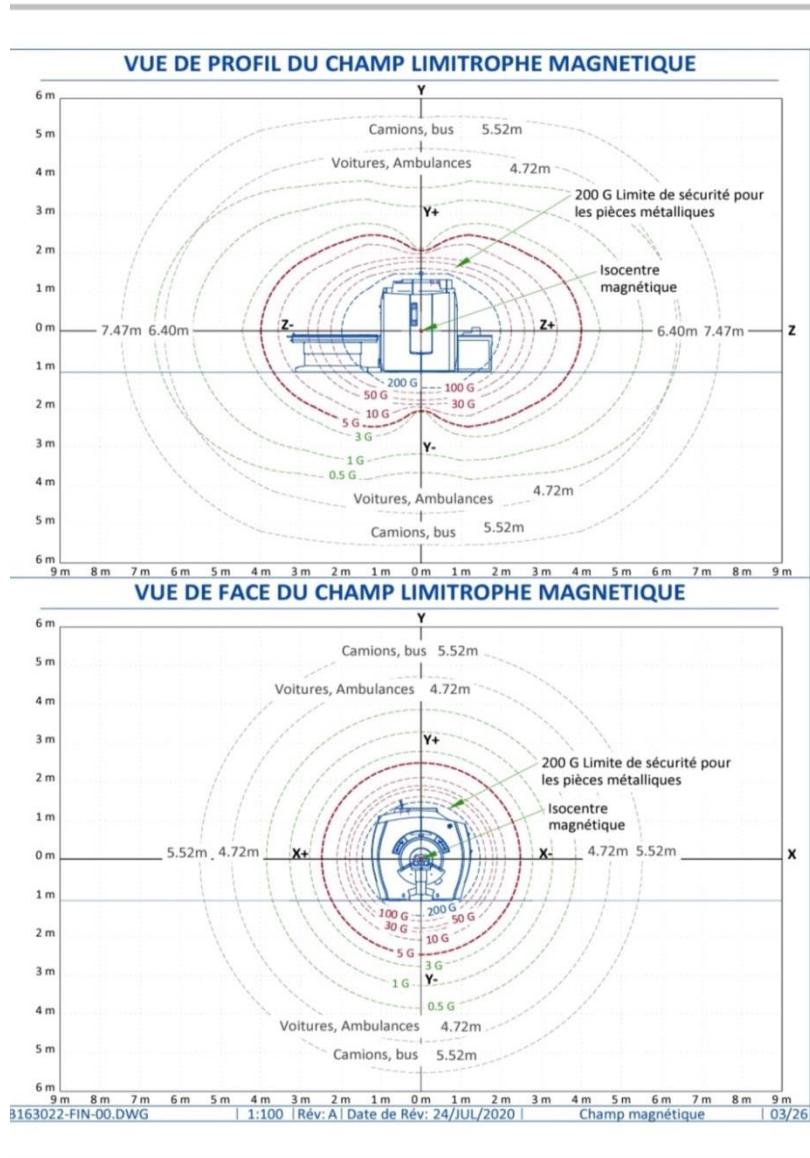


FIGURE 3.11. Champ limitrophe magnétique.

3.2.3. Vérification de paramètres géométriques et du signal

3.2.3.1. Mesure de la linéarité spatiale

C'est La vérification des distances entre deux cibles sélectionnées

-Méthode

Le contrôle de linéarité spatiale consiste à vérifier la précision des mesures de distances verticales et horizontales. Il s'agit de comparer la valeur mesurée entre deux cibles avec la distance réelle qui les sépare.

- Procédure

- Début des dégradés

- Autotest

Enregistrer un nouvel examen

- Syntaxe furtive (objet de test)

- Réglage de l'antenne

-Placer les cibles au centre de l'image

-Mesurer la distance entre deux buts.

3.2.4. Uniformité de signal et rapport signal sur bruit

Objet test utilisé



Figure 3.12.Objer de test

Méthode

Le signal/bruit (S/N) est le facteur limitant de la qualité de l'image. Il exerce une influence sur le contraste et la résolution spatiale, donc pour l'évaluer sur une image il est nécessaire de mesurer l'écart type (la fluctuation du signal), ainsi que la valeur du signal dans plusieurs zones d'intérêt (ROI).

Procédure

- Début des dégradés.

-Auto-test.

-Enregistrez un nouvel examen.

- Installation furtive (objet de test).

-Réglage de l'antenne.

- Mesurer la valeur de l'écart type.
- Mesure de la valeur moyenne du signal.
- Calculer la valeur moyenne de l'écart type.

3.3. Procédure de réception d'une IRM 1.5 Tesla de SIGNA CREATOR

3.3.1. Introduction

Dans le cadre de l'accès aux nouvelles technologies, l'hôpital **E.P.H Ghardaïa** s'est doté d'un appareil d'imagerie par résonance magnétique (IRM) , qui représente aujourd'hui l'outil privilégié dans la recherche des tumeurs , ainsi que l'exploitation fonctionnelles des organes dans des domaines tels que la cancérologie, la neurologie , et le vasculaire.

Alors la fourniture d'un tel équipement comporte un caractère administratif par détermination de la loi (article 12 du nouveau code des marchés publics ou on trouve notamment " les conditions de réception, de livraison ou d'admission des prestations Cela exige donc la présence sur le terrain d'une personne physique pour établir un véritable constat ou procès- verbale de réception afin d'établir une vérification de l'état des équipements et de leurs fonctionnement.

Alors j'étais chargé du suivie de l'installation de l'IRM et de la constitution du dossier de réception l'équipement.

3.3.2.Dossiers administratifs

3.3.2.1.Vérification du matériel

Dans le cas du service d'imagerie de l'hôpital de SIMONE VEIL L'absence d'un bon de commande détaillé ne permet pas de parler de concordance entre ce qui est reçu et ce qui était attendu. j'ai commencé par vérifier que les accessoires de base, à priori attendus sur toute installation pour le bon déroulement de l'utilisation clinique, sont livrés :

- Fourniture et pose de consoles informatiques de programmation, d'acquisition, de reconstruction et de stockage des images avec les éléments constitutifs (logiciels , câblages, raccordements ..)
- Le nombre et le type des antennes fournies dans l'offre de base
- Accessoires de contention, de confort du patient et de travail du personnel.

- Fantômes et objets de calibration et contrôle qualité.

Ce pendant une fois l'installation est achevée, il a été nécessaire de relever les informations d'identification du matériel :

- Numéro de série des éléments, modèle, type date de fabrication et dénomination exacte
- Plaques signalétiques.

3.3.2.1. Certificat

Les contrôles techniques de conformité aux normes en vigueur feront l'objet de rapports qui seront remis dans le dossier de réception.

Les principaux documents qui sont demandés aux fournisseurs sont :

- Les plans d'implantations, les contraintes et les spécifications techniques.
- Les notices techniques et les manuels d'utilisation en français.
- Les certificats de marquage CE et de normes en vigueur.
- les certificats d'assurances qui devront être valables aux moments de la livraison et du montage et qui garantissent les responsabilités civiles et pénales pour tous dommages de toutes natures.
- le rapport de la visite de contrôle de la cage de Faraday Par LCIE.
- Le rapport de la visite de contrôle de conformité par la D.D.A.S.S.

3.3.2.3. Formations

Toutes les formations nécessaires à la bonne utilisation des matériels seront incluses en nombre suffisant pour permettre aux médecins et aux manipulateurs et utilisateurs de prendre totalement en main l'usage des équipements et des périphériques, accessoires et options objet du marché.

Il appartient au fournisseur de définir les modalités pratiques de ces formations avec le chef du service d'imagerie (lieu, périodicité, durée, etc...).

La réception définitive du matériel est conditionnée par la signature du chef de service d'imagerie qui attestera que tous les personnels médicaux et manipulateurs affectés à ces modalités ont bénéficié d'une formation complète lui permettant l'utilisation optimale de l'équipement.

Il sera aussi prévu une formation technique de l'ingénieur biomédical ou de son adjoint pour assurer des opérations de maintenance et de contrôle qualité de premier niveau.

3.4.Conclusion

Dans ce chapitre nous allons présenter les missions qui concernent directement l'ingénieur biomédical : les fonctions achat, réception, maintenance et mise en service des dispositifs médicaux. En effet, la maintenance des dispositifs médicaux, prend une place de plus en plus importante dans les préoccupations des dirigeants des établissements de santé.

BIBLIOGRAPHIE

[1] NADJEM Lynda et SAIDANI ounissa ,La GMAO des dispositifs médicaux dans un établissement de santé Cas : de L'établissement public hospitalier, Mémoire en vue de l'obtention du diplôme de master en sciences Economiques D'azazga , universite mouloud mammeri de tizi-ouzou 2017.

[3] Cours 5. Evaluation des dispositifs médicaux Leslie Pibouleau Service de Biostatistique et Information Médicale Hôpital Saint-Louis, Paris 07 mars 2013

[4] Formation Continue - Spécialité : Assistant Biomédical en Ingénierie Hospitalière (ABIH) 2018 PEREIRA FERNANDES Saül SWIATEK Stanislas LAURENT Victorin TRAORE Ibrahima Sory Management du risque des dispositifs médicaux en exploitation : déploiement de la norme NF S99-172:2017

[5] Article NameGuide Complet: classification des dispositifs médicaux Europe (Règlement 2017/745)

Description Avec la publication du nouveau règlement des dispositifs médicaux 2017/745, une nouvelle classification est disponible. Avant le 25 Mai 2020 toutes les entreprises médicales devront se conformer à celle-ci. Je vous offre un formulaire pour ré-évaluer la classe de votre dispositif médical. Author Monir El Azzouzi

[6 Révision médicale : Dr Jesus Cardenas Directeur médical de Doctissimo 12 septembre 2017

[7] Isabelle Atlan Préparatrice en pharmacie hospitalière Hôpital de Troyes

[8] Monsieur Denis Boucaud-Maitre et Madame Véronique Lemanissier, et encadré par Messieurs Laurent Corteel et Nicolas Thévenet, de la Direction de l'évaluation des dispositifs médicaux / Afssaps.

[9] Sources : site AFMPS – brochure AFMPS 2015 La délivrance des dispositifs médicaux dans les

officines ouvertes au public. Document mis à jour: janvier 2018

[10] Guillet Christophe, L'accès au marché en France du dispositif médical relevant d'une inscription en nom de marque Retour d'expérience en Industrie Pharmaceutique, these Pour le diplôme d'état De docteur en pharmacie Université de Poitiers. 2018

[11] JOURNAL OFFICIEL DE LA RÉPUBLIQUE FRANÇAISE Mandature 2010-2015 – Séance du 27 janvier 2015 social et environnemental. Le bureau a con"é à la section des a#aires sociales et

de la santé la préparation d'un avis intitulé: La place des dispositifs médicaux dans la stratégie nationale de santé. La section des a#aires sociales et de la santé, présidée par M. François Fondard, a désigné M. Thierry

- [12] L'IV Com Sàrl, Villars-sous-Yens , Dispositifs médicaux : comment résoudre l'inadéquation ? Rapport final du projet dispositifs médicaux prioritaires. Organisation Mondiale de la Santé Suisse. 2012
- [13] L'IV Com Sàrl, Villars-sous-Yens, Programme de maintenance des équipements médicaux : présentation générale (Série technique de l'OMS sur les dispositifs médicaux) .Organisation mondiale de la Santé .Suisse. 2012.
- [14] Iles Amel, «contribution à l'amélioration de méthodes d'acquisition parallèles appliquées à la reconstruction d'images IRM», Thèse de doctorat, université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, Algérie en Décembre 2015.
- [19] Abdi, Hervé. 2007. "Singular Value Decomposition (SVD) and Generalized Singular Value Decomposition." Encyclopedia of Measurement and Statistics. Thousand Oaks (CA): Sage, 907–12.
- [15] Pierre Eustache, « Evaluation par IRM multimodale des modifications cérébrales chez des patients Alzheimer à un stade prodromique. Optimisation de la relaxométrie T2* par IRM », thèse de doctorat de l'Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier) Radio-physique et Imagerie Médicale , 22-09-2015.
- [16] Albert, Marilyn S., Steven T. DeKosky, Dennis Dickson, Bruno Dubois, Howard H. Feldman, Nick C. Fox, Anthony Gamst, et al. 2011. "The Diagnosis of Mild Cognitive Impairment due to Alzheimer's Disease: Recommendations from the National Institute on Aging-Alzheimer's Association Workgroups on Diagnostic Guidelines for Alzheimer's Disease." Alzheimer's & Dementia: The Journal of the Alzheimer's Association 7 (3): 270–79. doi:10.1016/j.jalz.2011.03.008.
- [17] Isabelle Bloch. Imagerie nucléaire - <http://www.tsi.enst.fr/~bloch/>. Vue le : 25/12/2008.
- [18] Marie XAVIER, « Étude quantitative du mouvement de la paroi du coeur à partir d'images ciné-IRM par des méthodes fréquentielles de flux optique ».Thèse de doctorat en Instrumentation et informatique de l'image, 08-12-2010
- [20] Josiane Adrienne YANKAM NJIWA, « Reconstruction d'images de résonance magnétique à partir de l'espace k partiel » .Thèse doctorat : Images et Systèmes : Villeurbanne. Institut national des sciences appliquées (Lyon).2007.

- [22] Maéline Lohézic «Reconstructions Adaptatives pour l'Imagerie par Résonance Magnétique des Organes en Mouvement, » thèse de doctorat. Automatique et Trait. Signal. Nancy-Université. Henri Poincaré, 11 octobre 2011.
- [23] HITACHI inspire the Next, «The Physics of Magnétique Résonance Imaging MRI», 07.01.2007.
- [24] Yohan van de Looij, « Imagerie spirale du tenseur de diffusion à 7-T : application au cerveau de rat traumatisé. », thèse de doctorat de l'Université Joseph Fourier –Grenoble, 20 décembre 2006.
- [27] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger, P. Boesiger, «SENSE : sensitivity encoding for fast MRI, » Magn Reson Med 42(5) :952–962, 1999.
- [28] B.Liu, Ying, M. Steckner, J. Xie and J. Sheng, «Regularized SENSE reconstruction using iteratively refined total variation method», IEEE 2007.
- [29] M. Weiger, K. P. Pruessmann, et al., MRM (2000).
- [30] Michel Lustig and John M. Pauly, «SPIRiT : Iterative self-consistent Parallel Imaging. », Magnetic Resonance in Medicine 64 :457–471 (2010).
- [31] OULD EBA VALL Ahmed Salem, NDOUR Pape Samba, « Reconstruction des images IRM à l'aide d'une interface Brain Web, thèse master 03.07.2012
- [32] Guillaume MADELIN, « Développements méthodologiques de l'IRM à bas champ : Elastographie, Interaction IRM-Ultrasons et Polarisation Dynamique Nucléaire », THESE pour le DOCTORAT DE L'UNIVERSITE BORDEAUX 2, 2005.
- [33] HITACHI inspire the Next, The Physics of Magnétique Résonance Imaging MRI, 07.01.2007.
- [34] CHAËRI Lotfi, « reconstruction d'images pour l'Imagerie par résonance magnétique parallèle IRMp », 2007.
- [35] Yohan van de Looij, « Imagerie spirale du tenseur de diffusion à 7-T : application au cerveau de rat traumatisé. These de doctorat de l'Université Joseph Fourier – Grenoble. 20 décembre 2006.
- [36] E. Roullot, "Analyse d'acquisitions multiples anisotropes en angiographies par résonance magnétique 3D : modélisation et reconstruction pour l'amélioration de la résolution spatiale," décembre 2001.

[37] F. Breuer, "Development and application of efficient strategies for parallel magnetic resonance imaging".

[38] S. ELMRINI, —Etude de la performance de l'imagerie en parallèle combinant l'encodage de sensibilité et l'écho de spin écho planaire|| juillet 2012.

[39] J. FELBLINGER, —imagerie par resonancemagnétique(IRM) acquisition d'imagerie parallèle ||, Laboratoire d'imagerie adaptative diagnostique et interventionnelle(IADI)

[40] B. Liu, L. Ying, M. Steckner, J. Xie and J. Sheng, "Regularized SENSE reconstruction using iteratively refined total variation method," IEEE 2007.

[42] <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/codage-spatial-signal/interpretation-codages>
05.05.2021

[43] <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-I/imagerie-parallele>.

[44] <https://www.medicalexpo.com/prod/ge-healthcare/product-70717-710206.html>

[45] <https://www.medicalexpo.com/prod/ge-healthcare/product-70717-710206.html>