

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان -

Université Aboubakr Belkaïd- Tlemcen -

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

En : GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Par : Korchi Sara

Sujet

Modélisation numérique d'antenne IRM tête

Soutenu publiquement, le 15/ 06 /2023 , devant le jury composé de :

Mme Khemis Kamila	MCA	Université de Tlemcen	Président
Mr Djebbari Abdelghani	prof	Université de Tlemcen	Examineur
Mme Iles Amel	MCA	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire : 2022 /2023

Remerciement

Tout d'abord, je voudrais adresser mes remerciements les plus sincères à mon Dieu, qui m'a guidée et soutenue tout au long de ce parcours. Sa grâce et sa bienveillance m'ont permis de surmonter les obstacles et de progresser dans mon projet. Je suis profondément reconnaissante pour ses bénédictions et sa présence dans ma vie.

*Ensuite, je souhaiterais remercier **Mme. Iles Amel** pour sa disponibilité, sa patience et son expertise tout au long de ce projet. Ses précieux conseils et son encadrement m'ont permis de mener à bien cette recherche et de réaliser un travail de qualité. Elle avait su me guider et me motiver à chaque étape de ce processus.*

*Je tiens également à remercier les membres du jury **Mr Djebbari Abdelghani** et **MmeKhemis Kamilia** pour leur temps et leur attention. Ses remarques et ses suggestions ont été très enrichissantes et m'ont permis d'améliorer ma compréhension du sujet et la qualité de ma présentation. Ses expertises et ses critiques constructives m'ont permis de progresser et de me perfectionner dans mon domaine d'études.*

*Enfin,Je veux remercier chaleureusement, le centre i2E (Innovation, Entrepreneuriat et Emploi) pour la bonne réception exceptionnelle qu'ils nous ont offerte et je tiens à exprimer ma gratitude envers **Mr Bourega Mohamed**, le doctorant qui m'a apporté son aide précieuse tout au long de mon projet. Sa générosité, sa disponibilité et son expertise ont été d'une aide inestimable pour moi. Ses conseils éclairés, ses idées novatrices et sa passion pour la recherche ont été une source d'inspiration et ont grandement contribué à la réussite de mon projet.*

Encore une fois, merci beaucoup pour votre contribution à mon projet de fin d'études et de m'avoir aidé à atteindre cet objectif important de ma vie. Je suis

fière de ce que j'ai accompli et reconnaissante envers vous tous pour m'avoir permis de le réaliser.

Dédicaces

Aujourd'hui, je souhaiterais adresser une dédicace spéciale à mes parents, mes frères et sœurs, ainsi qu'aux fils de mon frère, et à ma grand-mère, tant aimée, qui est toujours parmi nous. Je voudrais également inclure dans cette dédicace la prière de ma grand-mère décédée, qui reste gravée dans nos cœurs.

À ma merveilleuse mère et mon père : Votre amour inconditionnel, votre soutien constant et votre dévouement infini ont façonné la personne que je suis aujourd'hui. Vous êtes mes piliers et ma source d'inspiration. Je vous remercie pour tout ce que vous avez fait et continuez de faire pour moi. Je vous aime plus que les mots ne pourraient jamais l'exprimer.

À mes chers frères Habib et Abdérahim et à mes chères sœurs Chaïma et Zahra : Nous avons partagé tant de moments précieux ensemble, des rires aux larmes, des aventures aux défis. Vous êtes mes compagnons de vie et mes meilleurs amis. Notre lien est unique et inébranlable. Merci d'être là pour moi, peu importe les circonstances. Je suis fière de vous et je chéris chaque instant passé en votre compagnie.

Aux fils de mon frère Israa et Anese : Vous êtes la prochaine génération de notre famille, porteurs de notre héritage. Puissiez-vous grandir en force, en sagesse et en amour. Sachez que vous pouvez toujours compter sur nous pour vous soutenir et vous guider. Que votre avenir soit rempli de réussite et de bonheur.

À ma précieuse grand-mère vivante et à ma chère tante : Votre présence bienveillante est un trésor inestimable pour nous tous. Votre sagesse, vos conseils et votre amour sont des cadeaux que nous chérissons profondément. Nous vous remercions d'être des piliers de notre famille et nous vous aimons de tout notre cœur. Vos liens familiaux sont une source de réconfort et de bonheur pour nous tous. Que notre amour et notre gratitude vous accompagnent toujours.

À la mémoire de ma chère grand-mère décédée : Tes prières nous accompagnent et nous guident chaque jour. Tu as laissé derrière toi un héritage d'amour, de bonté et de foi. Nous te portons dans nos pensées et nos prières, et nous sommes reconnaissants pour chaque instant précieux que nous avons partagé avec toi.

*Enfin, à mes amis bien-aimés **Ahlem** et **Amína** : Vous êtes une famille que j'ai choisie. Votre amitié m'apporte joie, soutien et partage. Vos rires illuminent ma vie, et vos épaules sont là lorsque j'ai besoin de me reposer. Merci d'être présents dans ma vie et de rendre chaque jour plus spécial.*

Que cette dédicace soit un témoignage de mon amour et de ma gratitude envers chacun d'entre vous. Vous êtes des êtres exceptionnels qui ont enrichi ma vie de façon inestimable. Puissent les liens qui nous unissent rester forts et indéfectibles.

Résumé :

Ce projet de fin d'études a pour objectif de modéliser une antenne IRM de tête plus performante, composées de 16 éléments, fonctionnant à une fréquence de 63,85 MHz dans un champ magnétique de 1,5 T. Nous avons utilisé le logiciel ANSYS HFSS pour mener différentes analyses approfondies, nous avons entrepris des analyses approfondies pour optimiser la conception des antennes, afin d'améliorer la qualité des images obtenues lors de l'imagerie par résonance magnétique de la tête. Ainsi, trois antennes ont été réalisées dans ce cadre, elles sont capables de générer un champ magnétique homogène à la fréquence de résonance. Elles peuvent également respecter les normes de sécurité en vigueur et ne présente aucun risque significatif sur le patient.

Mots clés : Imagerie par résonance magnétique, antenne en cage d'oiseaux, champ magnétique, champ électrique, le taux d'absorption spécifique.

Abstract:

This graduation project aims to model a more efficient head MRI antenna, consisting of 16 elements, operating at a frequency of **63.85 MHz** in a magnetic field of **1.5 T**. We used ANSYS HFSS software to conduct various in-depth analyses and undertook thorough analyses to optimize the antenna design, aiming to improve the quality of the obtained images during magnetic resonance imaging of the head. Therefore, three antennas were developed within this framework, capable of generating a homogeneous magnetic field at the resonance frequency. They also comply with current safety standards and pose no significant risks to the patient.

Key Words: Magnetic Resonance Imaging, birdcage antenna, magnetic field, electric field, specific

ملخص :

هدف هذا المشروع هو نمذجة أفضل وشيعة للرأس في تقنية الرنين المغناطيسي، يتألف من 16 عنصرا، يعمل بتردد **63.85 ميغاهرتز** في حقل مغناطيسي قوته **1.5 تسلا**، استخدمنا برنامج ANSYS HFSS لإجراء تحليلات عميقة متعددة، وقمنا بتحليلات شاملة لتحسين تصميم الوشيعة، بهدف تحسين جودة الصور المستخرجة أثناء التصوير بالرنين المغناطيسي للرأس. قمنا إذن بتحليل ثلاثة وشيعات ضمن هذا الإطار، قادرة على توليد حقل مغناطيسي متجانس عند التردد التآرجي. كما أنها تلتزم بمعايير السلامة الحالية ولا تشكل أي مخاطر كبيرة على المريض.

الكلمات المفتاحية: التصوير بالرنين المغناطيسي، هوائي قفص الطيور، المجال المغناطيسي، المجال كهربائي، معدل الامتصاص المحدد

Sommaire

REMERCIEMENT	2
DEDICACES	4
RESUME	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
ABSTRACT	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
SOMMAIRE	7
LISTE DES FIGURES	10
LISTE DES TABLEAUX	14
LISTE DES ABREVIATIONS	15
INTRODUCTION GENERAL	16
I. CHAPITRE : <i>IRM CEREBRALE</i>	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
1. INTRODUCTION.....	19
2. PRINCIPE FONDAMENTAL DE L'IRM :.....	19
2.1 <i>Appareillage</i> :.....	20
2.2 <i>Principe physique</i> :.....	27
3. SYSTEME NERVEUX :	36
3.1 <i>Système nerveux périphérique (SNP)</i> :.....	36

3.2 <i>Système nerveux central (SNC)</i> :	36
4. CONCLUSION :	41
II. CHAPITRE : PRINCIPE DE CONCEPTION D'UNE BOBINE CAGE D'OISEAU.	42
1. INTRODUCTION :	43
2. BOBINE CAGE D'OISEAU « BIRDCAGE COIL » :	43
2.1 <i>Type de bobine cage d'oiseau</i> :	43
2.2 <i>Equations de Maxwell</i> :	48
2.3 <i>Méthode des différences finies en domaine temporel (FDTD)</i> :	51
2.4 <i>Méthode des moments (MoM)</i> :	51
2.5 <i>Méthode des éléments finis (FEM)</i> :	51
3. ETAT DE L'ART :	59
4. CONCLUSION :	62
III. CHAPITRE : SIMULATION NUMERIQUE D'UNE BOBINE CAGE D'OISEAU (BIRDCAGE COIL)	63
1. INTRODUCTION.....	64
2. CONCEPTION DE LA PREMIERE ANTENNE CAGE D'OISEAU :	64
2.1 <i>Logiciel ANSYS HFSS</i> :	64
2.2 <i>Modélisation d'antenne cage d'oiseau</i> :	65
3. CONCEPTION DE LA DEUXIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU :	77
4. CONCEPTION DE LA TROISIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU :	82

5. DISCUSSION :.....	86
6. L'IMPRESSIION 3D DE L'ANTENNE :.....	87
7. CONCLUSION :.....	89
CONCLUSION GENERALE.....	90
BIBLIOGRAPHIE	91

Liste des figures

FIGURE I.1:IMAGEUR A RESONANCE MAGNETIQUE [02].	20
FIGURE I.2:ELEMENTS TECHNIQUE D'IRM [03].	21
FIGURE I.3 : AIMANT SUPRACONDUCTEUR [05].	22
FIGURE I.4:BOBINE DE GRADIENT SELON Z [03].	22
FIGURE I.5:BOBINE DE GRADIENT SELON X [03].	23
FIGURE I.6:BOBINE DE GRADIENT SELON Y [03].	23
FIGURE I.7:ANTENNE SURFACIQUE [12].	24
FIGURE I.8: ANTENNE EN CAGE D'OISEAU [13].	25
FIGURE I.9:ANTENNE EN RESEAU PHASE [04].	26
FIGURE I.10:BLINDAGE D'UN IRM [03].	27
FIGURE I.11:UN SPIN TOURNAIT SUR LUI-MEME, IL SE COMPORTE COMME UN PETIT AIMANT [06].	28
FIGURE I.12: ORIENTATION DES SPINS HORS CHAMP ET LEUR ALIGNEMENT SOUS CHAMP MAGNETIQUE [07].	29
FIGURE I.13 : AIMANTATION NUCLEAIRE M [16].	30
FIGURE I.14: AIMANTATION LONGITUDINALE, M_z , ET AIMANTATION TRANSVERSALE, M_{xy} [02].	31

FIGURE I.15: IMPULSION DE 90°, BASCULE DE M DANS LE PLAN XOY [06].	32
FIGURE I.16 : ARRET DE L'IMPULSION RF ET RETOUR A L'ETAT D'EQUILIBRE [06].	33
FIGURE I.17 : REPOUSSE DE L'AIMANTATION LONGITUDINALE EN FONCTION DU T1 [06].	34
FIGURE I.18 : ARRET DE L'IMPULSION RF, DEPHASAGE DES PROTONS [06].	34
FIGURE I.19 : DISPARITION DE L'AIMANTATION TRANSVERSALE EN FONCTION DU T2 [06].	35
FIGURE I.20: SYSTEME NERVEUX [17].	37
FIGURE I.21: (A) ENCEPHALE, (B) COUPE 2D DU CERVEAU [19].	38
FIGURE I.22: MOELLE EPINIERE [21].	39
FIGURE I.23: STRUCTURE DES MENINGES ENTOURANT LE CERVEAU : LA PIE-MERE, L'ARACHNOÏDE ET LA DURE-MERE. [19].	40
FIGURE I.24: SCHEMAS REPRESENTANT LA SITUATION DU LCR [22].	41
FIGURE II.1 : BOBINE CAGE D'OISEAU DE TYPE A) PASSE-BAS, B) PASSE-HAUT ET C) PASSE-BANDE [11].	44
FIGURE II.2: SCHEMA ELECTRONIQUE EQUIVALENT POUR LA BOBINE DE CAGE D'OISEAU PASSE- HAUT [26].	45
FIGURE II.3: SCHEMA ELECTRONIQUE EQUIVALENT POUR LA BOBINE DE CAGE D'OISEAU PASSE- BAS [26].	47
FIGURE II.4: SCHEMA ELECTRONIQUE EQUIVALENT POUR LA BOBINE DE CAGE D'OISEAU PASSE- BANDE [26].	48
FIGURE II.5: ELEMENTS A UNE DIMENSION [35].	55
FIGURE II.6: ELEMENTS BIDIMENSIONNELS TRIANGULAIRES [35].	55

FIGURE II.7: ELEMENTS BIDIMENSIONNELS CARRES [35].	55
FIGURE II.8: ELEMENTS TRIDIMENSIONNELS [35].	56
FIGURE II.9 : TRIANGLE DE PASCALE [35].	56
FIGURE III.1 : ANTENNE CAGE D'OISEAU AVEC SES DIMENSIONS.	66
FIGURE III.2: RADIATION APPLIQUEE A NOTRE ANTENNE.	67
FIGURE III.3: COEFFICIENT DE REFLEXION POUR UNE VALEUR DU CONDENSATEUR DE 92 pF.....	70
FIGURE III.4: DISTRIBUTION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS L'ANTENNE CAGE D'OISEAU.	71
FIGURE III.5: MODELE D'UN FANTOME DE TETE	73
FIGURE III.6: DISTRIBUTION DU CHAMP ELECTRIQUE DANS NOTRE ANTENNE.	74
FIGURE III.7: ZOOM DE LA DISTRIBUTION DU CHAMP ELECTRIQUE A L'INTERIEUR DE NOTRE ANTENNE.	75
FIGURE III.8: DISTRIBUTION DU SAR DANS LES DIFFERENTS TISSUS FANTOMES.	76
FIGURE III.9 : ZOOM DE LA DISTRIBUTION DU SAR DANS LES DIFFERENTS TISSUS FANTOMES.	77
FIGURE III.10 : DEUXIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU AVEC SES DIMENSIONS.	78
FIGURE III.11: COEFFICIENT DE REFLEXION POUR UNE VALEUR DU CONDENSATEUR DE 75.61 pF	79
FIGURE III.12: DISTRIBUTION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LA DEUXIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU	80
FIGURE III.13: DISTRIBUTION DU CHAMP ELECTRIQUE DANS LA DEUXIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU	81

FIGURE III.14: DISTRIBUTION DU SAR.....	81
FIGURE III.15 : TROISIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU AVEC SES DIMENSIONS.	82
FIGURE III.16: COEFFICIENT DE REFLEXION POUR UNE VALEUR DU CONDENSATEUR DE 105 PF..	84
FIGURE III.17: DISTRIBUTION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LA TROISIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU.....	85
FIGURE III.18: DISTRIBUTION DU CHAMP ELECTRIQUE DANS LA TROISIEME ANTENNE CAGE D'OISEAU.....	85
FIGURE III.19: DISTRIBUTION DU SAR.	86
FIGURE III.20 : IMPRIMANTE CoLiDo 2.0	87
FIGURE III.21 : ANNEAUX D'EXTREMITE	88
FIGURE III.22: PROTOTYPE D'UNE ANTENNE EN CAGE D'OISEAU.	89

Liste des tableaux

TABLEAU III-1: DIMENSIONS UTILISEES DANS LA CONCEPTION DE LA PREMIERE ANTENNE.....	66
TABLEAU III-2: FREQUENCE DE RESONANCE EN FONCTION DE DIFFERENTES VALEURS DU CONDENSATEUR.....	69
TABLEAU III-3: PROPRIETES ELECTROMAGNETIQUES DE CHAQUE TISSU BIOLOGIQUE A UNE FREQUENCE DE 63.85 MHZ.....	72
TABLEAU III-4: DIMENSIONS UTILISEES DANS LA CONCEPTION DE LA DEUXIEME ANTENNE.....	78
TABLEAU III-5 : FREQUENCE DE RESONANCE EN FONCTION DE DIFFERENTES VALEURS DU CONDENSATEUR DANS LA DEUXIEME ANTENNE	79
TABLEAU III-6: DIMENSIONS UTILISEES DANS LA CONCEPTION DE LA TROISIEME ANTENNE.....	83
TABLE III-7: FREQUENCE DE RESONANCE EN FONCTION DE DIFFERENTES VALEURS DU CONDENSATEUR DANS LA TROISIEME ANTENNE.	83

Liste des abréviations

IRM :Imagerie par Résonance Magnétique.

B0 : Champ magnétique statique d'intensité B_0 .

B1 : Champ électromagnétique radio fréquence.

RMN : Résonance magnétique nucléaire.

Mxy : La composante transversale.

Mz : La composante longitudinale.

T1 : Le temps de relaxation longitudinale.

T2 : Le temps de relaxation transversale.

SNC : Système nerveux central.

LCR : Liquide céphalo-rachidien.

SNP : Système nerveux périphérique

SAR :le taux d'absorption spécifique.

S11 : la perte de retour.

ACL : analyse de circuit linéaire.

ALT : analyse de ligne de transmission.

SNR : le rapport signal sur bruit.

FEM : la méthode des éléments finis,

FDTD : la méthode des différences finies en domaine temporel.

MOM : la méthode des moments.

Introduction générale

Dans ce projet de fin d'études, notre objectif est d'étudier et de modéliser une antenne spécifique pour l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) cérébrale. L'IRM est une technique d'imagerie médicale avancée et non invasive qui permet d'obtenir des images précises des structures internes du corps humain. Elle offre des avantages significatifs par rapport à d'autres modalités d'imagerie, telle que la radiographie ou le scanner, notamment en termes de résolution spatiale élevée et de contraste entre les différents tissus du corps.

Les antennes IRM sont des éléments essentiels dans les systèmes d'IRM, car elles permettent de générer et de détecter les signaux électromagnétiques nécessaires à la création des images médicales. Les antennes IRM sont spécifiquement conçues pour interagir avec le champ magnétique et radiofréquences utilisés dans les appareils d'IRM. Les antennes IRM sont généralement adaptées à des parties spécifiques du corps humain, telles que la tête, le genou, la colonne vertébrale, etc. Elles sont conçues pour fournir une sensibilité et une résolution optimales dans la région d'intérêt, permettant ainsi d'obtenir des images détaillées et de haute qualité.

Dans le cadre de notre projet, nous nous sommes concentrés sur la conception d'une bobine en cage d'oiseau, une configuration couramment utilisée pour améliorer la sensibilité et la résolution spatiale des images IRM. Nous avons modélisé une antenne IRM de tête plus performante composée de 16 éléments, fonctionnant à une fréquence de 63,85 MHz dans un champ magnétique de 1,5 T.

Ce mémoire est structuré en trois chapitres, dans le premier chapitre, nous avons présenté l'appareillage et les principes physiques de l'IRM, en mettant l'accent sur les principes de résonance magnétique nucléaire et la manipulation des champs magnétiques et radiofréquences. Nous avons également abordé l'anatomie du système nerveux central, en mettant en évidence les principales structures et leurs rôles dans le processus neurologique. Le deuxième chapitre est consacré au principe de conception d'une bobine cage d'oiseau. Il explore les différents types de bobines utilisées en IRM, notamment les bobines passe-bas, passe-haut et passe-bande. Il présente également les méthodes théoriques utilisées pour calculer la fréquence de résonance, le champ magnétique et le SAR (taux d'absorption spécifique). Les travaux récents dans le domaine de la conception de bobines IRM sont aussi présentés. Dans le dernier chapitre, nous avons présenté

notre contribution principale, à savoir la conception de la bobine cage d'oiseau 16 éléments pour l'IRM cérébrale, en utilisant le logiciel ANSYS HFSS. Nous avons détaillé les étapes de conception, les paramètres choisis, les simulations effectuées et les résultats obtenus.

I. Chapitre : IRM Cérébrale

1. Introduction

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale non invasive qui permet de visualiser des images de l'intérieur du corps humain en utilisant des champs magnétiques et des ondes radio, La première acquisition d'IRM a été produite en 1973 par Lauterbur et Damadian, ce qui a entraîné des avancées technologiques et scientifiques importantes, en particulier dans le domaine du dépistage des pathologies [01].

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une méthode de diagnostic puissante qui permet une visualisation précise des éléments internes du corps humain, y compris le système nerveux central. Cependant, la qualité des images peut être altérée par des interférences électromagnétiques, en particulier dans la région de la tête, où se trouve le cerveau. Pour améliorer la qualité des images IRM cérébral, la modélisation d'antennes tête humaine est un domaine de recherche important.

A travers ce premier chapitre, nous présenterons les principes fondamentaux de l'IRM, y compris l'appareillage utilisé et le principe physique sous-jacent. Ainsi, nous présenterons l'anatomie du système nerveux, qui est essentielle pour comprendre les problèmes de qualité d'image rencontrés lors de l'IRM.

2. Principe fondamental de l'IRM :

Avant de se plonger vers le fonctionnement détaillé de l'appareil IRM (**figure I.1**), il est important de présenter les différents éléments qui le composent.



Figure I.1:Imageur à résonance magnétique [02].

2.1 Appareillage :

L'IRM est un appareil complexe qui se compose de plusieurs éléments clés (**figure I.2**), notamment :

- L'aimant
- Les bobines de gradients
- Les bobines RF
- L'isolant couramment appelé blindage
- Le système informatique

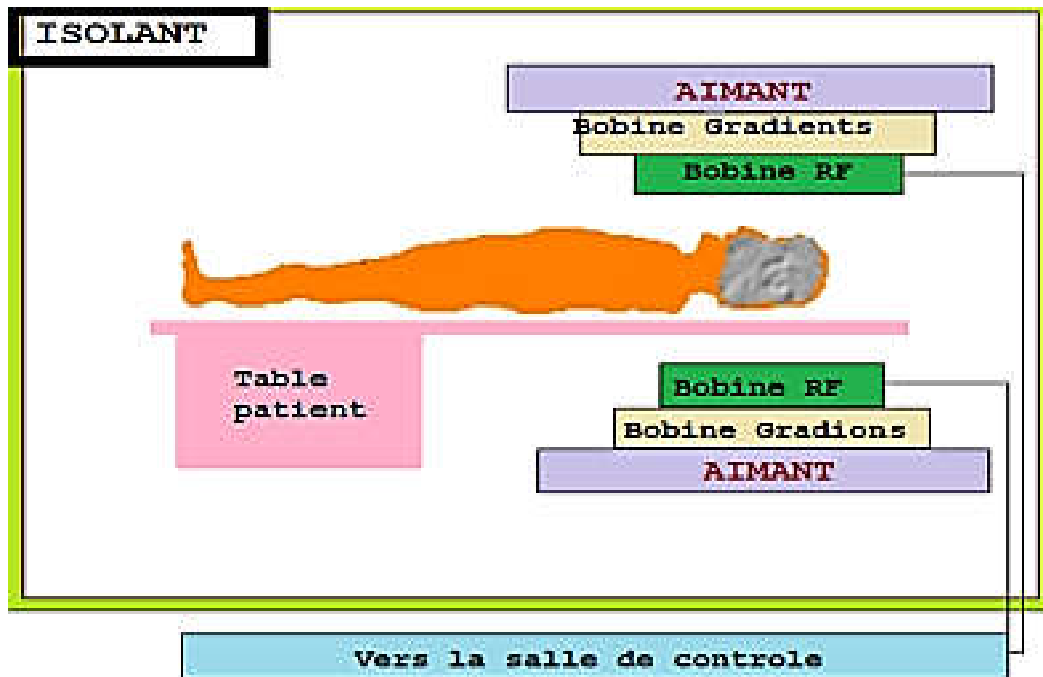


Figure I.2:Eléments technique d'IRM [03].

2.1.1 Aimant principal :

C'est un aimant circulaire de grande taille qui génère un champ magnétique principal B_0 à l'intérieur duquel le patient est placé (**figure I.3**). Ce champ est généré dans la plupart des cas par une bobine supraconductrice refroidie à l'aide d'hélium liquide, permettant ainsi d'obtenir un champ magnétique stable et puissant de **1.5 à 3 Tesla**. L'homogénéité de l'aimant est assurée par des méthodes passives, telles que le shimming avec des plaques de fer doux, ainsi que des méthodes actives, comme le shimming avec de petites bobines électromagnétiques intégrées dans l'aimant [04]. Ces deux dernières sont appelées **les correcteurs de champs**.



Figure I.3 : Aimant supraconducteur [05].

2.1.2 Bobines de gradients :

Les bobines de gradient permettent la création d'un gradient de champ B_0 dans la direction Z en utilisant un système de coordonnées standard. Le courant circulant dans les deux bobines en sens opposé (**figure I.4**), permet la génération d'un gradient de champ magnétique entre ces deux bobines [06]. Le champ B situé au centre de la bobine initiale est ajouté au champ B_0 , tandis que le champ B de la deuxième bobine est retranché du champ B_0 [07].

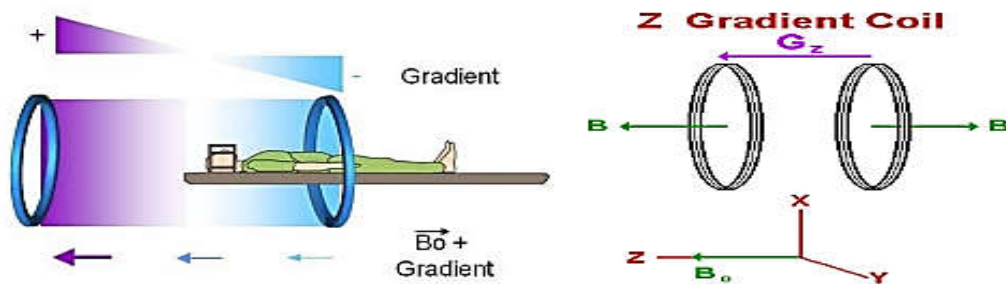


Figure I.4:Bobine de gradient selon Z [03].

Les gradients de champ B_0 dans les directions X et Y sont générés par une paire de bobines dont la direction du courant dans les bobines permet la création d'un gradient de champ B_0 dans la direction X (**figure I.5**) et Y (**figure I.6**) respectivement [7, 8].

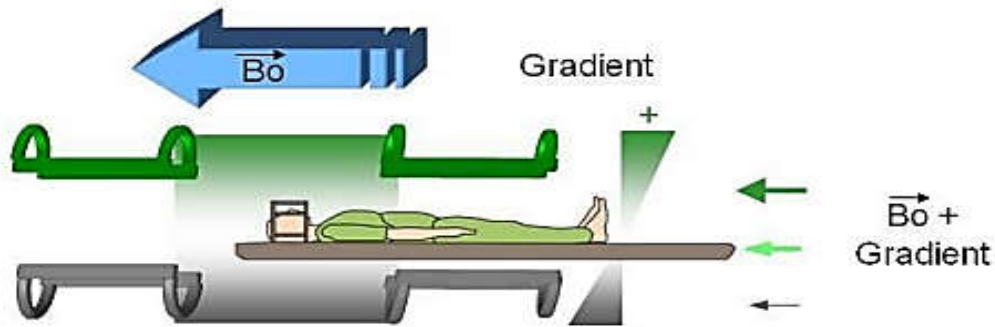


Figure 1.5: Bobine de gradient selon X [03].

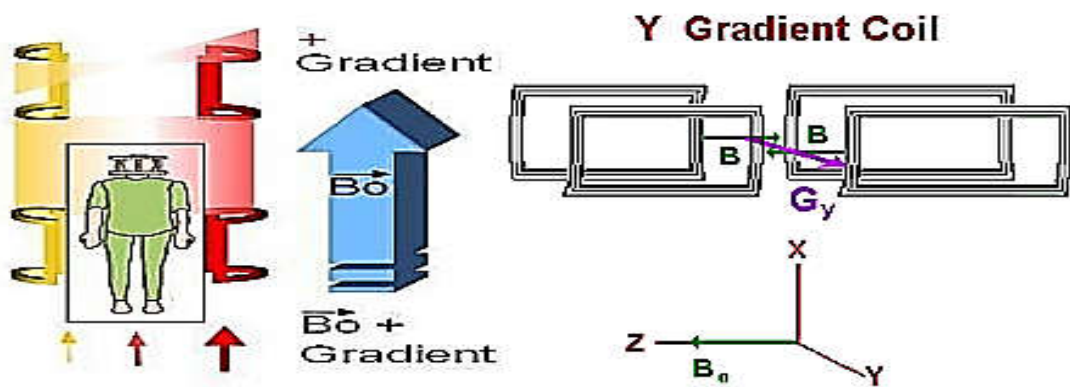


Figure 1.6: Bobine de gradient selon Y [03].

2.1.3 Bobines radiofréquence :

La bobine RF sert à la fois d'antenne qui émet une impulsion d'onde électromagnétique B_1 dans le corps pour générer un signal de résonance magnétique nucléaire (RMN), et qui reçoit également le signal réémis par le corps [09]. Cette impulsion permet également de créer une aimantation transversale des spins nucléaires. Le champ radiofréquence B_1 émis par la bobine RF excite donc les spins nucléaires du corps humain, induit une résonance magnétique et génère une aimantation transversale [10].

Parmi les bobines RF, nous pouvons citer les antennes surfaciques, les antennes volumiques et les antennes en réseau phasé [11] :

- **Antennes surfaciques :**

Les antennes surfaciques sont généralement constituées de plusieurs éléments de bobinage (**voir figure I.7**), souvent appelés "éléments d'antenne", qui sont disposés sur une surface plane et flexible. Ces éléments sont enroulés avec du fil conducteur de cuivre très fin, qui est recouvert d'une couche d'isolation pour éviter les interférences électromagnétiques. Les antennes surfaciques sont disposées sur la surface du corps, en contact étroit avec la peau, pour permettre une réception optimale des signaux [12].

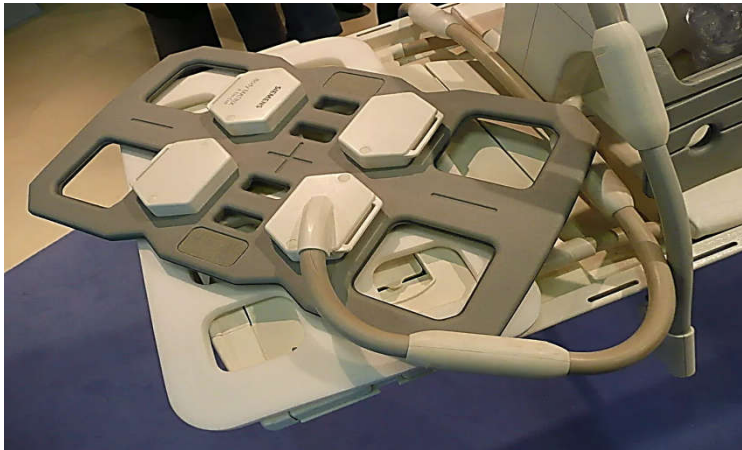


Figure I.7:antenne surfacique [12].

- **Antennes volumiques :**

Les antennes volumiques sont des antennes qui ont une structure volumique plutôt que surfacique. Elles sont conçues pour être placées près de la zone à imager et peuvent avoir différentes tailles et formes, selon la région anatomique examinée. Les antennes volumiques sont couramment utilisées en imagerie médicale pour obtenir des images précises de diverses parties du corps, notamment la tête, le cou, la colonne vertébrale et les membres. Elles sont souvent combinées avec d'autres équipements d'IRM tels que les gradients de champ magnétique et les séquences d'impulsions RF pour améliorer la qualité de l'image[12].

Parmi les antennes volumiques spécifiquement dédiées à certaines parties du corps, comme la tête ou le genou, nous pouvons citer l'antenne en cage d'oiseau (ou birdcage coil), qui est l'objet de notre travail.

➤ **Antennes en cage d'oiseau**

En IRM, l'antenne en cage d'oiseau est un dispositif qui sert à capter les signaux radiofréquences émis par les tissus corporels lorsqu'ils sont exposés à un champ magnétique puissant. L'objectif de cette antenne est de capter des signaux faibles et de haute qualité pour produire des images précises et détaillées. La structure de l'antenne en forme de cage d'oiseau est généralement cylindrique constituée de plusieurs anneaux de fil conducteur disposés en forme de cage (**voir figure I.8**). Ces anneaux sont ensuite reliés à un amplificateur de signal qui renforce les signaux captés par l'antenne.



Figure I.8: antenne en cage d'oiseau [13].

- **Antennes en réseau phasé :**

Un système d'antennes en réseau phasé est composé d'un ensemble d'antennes de surface voisines qui sont configurées de manière à combiner leurs profils de sensibilité (**figure I.9**). Cette configuration permet d'augmenter la zone d'observation tout en rejetant les signaux et bruits captés par les autres éléments du réseau. Chaque élément détecte de façon autonome le signal et le bruit en provenance de différentes régions de l'échantillon. Les positions différentes des antennes constituant le réseau fournissent les données essentielles pour effectuer un encodage supplémentaire visant à déterminer la localisation précise de l'origine du signal de résonance magnétique nucléaire (RMN). La mise en place d'un réseau d'antennes présente une complexité liée aux interactions magnétiques entre les différents éléments constituant le réseau qui doivent être éliminés pour garantir l'efficacité du codage spatial et la sensibilité individuelle des antennes[14].

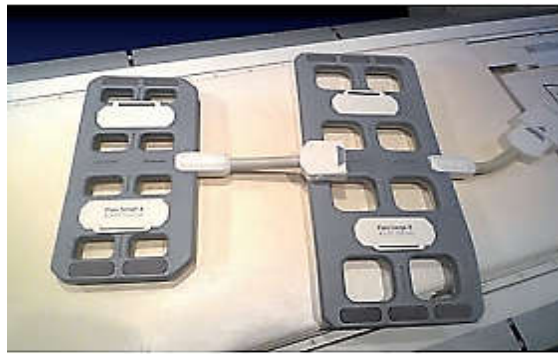


Figure I.9: Antenne en réseau phasé [04].

2.1.4 Blindage :

Le blindage est un ensemble de mesures de protection utilisées pour empêcher un champ magnétique ou des ondes radiofréquence de se propager au-delà d'une certaine zone définie. Dans le contexte d'une machine à IRM, deux types de blindages sont nécessaires : un blindage actif pour le champ magnétique et une cage de Faraday pour les ondes RF. Le blindage actif utilise une bobine de métal pour créer un champ magnétique inverse à celui de l'IRM, ce qui empêche le champ de déborder (**figure I.10**). Pour le blindage des ondes radiofréquence, une cage de Faraday est utilisée pour recouvrir tout le système d'une plaque de cuivre. Ces deux types de blindages sont essentiels pour éviter que les champs magnétiques ou les ondes RF n'interfèrent avec les communications et attirent tout métal à proximité de l'IRM [03].

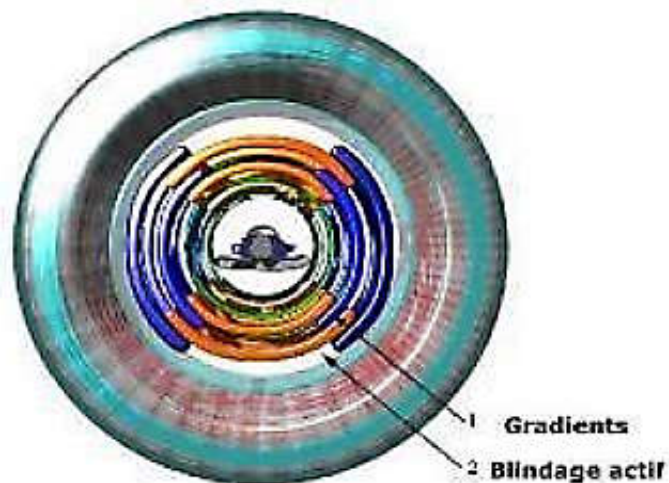


Figure I.10: Blindage d'un IRM [03].

2.1.5 Système informatique :

Un système informatique de haute performance est en mesure de régler les différents paramètres nécessaires pendant l'acquisition, traiter le signal acquis, visualiser, post-traiter et archiver les images obtenues [04].

2.2 Principe physique :

Le principe physique de l'IRM repose sur l'interaction entre les champs magnétiques et les noyaux atomiques. Les noyaux des atomes sont composés de neutrons, qui sont des particules neutres, ainsi que de protons qui possède une charge positive et un moment angulaire appelé "spin" qui correspond à un mouvement de rotation sur soi-même, il se comporte donc comme un petit aimant (**figure I.11**). Cette propriété est appelée "résonance magnétique nucléaire" (RMN). Les noyaux avec un nombre impair de masse s'alignent le long d'un champ magnétique, ce qui permet l'observation des phénomènes de RMN. L'atome d'hydrogène ($1H$), qui ne contient qu'un proton, est abondant dans les systèmes biologiques, en particulier dans l'eau et les lipides, qui constituent la majorité de la constitution chimique de l'organisme. Étant donné cette abondance d'hydrogène, il est souvent utilisé dans l'étude des tissus biologiques [15].

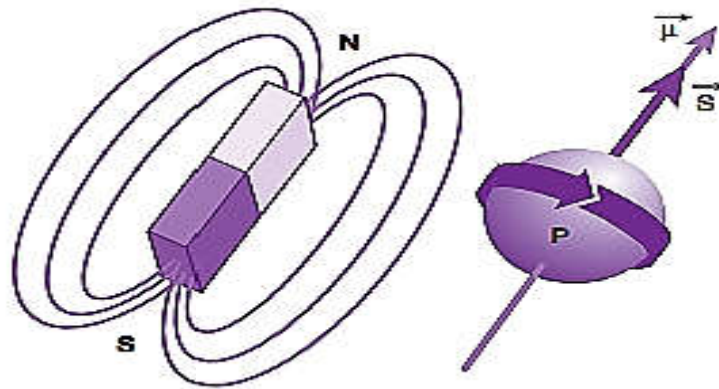


Figure I.11:un spin tournait sur lui-même, il se comporte comme un petit aimant [06].

Les protons présents dans les molécules d'eau portent une charge positive intrinsèque et leur rotation engendre un champ magnétique .Toutefois, en l'absence d'un champ magnétique externe, ces champs magnétiques sont répartis de manière aléatoire et tendent à s'annuler mutuellement. En revanche, en présence d'un champ magnétique externe intense ($\vec{B_0}$), les spins des protons s'alignent avec ce champ magnétique. Il existe deux orientations possibles pour ces spins alignés (**figure I.12**) :

- une moitié des spins s'aligne dans le sens opposé à $\vec{B_0}$, ce qui est appelé orientation antiparallèle.
- une autre moitié, légèrement supérieure en nombre, s'aligne dans le sens de $\vec{B_0}$, ce qui est appelé orientation parallèle.

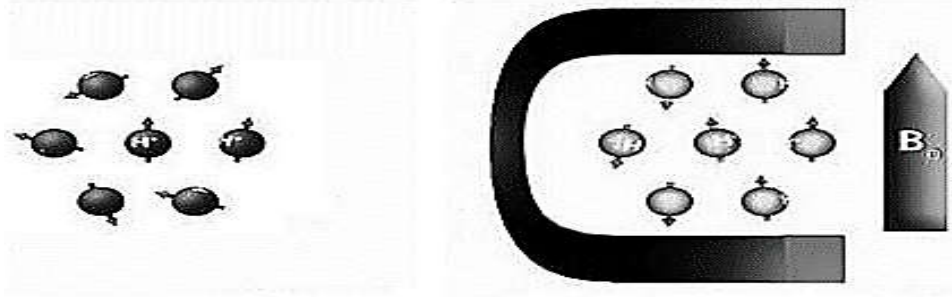


Figure I.12: Orientation des spins hors champ et leur alignement sous champ magnétique [07].

Cette orientation dépend de l'énergie que les spins des protons peuvent prendre. Les spins des protons parallèles au champ magnétique B_0 ont une énergie plus faible que les spins antiparallèles, et ils sont donc plus stables. Il existe une légère prédominance des spins des protons antiparallèles, car cette orientation est légèrement plus énergétique.

Les spins des protons ont une propriété quantique appelée "précession". Qui se réfère à leur rotation autour de l'axe du champ magnétique B_0 . Lorsque les protons précessent autour de cet axe, ils génèrent une fréquence de rotation appelée fréquence de Larmor. Cette fréquence est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique, et cette relation est exprimée par l'équation suivante :

$$F_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad (I.1)$$

Où B_0 est la force du champ magnétique en Tesla, et γ est le rapport gyromagnétique de l'atome en $\text{rad}/(\text{s}\cdot\text{T})$.

Pour simplifier la compréhension de l'IRM à une échelle microscopique, il est pratique de remplacer tous les spins individuels par un seul vecteur d'aimantation (M) qui représente l'ensemble des spins des particules dans un voxel (environ $2,1015 \text{ protons}/\text{mm}^3$) (**Figure I.13**). Chaque vecteur de champ magnétique qui compose M est en mouvement de précession, le vecteur M lui-même reste immobile le long de l'axe du champ B_0 . Cette orientation est due au fait que tous les vecteurs

Chapitre 01 : IRM cérébrale

précessent de manière désynchronisée, ce qui annule leur composante transversale. Ainsi, le vecteur M est aligné avec l'axe de B_0 (l'axe des z) et ne possède pas encore de composante transversale M_{xy} [15].



Figure I.13 : Aimantation nucléaire \vec{M} [16].

Par la suite, le vecteur M va précesser autour de B_0 et sera caractérisé par deux composantes vectorielles : une composante longitudinale, M_z , et une composante transversale, M_{xy} . On fait référence à ces composantes respectivement comme l'aimantation longitudinale, M_z , et l'aimantation transversale, M_{xy} [15]. (Figure I.14)

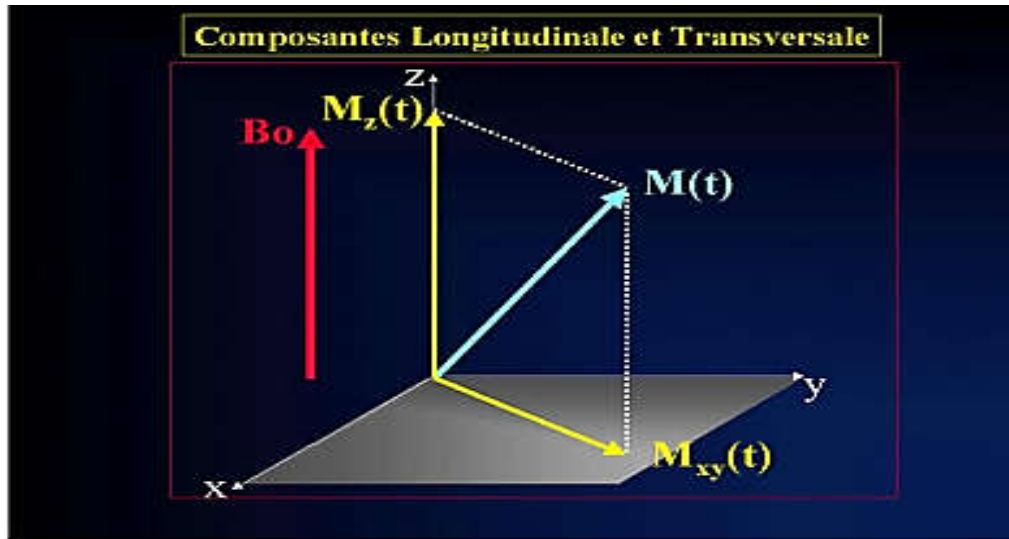


Figure I.14: Aimantation longitudinale, M_z , et aimantation transversale, M_{xy} [02].

L'aimantation acquise est de très faible intensité, la raison pour laquelle on applique un autre champ RF B_1 perpendiculaire à B_0 . Nous pouvons donc parler de deux phases : Phase d'excitation et Phase de relaxation.

- **Phase d'excitation :**

Lorsqu'un tissu corporel est placé dans un champ magnétique externe B_0 , les spins des protons ont tendance à s'aligner dans la direction de ce champ. Cependant, pour pouvoir étudier le tissu, il faut dévier les spins de l'axe de B_0 afin d'obtenir une composante transversale de l'aimantation (M_{xy}). Pour ce faire, il faut utiliser une antenne (ou une bobine) émettrice et réceptrice de champ magnétique tournant (onde radiofréquence) qui va permettre d'appliquer une phase d'excitation à une fréquence égale à la fréquence de résonance des spins. Cette énergie supplémentaire va permettre aux protons de changer de sens de spin, créant ainsi une composante transversale de l'aimantation. Lorsque l'onde est appliquée pendant une durée suffisante, l'angle de bascule entre le vecteur et B_0 devient significatif. Une impulsion dite de « 90° » est ensuite utilisée pour éliminer la composante longitudinale de l'aimantation et maximiser la composante transversale. L'impulsion dite de 180° inverse quant à elle totalement la composante longitudinale. Après la cessation de l'impulsion, les spins commencent à perdre leur synchronisation et l'aimantation retrouve

progressivement à son état d'équilibre, ce qui est caractérisé par l'apparition de deux phénomènes (Figure I.15) [02] :

- la relaxation longitudinale
- la relaxation transversale

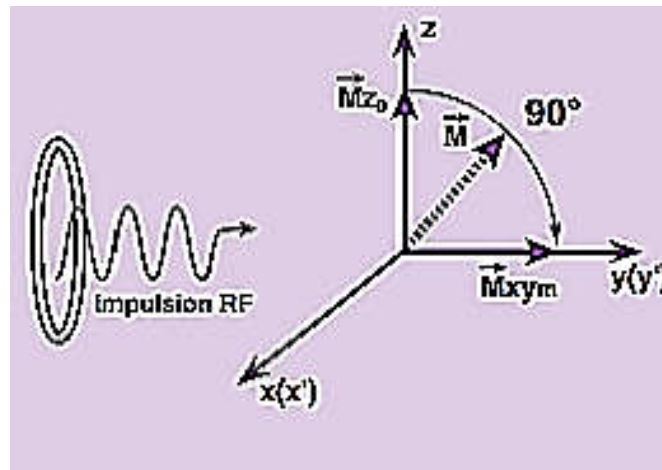


Figure I.15: Impulsion de 90°, bascule de \vec{M} dans le plan xOy [06].

- Phase de relaxation :

Une fois que l'impulsion radiofréquence est retirée, les particules retrouvent leur état énergétique initial en se réalignant avec le champ magnétique externe B_0 , passant du niveau d'énergie le plus élevé au plus bas. Ce processus implique également le transfert de l'énergie excédentaire vers les particules environnantes, ce qui peut être détecté par IRM. La relaxation engendre deux processus distincts :

- Relaxation longitudinale ou spin-réseau :

Lorsqu'une impulsion RF de 90° est appliquée, l'énergie est transférée aux protons, ce qui élimine la composante longitudinale M_z du vecteur d'aimantation tissulaire M . Ce transfert d'énergie provoque également une égalisation des spins sur les deux niveaux d'énergie, ce qui crée un état instable. Après l'arrêt de l'impulsion RF, les spins commencent à se réaligner, ce qui entraîne une transition progressive des spins du niveau élevé d'énergie vers le niveau inférieur (antiparallèles -> parallèles) (Figure I.16).

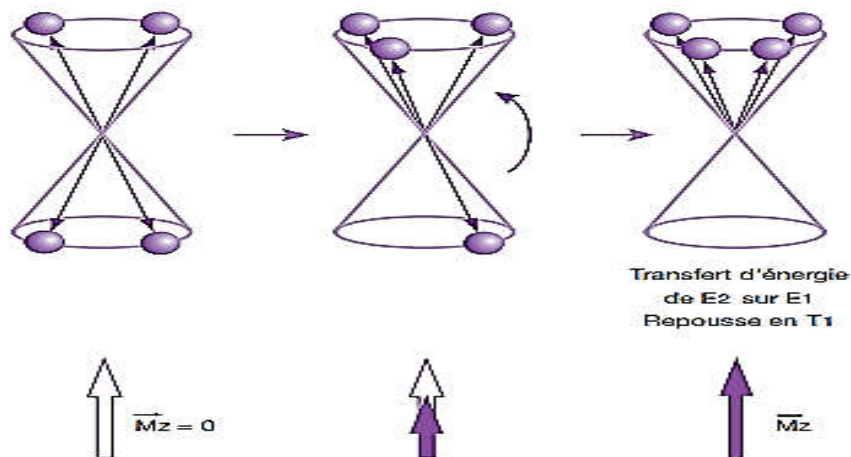


Figure I.16 : Arrêt de l'impulsion RF et retour à l'état d'équilibre [06].

Cette transition est décrite par la constante de temps T1, qui représente le temps nécessaire pour que la composante longitudinale Mz atteigne 63% de sa valeur d'équilibre (**Figure I.17**). La relaxation spin-réseau ou relaxation T1 est donc responsable de la récupération de la composante longitudinale Mz du vecteur d'aimantation tissulaire M, et peut être décrite mathématiquement par la formule suivante :

$$M_z = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \quad (I.2)$$

Où M0 est la valeur initiale de la composante longitudinale Mz, t est le temps écoulé depuis l'impulsion RF et T1 est la constante de temps de relaxation spin-réseau [15].

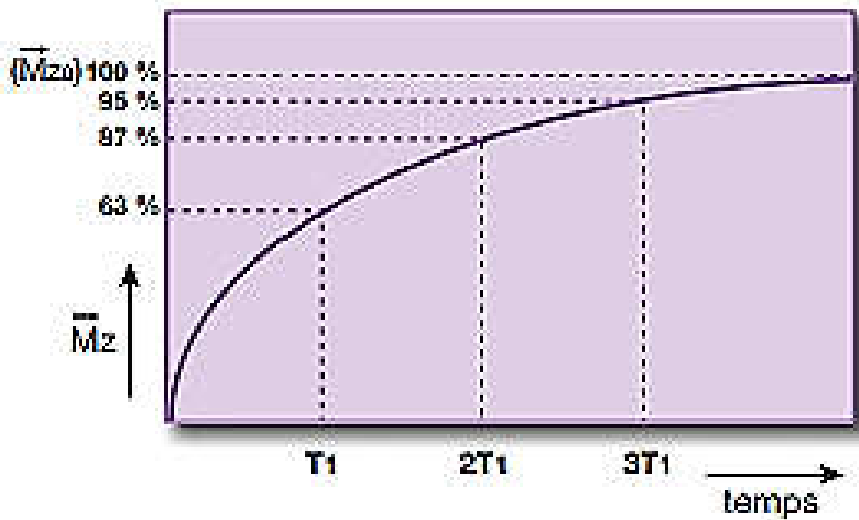


Figure I.17 : Repousse de l'aimantation longitudinale en fonction du T_1 [06].

○ **Relaxation transversale ou spin-spin :**

Ce phénomène est causé par des interactions magnétiques entre les spins, qui entraînent un déphasage entre eux et, par conséquent, une décroissance exponentielle de l'aimantation transversale à l'origine du signal de RMN [03] (Figure I.18).

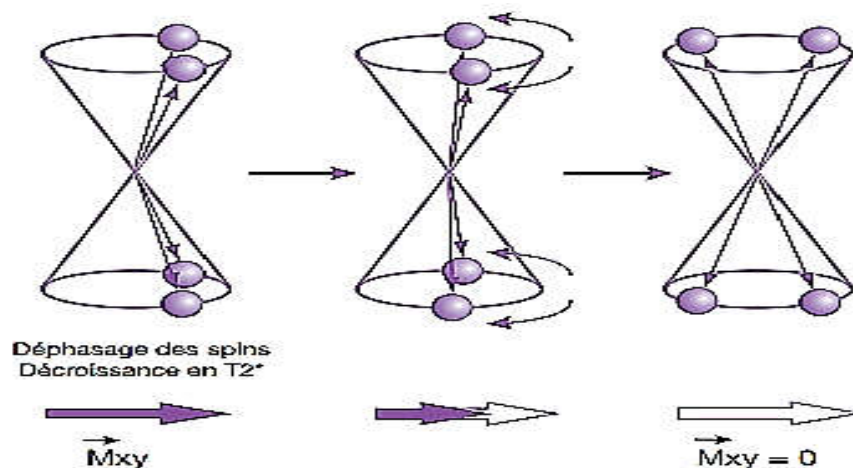


Figure I.18 : Arrêt de l'impulsion RF, déphasage des protons [06].

La diminution de l'aimantation transversale suit une décroissance exponentielle caractérisée par une courbe qui peut être représentée graphiquement par la **Figure I.19**. Le temps nécessaire pour que l'aimantation transversale revienne à 37 % de sa valeur initiale est appelé temps de relaxation transversale (T_2). Cette grandeur physique est définie par la formule suivante :

$$M_{xy} = M_0 \exp(-t/T_2) \quad (I.3)$$

Où M_0 est la valeur initiale de la composante transversale M_{xy} , t est le temps écoulé depuis l'impulsion RF et T_2 est la constante de temps de relaxation spin-spin [16].

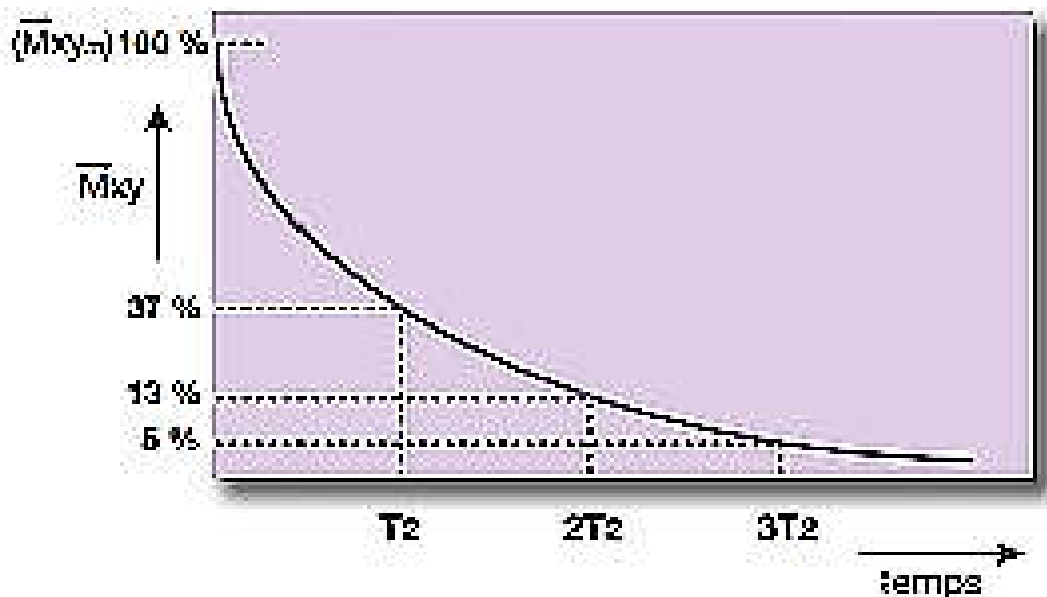


Figure I.19 : Disparition de l'aimantation transversale en fonction du T_2 [06].

Les processus de relaxation sont influencés par plusieurs facteurs, notamment la viscosité de l'environnement qui contient les spins, c'est-à-dire l'état physico-chimique du milieu tissulaire, ainsi que la présence d'éléments paramagnétiques dans cet environnement. Par exemple, l'utilisation de sels de gadolinium comme agents de contraste en IRM peut affecter les phénomènes de relaxation.

Après les phénomènes de relaxation, les spins des protons se réalignent progressivement selon la direction du champ magnétique externe. Pendant ce réalignement, ils émettent un signal radiofréquence détectable par les antennes du scanner IRM.

Chapitre 01 : IRM cérébrale

Pour reconstruire une image IRM, on applique une séquence d'impulsions de radiofréquence pour manipuler les spins dans différentes directions, afin d'obtenir des informations sur leur localisation et leur mobilité. Les signaux émis sont ensuite mesurés et utilisés pour construire une image.

L'IRM est fréquemment utilisée pour l'étude du système nerveux central, ce qui englobe le cerveau, la moelle épinière et les nerfs périphériques. Grâce à l'utilisation d'une antenne tête spécifiquement conçue pour l'IRM, les médecins peuvent obtenir des images détaillées et précises des différentes parties du cerveau, ce qui leur permet de détecter des anomalies, des blessures ou des maladies neurologiques telles que la sclérose en plaques, la maladie d'Alzheimer ou les tumeurs cérébrales. Cette capacité de l'IRM à fournir des images précises et détaillées du système nerveux en fait un outil essentiel pour le diagnostic, le traitement et la recherche dans le domaine de la neurologie.

Afin d'étudier l'effet des antennes RF sur le cerveau, il est important de connaître les tissus qui le compose.

3. Système nerveux :

Le système nerveux est divisé en deux parties sur le plan anatomique : le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP) (**Figure I.20**) [17].

3.1 Système nerveux périphérique (SNP) :

Il est formé par les nerfs, qui ont pour rôle de collecter les informations de l'environnement et de les transmettre au cerveau, ainsi que de diffuser les ordres du cerveau vers le reste du corps. Certains nerfs sont directement reliés au cerveau, tels que les nerfs du visage, tandis que d'autres passent par la moelle épinière [18].

3.2 Système nerveux central (SNC) :

Le système nerveux central appelé aussi encéphale est constitué du cerveau et de la moelle épinière qui sont situés respectivement dans la boîte crânienne et la colonne vertébrale. Ces organes vitaux sont protégés par une armure formée par le crâne et les vertèbres. Les méninges, qui entourent le cerveau et la moelle épinière, sont constituées de trois couches qui sont parcourues par

le liquide céphalorachidien. La connaissance de cette structure est essentielle pour comprendre le fonctionnement du système nerveux central [18].

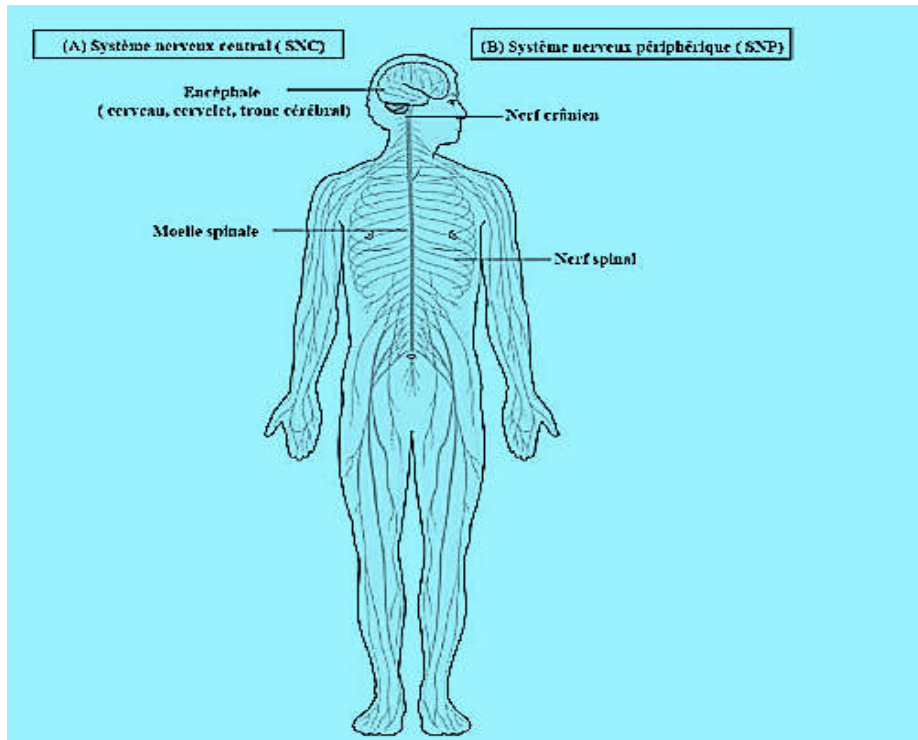


Figure I.20: Système nerveux [17].

3.2.1 Encéphale :

Il est en entier situé dans la boîte crânienne. Il est constitué par (Figure I.21)

- **Le cerveau :** Le cerveau est le centre de la conscience et les fonctions intellectuelles de l'être humain, telles que la pensée, l'apprentissage et la créativité. Il est constitué de neurones et de cellules gliales, qui assurent son fonctionnement et sa structure. Le cerveau présente une structure bilatérale, se composant de deux hémisphères distincts. Chacun responsable d'un côté du corps et de fonctions spécifiques. Chaque hémisphère est subdivisé en quatre lobes : le lobe frontal, le lobe pariétal, le lobe occipital et le lobe temporal.
- **Le tronc cérébral :** est une structure située entre le cerveau et la moelle épinière. Il abrite des centres nerveux qui régulent des fonctions corporelles involontaires telles que le rythme cardiaque, la respiration, la digestion et la température corporelle. De plus, le

tronc cérébral joue un rôle essentiel dans la transmission des influx nerveux entre la moelle épinière et les hémisphères cérébraux. Il abrite également l'hypophyse, une glande qui produit des hormones qui régulent une variété de fonctions corporelles et qui stimulent d'autres glandes telles que la thyroïde, les ovaires et les testicules.

- **Le cervelet** : le cervelet est la deuxième partie la plus importante de l'encéphale, il est situé postérieurement au tronc cérébral. Il a pour fonction principale la coordination des mouvements et le contrôle de l'équilibre et de la posture [18].

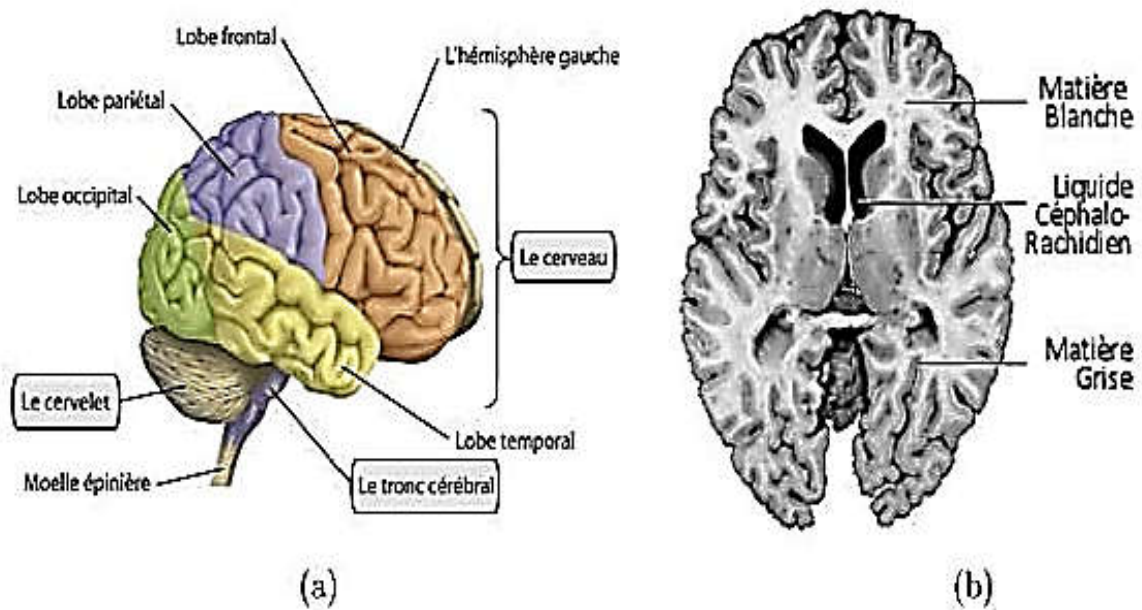


Figure I.21: (a) Encéphale, (b) coupe 2D du cerveau [19].

3.2.2 Moelle épinière : Elle se situe dans le canal rachidien, constitue la partie caudale du système nerveux central. Elle est formée d'un axe composé de substance grise recouvert de substance blanche, où la substance blanche est constituée d'axones myélinisés. Les corps cellulaires des neurones se trouvent dans la substance grise (Figure I.22) [20].

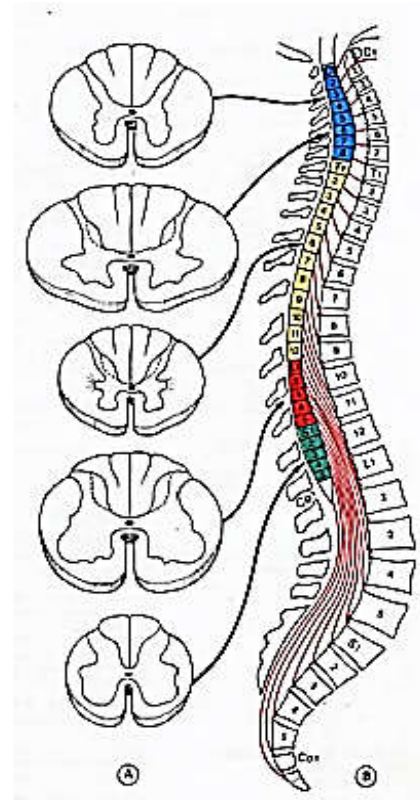
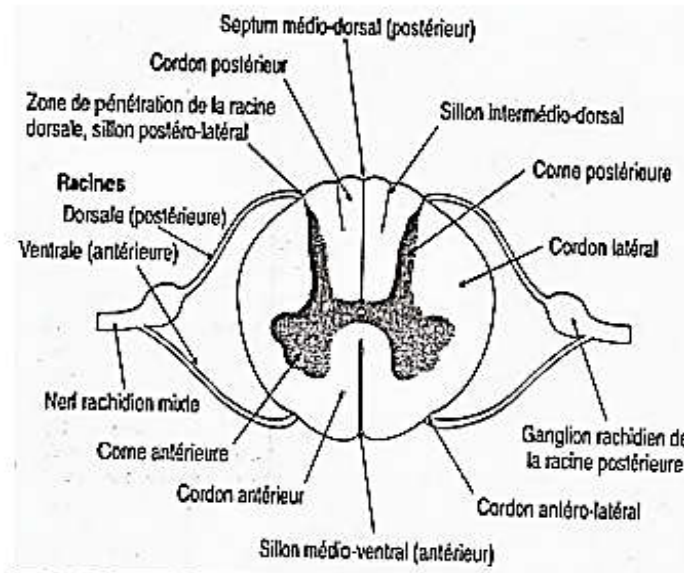


Figure I.22: Moelle épinière [21].

3.2.3 Méninges : Les méninges sont les enveloppes protectrices et nourricières du système nerveux central, Il y a trois couches de méninges (Figure I.23) :

- **La dure-mère :** La plus externe, c'est une membrane dure et résistante composée de tissu conjonctif. Sa fonction principale est de protéger les couches sous-jacentes des os environnants.
- **L'arachnoïde :** est la membrane intermédiaire, qui ressemble à une toile d'araignée, et c'est entre elle et la pie-mère que circule le liquide céphalo-rachidien.
- **La pie-mère :** La plus interne, fine et compacte, elle contient les veines qui transportent le sang hors du cerveau[21].

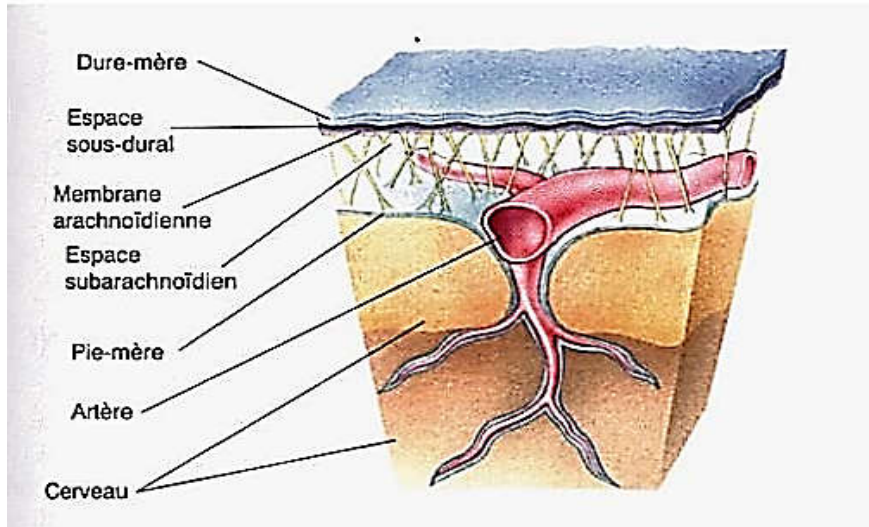


Figure I.23: Structure des méninges entourant le cerveau : la pie-mère, l'arachnoïde et la dure-mère. [19].

3.2.4 Liquide céphalo-rachidien : est un liquide clair qui baigne le cerveau et la moelle épinière. Il est contenu dans un espace entre deux membranes appelées la pie-mère et l'arachnoïde. Le LCR est produit en continu par des structures appelées plexus choroïdes et circule librement dans les méninges. Environ 0,5 ml de LCR est produit chaque minute, et il est renouvelé toutes les 4 à 6 heures. Le LCR provient principalement du flux sanguin, et dans une moindre mesure du liquide interstitiel du cerveau (**Figure I.24**) [22].

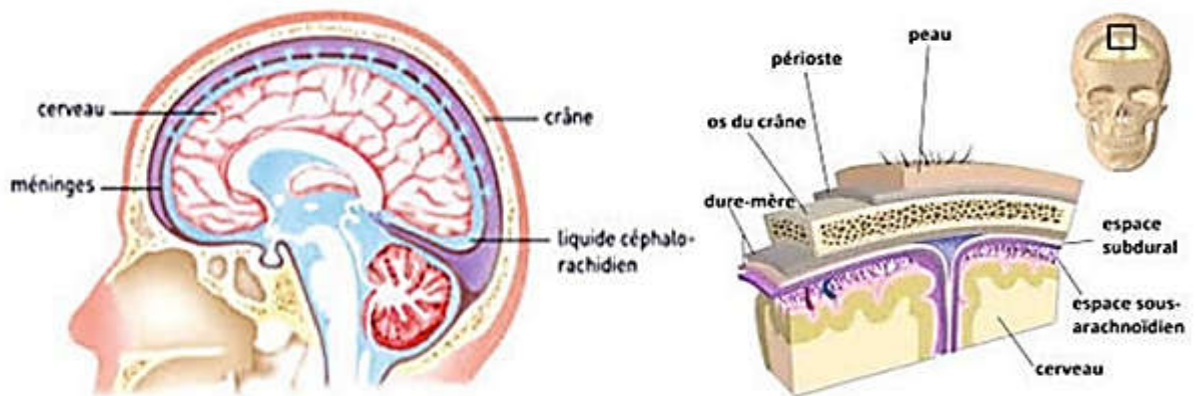


Figure I.24: Schémas représentant la situation du LCR [22].

4. Conclusion :

L'IRM est une technique d'imagerie médicale extrêmement utile pour l'étude du corps humain et en particulier pour l'analyse du système nerveux central en raison de sa capacité à visualiser les structures internes du cerveau. A travers ce chapitre, nous avons présenté les différents points essentiels à savoir l'appareillage IRM, son principe de fonctionnement, le cerveau et les différents tissus qui le composent. Nous avons également souligné l'importance des bobines RF et leurs effets sur la qualité d'image, le chapitre suivant présentera plus particulièrement l'antenne tête avec toutes les étapes essentielles permettant de la modéliser.

II. Chapitre : Principe de conception d'une bobine cage d'oiseau

1. Introduction :

En imagerie par résonance magnétique (IRM), il est crucial de disposer d'antennes radiofréquences bien adaptée ; la bobine cage d'oiseau appelée aussi birdcage est l'une des antennes tête les plus couramment utilisées en raison de son champ magnétique uniforme et de sa capacité à recevoir des signaux détectables. Cependant, la conception d'une bobine cage d'oiseau est un processus complexe qui nécessite une connaissance approfondie des propriétés électromagnétiques de la bobine et des besoins spécifiques de l'application. Dans ce chapitre, nous allons présenter les différents types de bobines tête avec leurs schémas électriques. Nous allons présenter par la suite les équations de Maxwell ainsi que les méthodes numériques nécessaires à leurs résolutions. A la fin du chapitre, nous allons présenter quelques travaux de recherche focalisés à la modélisation d'antenne IRM tête afin d'illustrer les avancées récentes dans ce domaine.

2. Bobine cage d'oiseau « birdcage coil » :

La première conception d'une bobine tête en cage d'oiseau (birdcage coil) a été démontrée par Hayes et al. en 1985 [23] qu'ils l'ont nommée ainsi d'après sa ressemblance structurelle avec les cages à oiseaux suspendues traditionnelles. La bobine cage d'oiseau a été considérée comme meilleure conception pour les applications d'IRM, car elle permet de produire un champ magnétique RF B1 plus homogène et un rapport signal sur bruit (SNR) plus élevé. Elle est classée parmi les résonateurs RF de type volume, elle peut être conçue dans différentes tailles pour être utile dans différents systèmes IRM de différents champs : bas, haut et ultra-haut champ [24].

2.1 Type de bobine cage d'oiseau :

La bobine cage d'oiseau a une forme cylindrique, elle est composée de deux boucles conductrices circulaires appelées anneaux d'extrémité et de conducteurs droits appelés tiges (**typiquement au nombre de 8, 16 ou 32**). Des condensateurs sont fixés sur les segments d'anneau d'extrémité et aux différents tiges afin de régler la fréquence de résonance 'dite aussi fréquence de Larmor' de la bobine. En fonction de l'emplacement des condensateurs, trois types de bobines sont disponibles : passe-bas, passe-haut et passe-bande.

Une bobine cage d'oiseau est dite passe-bas si les condensateurs sont installés sur les tiges (**figure II.1(a)**), s'ils sont installés sur les anneaux d'extrémité (**figure II.1(b)**), elle s'est appelée passe-haut

et passe-bande s'ils sont insérés dans l'ensemble d'anneaux d'extrémité et des tiges (**figure II.1(c)**)[25].

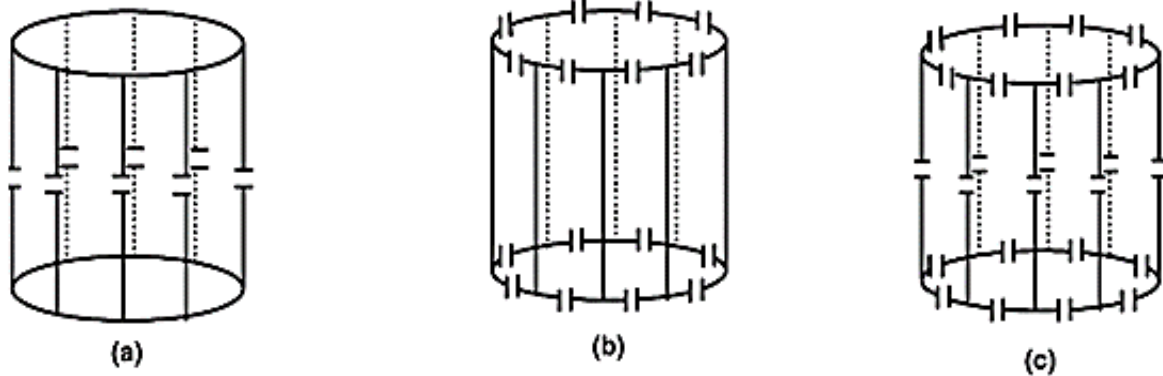


Figure II.1 : Bobine cage d'oiseau de type a) passe-bas, b) passe-haut et c) passe-bande [11].

Les antennes en cage d'oiseau peuvent être alimentées en quadrature en appliquant deux sources de courant déphasées de 90° et espacées de manière spatiale de 90° sur les anneaux de l'antenne. Ceci permet une alimentation équilibrée et une émission optimale de signaux électromagnétiques [12].

Le circuit électronique équivalent à chaque type de bobines permet de calculer la fréquence de résonance. Dans la suite de ce chapitre, nous verrons en détail les différents circuits électroniques associés à chaque type de bobine, ainsi que les méthodes de calcul utilisées pour déterminer leur fréquence de résonance.

- **Bobine passe-haut :**

Le circuit électrique de la bobine cage d'oiseau passe-haut est représentée par **figure II.2**. Ce dernier contient un ensemble de condensateurs et d'inductances permettant le calcul de la fréquence de résonance.

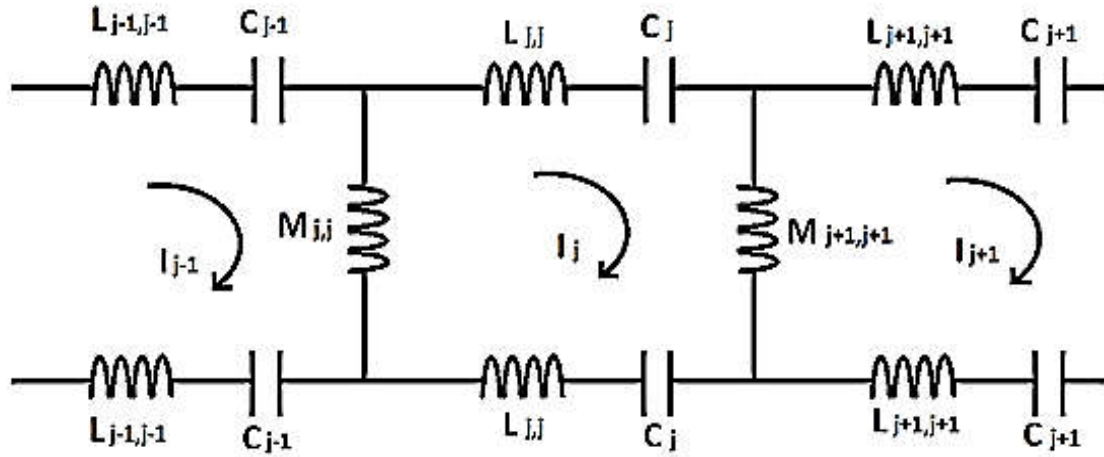


Figure II.2: Schéma électronique équivalent pour la bobine de cage d'oiseau passe-haut [26].

Où

C_j : condensateurs relié entre les tiges j et $(j+1)$,

$L_{i,j}$: inductance des conducteurs utilisés pour relier les condensateurs.

$M_{i,j}$: inductance mutuelle de la jème tige [26].

Il est plus facile de mettre une analyse générale dans un cas simplifié où nous considérons $C_1 = C_2 = \dots = C$, $L_1 = L_2 = \dots = L$, $M_{11} = M_{22} = \dots = M$. Selon la loi de Kirchhoff, pour la boucle constituée des jème et $(j+1)$ ème condensateurs, nous avons :

$$-i\omega M (I_j - I_{j-1}) - 2i\omega L I_j + \frac{2}{\omega C} I_j = 0 \quad (II.1)$$

Où $j = 1, 2, \dots, N$, N est le nombre de tiges et I_j désigne le courant dans cette boucle, l'équation (II.1) peut être réécrite comme suit :

$$M (I_{j+1} + I_{j-1}) + 2 \left(\frac{1}{\omega^2 C} - L - M \right) I_j = 0 \quad (II.2)$$

Chapitre 02 : Principe de conception d'une bobine cage d'oiseau

En raison de la symétrie cylindrique, le courant I_j doit satisfaire la condition périodique $I_{j+N}=I_j$. Les N solutions linéairement indépendantes ont la forme :

$$(I_j)_m = \left\{ \begin{array}{ll} \cos \frac{2\pi m j}{N} & m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \\ \sin \frac{2\pi m j}{N} & m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} - 1 \end{array} \right\} \quad (II.3)$$

Où $(I_j)_m$ représente la valeur d' I_j dans la m -ème solution. Le courant dans la j -ème branche est alors donné par :

$$(I_j)_m - (I_{j-1})_m = \left\{ \begin{array}{ll} -2 \sin \frac{\pi m j}{N} \sin \frac{2\pi m (j-\frac{1}{2})}{N} & m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \\ 2 \sin \frac{\pi m}{N} \cos \frac{2\pi m (j-\frac{1}{2})}{N} & m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} - 1 \end{array} \right\} \quad (II.4)$$

La fréquence de résonance est déduite :

$$\omega_m = \left[C \left(l + 2M \sin^2 \frac{\pi m}{N} \right)^{-\frac{1}{2}} \right] m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \quad (II.5)$$

L'équation (II.5) donne une correspondance entre le mode m et la fréquence de résonance associée. Le mode $m=0$ correspond au mode à anneaux d'extrémité qui se caractérise par un courant constant dans les anneaux d'extrémité et pas de courant dans les tiges. Ce mode à la fréquence de résonance la plus élevée. Le mode $m=1$ est le mode dominant avec la deuxième fréquence de résonance la plus élevée.

- **Bobine passe-bas :**

Le circuit électrique de la bobine cage d'oiseau passe-bas est représentée par **figure II.3**.

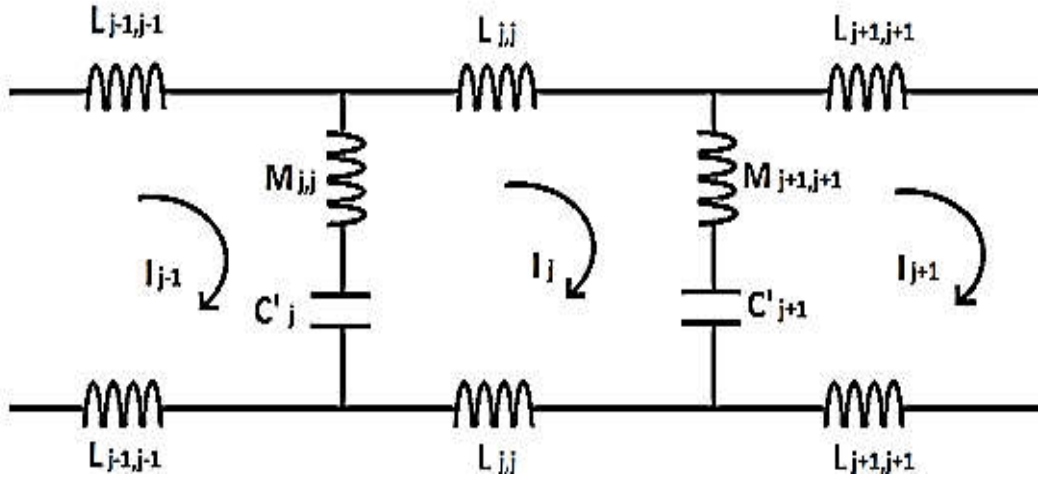


Figure II.3: Schéma électronique équivalent pour la bobine de cage d'oiseau passe-bas [26].

De la même manière, en négligeant l'inductance mutuelle et en considérant $C_1=C_2=...=C$, $L_1=L_2=...=L$, $M_{11}=M_{22}=...=M$ et N le nombre de tiges, il est possible d'obtenir :

$$\left(\frac{1}{\omega^2 C} - M\right)(I_{j+1} + I_{j-1}) - 2\left(\frac{1}{\omega^2 C} - L - M\right)I_j = 0 \quad \text{Où } j = 1, 2, \dots, N \quad (II.6)$$

A partir de l'équation (II.6), nous pouvons trouver l'expression de la fréquence de résonance :

$$\omega_m = \left[C \left(M + \frac{L}{2 \sin^2 \frac{\pi m}{N}} \right) \right]^{-\frac{1}{2}} \quad m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \quad (II.7)$$

Contrairement à la bobine passe-haut, le mode de résonance à anneau d'extrémité ($m=0$) a une fréquence de résonance nulle et le mode $m=1$ porte la deuxième fréquence de résonance la plus basse.

- **Bobine passe-bande :**

Le circuit électrique de la bobine cage d'oiseau passe-bande est représentée par **figure II.4**.

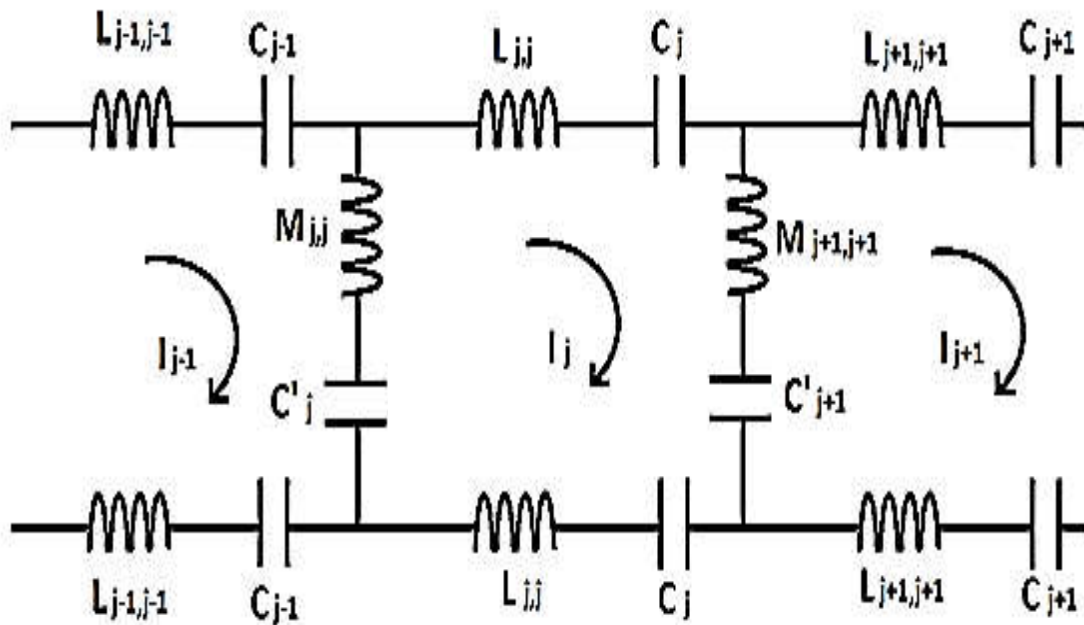


Figure II.4: Schéma électronique équivalent pour la bobine de cage d'oiseau passe-bande [26].

L'expression de la fréquence de résonance est donnée par :

$$\omega_m = \left[\left(2M \sin^2 \frac{\pi m}{N} + L \right) / \left(\frac{2}{c'} \sin^2 \frac{\pi m}{N} + \frac{1}{c} \right) \right]^{-1} \quad m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \quad (II.8)$$

Une fois que la fréquence de résonance est déterminée, il devient essentiel de comprendre les champs électromagnétiques associés à cette fréquence pour évaluer les performances de l'antenne. Les équations de Maxwell, qui décrivent les relations fondamentales entre les charges électriques, les courants et les champs électromagnétiques, permettent de calculer les champs électrique et magnétique générés par l'antenne.

2.2 Equations de Maxwell :

La contribution importante de J.C. Maxwell [27] était de regrouper un ensemble d'équations qui décrivent les propriétés locales d'un milieu en termes de champs électrique \vec{E} , d'induction magnétique \vec{B} , de déplacement électrique \vec{D} , de champ magnétique \vec{H} , de densité volumique de charge ρ et de vecteur densité de courant \vec{j} . Quatre équations, connues sous le nom d'équations de

Chapitre 02 : Principe de conception d'une bobine cage d'oiseau

Maxwell, permettent de décrire de manière unifiée les phénomènes électriques et magnétiques dans le cadre de l'électromagnétisme.

2.2.1 Première équation de Maxwell [28] :

Cette équation exprime la divergence du champ électrique en fonction de la densité de charge électrique.

$$\text{Div}\vec{D} = \rho \quad (\text{II.9})$$

Avec :

\vec{D} : Vecteur de déplacement ou excitation électrique [C/m^2].

ρ : Densité de charge volumique [C/m^3].

2.2.2 Deuxième équation de Maxwell :

Cette équation caractérise le couplage entre les phénomènes magnétiques et les phénomènes électriques.

$$\overrightarrow{\text{Rot}}\vec{E} = -\frac{\partial\vec{B}}{\partial t} \quad (\text{II.10})$$

Avec :

\vec{B} : Vecteur induction magnétique [T].

C'est une loi qui traduit le fait que la variation de l'induction magnétique, en fonction du temps engendre un champ électrique rotationnel.

2.2.3 Troisième équation de Maxwell :

A partir de la relation (II.10), on obtient :

$$\text{Div}(\overrightarrow{\text{rot}}\vec{E}) = \text{div}\left(-\frac{\partial\vec{B}}{\partial t}\right) \quad (\text{II.11})$$

Sachant que : $\text{div}(\overrightarrow{\text{rot}}\vec{E})=0$, l'équation **II.11** devient :

$$\text{Div}\left(-\frac{\partial\vec{B}}{\partial t}\right)=0 \quad (\text{II.12})$$

Soit :

$$\frac{\partial}{\partial t}\text{div}\vec{B}=0 \quad (\text{II.13})$$

Donc :

$$\text{Div}\vec{B}=f(r) \quad (\text{II.14})$$

Si l'équation **(II.14)** n'est pas nulle, elle indiquera l'existence de charges magnétiques.

Cette idée est incohérente car jusqu'à présent l'existence de charges magnétiques libres n'a jamais été mise en évidence donc on pose :

$$\text{Div}\vec{B}=0 \quad (\text{II.15})$$

L'équation **(II.15)** exprime l'induction B, qu'elle est à flux conservatif c'est-à-dire que les lignes de champ magnétique forment des boucles fermées sans début ni fin. Cela correspond à l'observation que les champs magnétiques sont générés par des configurations dipolaires, telles que des aimants permanents, des courants électriques ou des courants de spin dans les particules [29].

2.2.4 Quatrième équation de Maxwell [30] :

L'équation de Maxwell-Ampère met en évidence le fait qu'à tout courant électrique est associé un champ magnétique.

$$\overrightarrow{\text{Rot}}\vec{H}=\vec{J}_c+\frac{\partial\vec{D}}{\partial t} \quad (\text{II.16})$$

Avec :

\vec{J}_c : Vecteur densité de courant de conduction [A/m^2].

Les équations de Maxwell décrivent le comportement des champs électrique et magnétique, tandis que les méthodes numériques sont utilisées pour résoudre ces équations de manière approchée et parmi ces méthodes nous pouvons citer la méthode des éléments finis (FEM), la méthode des différences finies en domaine temporel (FDTD) et la méthode des moments (MoM).

2.3 Méthode des différences finies en domaine temporel (FDTD) :

Le principe de la méthode des différences finies (FDTD) repose essentiellement sur le remplacement des dérivées spatiales et temporelles des équations de Maxwell par des approximations aux différences finies. En d'autres termes, les opérateurs différentiels des équations de courant sont remplacés par des approximations aux différences centrales de second ordre qui sont précises [31].

2.4 Méthode des moments (MoM) :

La méthode des moments est une approche numérique efficace pour résoudre les systèmes d'équations intégrales en les transformant en un système linéaire matriciel. Elle repose sur la détermination de l'aimantation magnétique \vec{M} par collocation au barycentre de chaque élément, utilisant des fonctions de forme d'ordre donné 0. Cette méthode simple exploite l'interaction à distance entre différents éléments magnétiques proches tels que des aimants, des matériaux ferromagnétiques et des courants.

Le système linéaire relie le champ résultant des courants aux composantes discrétisées de l'aimantation en utilisant une "matrice d'interaction globale" spécifique à la méthode des moments (MoM). La taille de cette matrice dépend à la fois du nombre d'éléments N_e dans le maillage et du nombre d'inconnues dans chaque élément. Ainsi, pour la méthode des moments volumiques, la taille de la matrice est de $(3N_e * 3N_e)$, tandis que pour les formulations surfaciques, la taille de la matrice devient $(2N_e * 2N_e)$ [32].

2.5 Méthode des éléments finis (FEM) :

Chapitre 02 : Principe de conception d'une bobine cage d'oiseau

La méthode des éléments finis (FEM) est une technique numérique largement utilisée pour résoudre des problèmes complexes avec des géométries variées et des matériaux présentant des propriétés physiques non linéaires. Le principe de cette méthode repose sur la substitution à la forme différentielle que représentent les équations aux dérivées partielles et aux conditions aux limites associées à une formulation intégrale du phénomène à étudier [33].

Cette formulation peut prendre deux formes principales :

- Formulation variationnelle.
- Formulation projective (résidus pondérés).

▪ Formulation variationnelle :

Cette formulation repose sur la connaissance préalable de la fonction d'énergie du système à étudier [31]. La fonction d'énergie est déterminée à partir du principe de l'action hamiltonienne, qui postule l'existence d'une fonction de type intégrale.

Elle est définie par :

$$F(A) = \int_{\Omega} L d\Omega \quad (\text{II.17})$$

Où Ω : Domaine d'étude et L : Fonction de Lagrange déduite de la différence entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle du système.

Dans le cas d'un problème électromagnétique :

L est donné par l'expression :

$$L = \int_0^B v B dB - JA \quad (\text{II.18})$$

Où L : Fonction de Lagrange. A : Potentiel vecteur magnétique [T. m]. J : Densité de courant [A/m^2].

v: Réductivité magnétique [H/m]⁻¹. B : Induction magnétique [T].

Chapitre 02 : Principe de conception d'une bobine cage d'oiseau

Donc, l'expression de la fonction d'énergie (II.17) devient comme suit :

$$F(A) = \int_{\Omega} \left[\int_0^B vBdB - JA \right] d\Omega \quad (\text{II.19})$$

La résolution du problème variationnelle défini par la fonction d'énergie $F(A)$ revient à minimiser cette fonction ; la minimisation est effectuée en utilisant le principe de Rayleigh-Ritz :

$$\frac{\partial F(A)}{\partial A_i} = 0 \quad \text{et } i=1, 2, 3, \dots, n \quad (\text{II.20})$$

$$\text{Où } \frac{\partial F(A)}{\partial A_1} = \frac{\partial F(A)}{\partial A_2} = \dots = \frac{\partial F(A)}{\partial A_n} = 0$$

Avec :

n : est le nombre de nœuds du domaine d'étude.

A_i : est l'inconnu aux nœuds i du domaine.

▪ Formulation projective (résidus pondérés)

La méthode des résidus pondérés, également connue sous le nom de méthode projective consiste à choisir des fonctions de projections Φ_i de façon à minimiser l'intégrale du résidu dans l'équation suivante [34] :

$$\int_{\Omega} R\Phi_i d\Omega = 0 \quad (\text{II.21})$$

Avec :

$$R=L(A)-F \quad (\text{II.22})$$

R : résidu de l'approximation. $L(A)$: Opérateur différentiel. F : fonction définie sur le domaine d'étude Ω . A : inconnue du problème. Φ_i :

Fonction de projection.

Les valeurs de A permettent d'annuler l'intégrale représentent la solution du système algébrique obtenu.

Le choix des fonctions de projection permet de définir plusieurs méthodes :

La méthode de collocation par points : elle est basée sur l'utilisation des fonctions de Dirac comme fonctions de pondération ou de projection. Cette méthode consiste à évaluer l'équation et les conditions aux limites en des points spécifiques de l'espace d'étude, en utilisant les fonctions de Dirac comme poids.

La méthode des moindres carrés : elle repose sur la minimisation de la norme quadratique de l'erreur entre l'équation et les conditions aux limites. Cette méthode vise à trouver les valeurs des champs qui minimisent la différence entre les valeurs calculées et les valeurs réelles.

La méthode de projection de Galerki : engendre la création d'un système matriciel symétrique, ce qui présente des bénéfices en matière de stabilité et de précision numérique lors de la résolution des équations du système.

Une fois que les équations aux dérivées partielles sont transformées en une forme intégrale, elles passeront à l'étape de discrétisation,

2.5.1 Discrétisation du domaine d'étude :

La discrétisation consiste à diviser le domaine d'étude en un nombre fini de sous-domaines appelés "éléments". La géométrie de ces éléments est choisie préalablement.

Pour approximer l'inconnue dans chaque élément, on utilise des fonctions d'interpolation. Ces fonctions sont déterminées en fonction des valeurs de l'inconnue aux nœuds de cet élément. Cette approche est connue sous le nom d'interpolation nodale, et elle joue un rôle crucial dans l'analyse par éléments finis [34].

Pour faciliter la manipulation et l'analyse des éléments, on utilise les éléments de référence. Ces éléments sont choisis de manière à simplifier la définition analytique des formes complexes et les éléments les plus simples sont : les éléments unidimensionnels (**figureII.5**), les éléments bidimensionnels triangulaires (**figureII.6**), et carrés (**figureII.7**), ainsi que les éléments tridimensionnels (**figureII.8**), tels que le tétraèdre et le parallélépipède. Chaque élément est associé à un système de coordonnées normalisées, facilitant ainsi les calculs et les manipulations mathématiques.

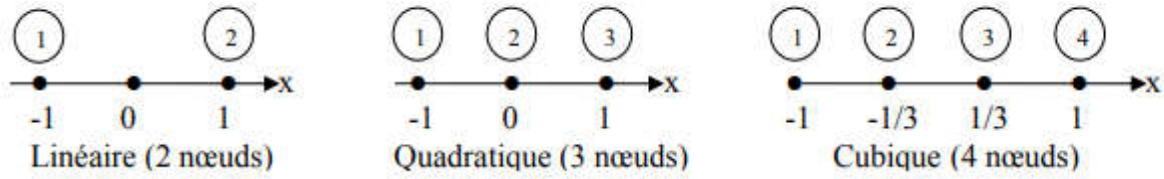


Figure II.5: Eléments à une dimension [35].

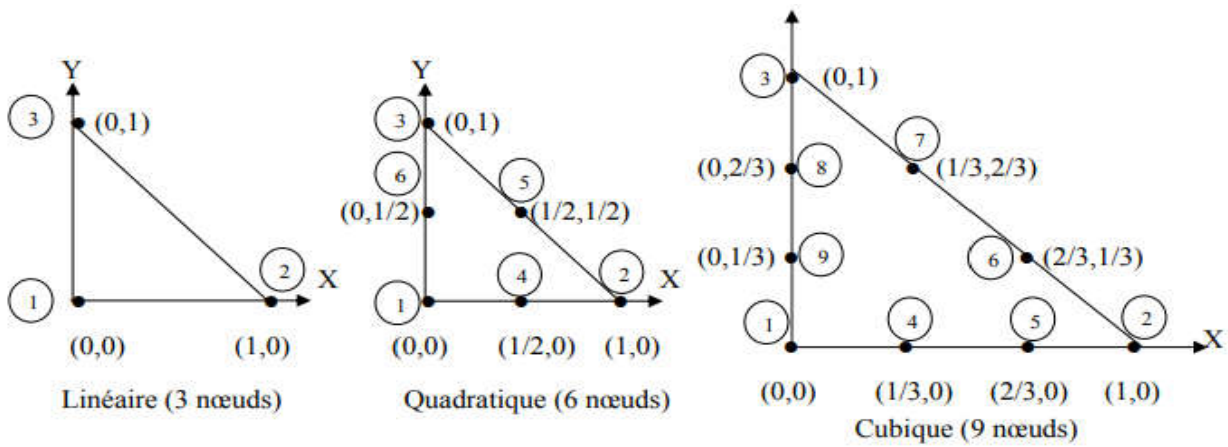


Figure II.6: Eléments bidimensionnels triangulaires [35].

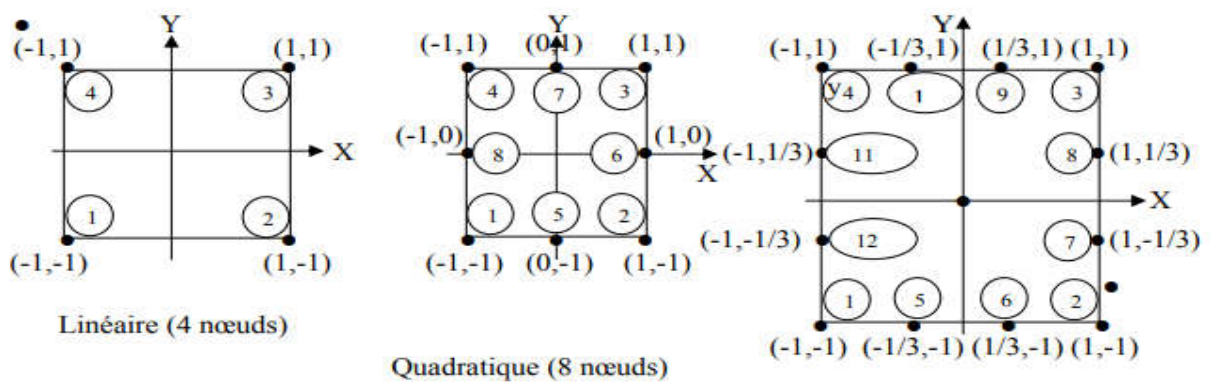


Figure II.7: Eléments bidimensionnels carrés [35].

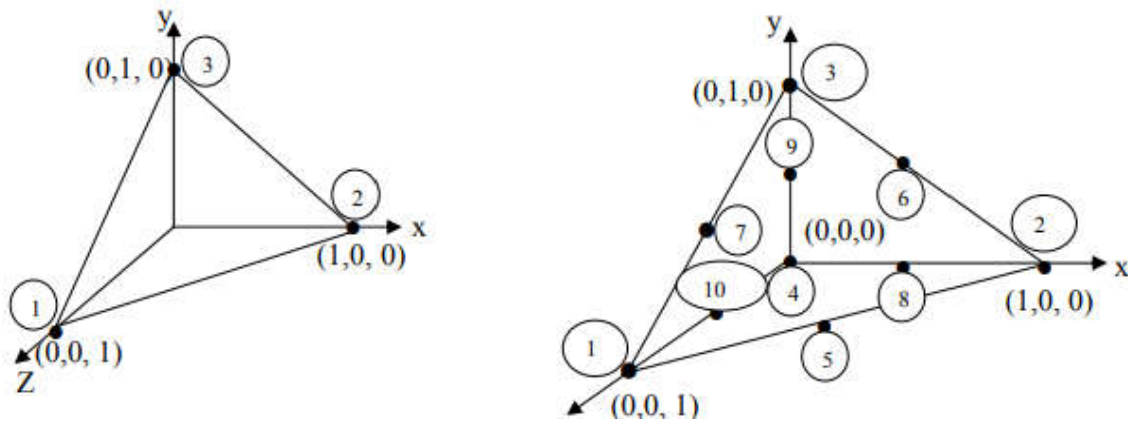


Figure II.8: éléments tridimensionnels [35].

2.5.2 Fonctions d'interpolations :

Les fonctions d'interpolation sont obtenues à partir du triangle de Pascal, représenté (figure II.9). Ce dernier est utilisé pour définir les coefficients nécessaires à la construction des fonctions d'interpolation.

1	—————	ordre 0
U V	—————	ordre 1
U^2 UV V^2	—————	ordre 2
U^3 U^2V UV^2 V^3	—————	ordre 3

Figure II.9 : Triangle de pascale [35].

La construction des fonctions d'interpolation doit satisfaire les conditions suivantes :

Principe de l'état complet :

-La fonction doit contenir un terme constant.

-Le nombre de termes de la fonction doit être égal au nombre de nœuds de l'élément.

Principe de compatibilité :

-La fonction doit être continue (c'est-à-dire la première dérivée existe).

2.5.3. Fonction d'approximation sur un élément :

En utilisant la méthode d'approximation nodale, une fonction d'approximation $U^e(x)$ est construite pour chaque élément, où (e) est l'indice relatif à l'élément étudié. Ainsi, la fonction d'approximation globale $U(x)$ prend la forme :

$$U(x) = [\phi_1 \phi_2 \dots \dots \phi_n] \cdot \begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ U_n \end{bmatrix} = \phi \cdot U \quad (II.23)$$

Avec :

$U(x)$: la fonction d'approximation qui s'identifie à la fonction exacte.

$\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$: Les fonctions de forme de l'élément.

U_1, U_2, \dots, U_n : les variables associées aux nœuds du domaine.

Une fois que les fonctions d'interpolation sont définies et les éléments du maillage sont sélectionnés, elles peuvent être utilisées dans la méthode des éléments finis pour construire des approximations de l'inconnue sur chaque élément. Ces approximations sont ensuite utilisées pour

résoudre les équations électrostatiques, qui décrivent le comportement des champs électriques dans un système donné.

2.5.4 Equation électrostatique :

En régime statique, la variation temporelle des grandeurs électromagnétiques est nulle.

$$\text{Donc : } \frac{\partial}{\partial t} = 0 \quad (\text{II.24})$$

Ce problème peut être résolu en utilisant les équations suivantes :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad (\text{II.25})$$

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{E} = 0 \quad (\text{II.26})$$

$$\vec{D} = s \cdot \vec{E} \quad (\text{II.27})$$

Où l'opérateur nabla $\vec{\nabla}$ le gradient. \vec{D} le champ de déplacement électrique, c'est une mesure de la polarisation électrique dans un matériau. ρ La densité de charge électrique. s la permittivité diélectrique du matériau et \vec{E} le champ électrique.

L'équation (II.26) implique que \vec{E} dérive d'un potentiel scalaire V .

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{E} = 0 \rightarrow \exists V / \vec{E} = -\vec{\nabla} V \quad (\text{II.28})$$

Donc :

$$\vec{\nabla} \cdot s \vec{\nabla} V = -\rho \quad (\text{II.29})$$

Pour les matériaux homogènes, on obtient l'équation dite de Poisson :

$$\Delta V = \frac{-\rho}{s} \quad (\text{II.30})$$

En IRM, de nombreux travaux de recherche ont été menés pour optimiser la conception des antennes cage d'oiseau en termes de temps d'acquisition, de résolution spatiale et de rapport signal/bruit. Dans la section suivante, nous présenterons un état de l'art des travaux récents sur la conception des antennes tête, en mettant l'accent sur les différentes méthodes de modélisation utilisées et les résultats obtenus.

3. Etat de l'art :

- **Kellsie Shan , Yunsuo Duan ,fév 2020,<<Rapid four-ring birdcage coil analysis:Design optimization for high efficiency, low interference, and improved body loading tolerance>>**

Cet article décrit une méthode de conception et d'optimisation d'une bobine cage d'oiseau de quatre anneaux. Les auteurs ont utilisé la méthode des moments pour simuler le comportement électromagnétique de la bobine de résonance. Ils ont présenté les paramètres de conception optimaux tels que la taille et la forme des anneaux, les espacements entre les anneaux et les dimensions des conducteurs. En optimisant ces paramètres, ils ont maximisé l'efficacité de la bobine tout en minimisant les interférences avec d'autres appareils électroniques et en améliorant la tolérance de la charge corporelle.

Les auteurs ont contribué à améliorer la qualité et la vitesse des images IRM, ce qui pourrait conduire à des diagnostics plus précis et à une meilleure compréhension des processus pathologiques dans le corps humain [36].

- **Sheikh Faisal Ahmad § AL, 27 novembre 2020 << Recent Progress in Birdcage RF Coil Technology for MRI System>>**

Dans cet article, les auteurs ont basé sur la mise en œuvre du prototype de la bobine cage d'oiseaux. Ils ont discuté les caractéristiques de performance des conducteurs cylindriques et rectangulaires à différentes intensités de champ. Leurs résultats ont montrés que les conducteurs cylindriques à faible champ et les conducteurs rectangulaires à champ élevé sont le choix pour la mise en œuvre du prototype d'une bobine cage d'oiseaux. Cependant, avec de tels choix de tiges, de conducteurs le maintien de bonne séparation a toujours été un problème crucial. A cet effet, les

chercheurs ont pensé d'une nouvelle technologie de conducteurs gravés **FPCB**. Cette technologie est le facteur clé du développement des bobines de cage d'oiseaux de type spécial [24].

➤ **H. Song, K.-N. Kim, et D. Hernandez, févr 2021 << Simulation Design of Incremental Leg Tapered Birdcage Coil for Head Imaging at 4.7T MRI >>**

Cet article présente une étude qui vise à améliorer l'intensité et l'uniformité du champ magnétique dans la région cérébrale lors de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) à 4,7 T. Les chercheurs ont analysé différentes conceptions de bobines de cage d'oiseaux qui fonctionnent à une fréquence de 200 MHz. Ils ont proposé une nouvelle conception de bobines avec des diamètres et largeurs de tiges variables. Ils ont réalisé des simulations en différences finies pour évaluer les performances de ces nouvelles conceptions en utilisant un modèle humain.

Les résultats ont montré que les conceptions proposées offrent une intensité et une uniformité du champ améliorées par rapport aux autres conceptions de bobines de cage à oiseaux [37].

➤ **J.-H. Seo & AL, févr 2022, << A Comparative Study of Birdcage RF Coil Configurations for Ultra-High Field Magnetic Resonance Imaging>>**

Cet article présente une méthode visant à améliorer les performances des bobines radiofréquence (RF) utilisées en imagerie par résonance magnétique (IRM) à champ magnétique ultra-élevé pour réduire le taux d'absorption spécifique (SAR) tout en évitant d'augmenter la puissance RF utilisée. Les chercheurs ont combiné un élément RF sans fil à canaux multiples avec un matériau à haute permittivité (MHP) dans une bobine RF de type cage d'oiseau passe-bande pour une utilisation spécifique en IRM à 7,0 Tesla. Ils ont réalisé des simulations électromagnétiques en utilisant la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD) et les résultats sont analysés à l'aide du logiciel Matlab. Deux types de fantômes ont été utilisés : un fantôme cylindrique rempli d'huile et un modèle de tête humaine. Les effets de l'élément RF sans fil à canaux multiples et du matériau à haute permittivité sur les bobines RF de type cage d'oiseau ont été comparés. Dans le cadre de cette comparaison, ils ont étudié deux structures de matériau à haute permittivité : une forme cylindrique creuse (hcHPM) et une forme cylindrique segmentée (scHPM).

Chapitre 02 : Principe de conception d'une bobine cage d'oiseau

Les résultats ont montrés que la combinaison d'une bobine RF à 16 éléments et du matériau à haute permittivité de forme cylindrique segmentée (scHPM) améliore l'efficacité de transmission RF, la sensibilité de réception, tout en maintenant un niveau de SAR acceptable [38].

➤ **Shaihan J. Malik § AL, 6 Juin 2022, << Evaluation of specific absorption rate and heating in children exposed to a 7T MRI head coil >>**

Les auteurs de cet article ont évalué le taux d'absorption spécifique (SAR) d'une bobine IRM tête 7T afin d'étudier son effet sur les tissus chez les enfants.

L'étude a été menée sur un groupe de 15 enfants âgés de 8 à 18 ans. Les enfants ont été exposés à une IRM de 7T pendant une durée de 20 minutes, avec une bobine tête spécialement conçue pour enfants. Les chercheurs ont mesuré le SAR et l'effet d'échauffement sur les tissus pendant l'examen.

Les résultats ont montré que le niveau du SAR était bien en dessous des limites de sécurité établies par les réglementations internationales, et que l'effet d'échauffement sur le tissu était négligeable. Les auteurs ont prouvé que les bobines tête spécialement conçues pour enfants peuvent être sûrement utilisées en IRM haute résolution [39].

➤ **Zhangyan Yang § AL, December 2022, << RF shielding designs for birdcage coils for preclinical MRI at 9.4 T >>**

Dans cet article, les chercheurs ont présenté plusieurs conceptions de blindages RF pour les bobines cage d'oiseaux utilisées en IRM préclinique à 9,4 T. Ils ont étudié l'effet de différentes conceptions de blindages sur la qualité de l'image et la perte de sensibilité de bobine.

Les résultats ont montré que les conceptions de blindages RF proposées réduisaient considérablement les interférences électromagnétiques et amélioreraient la qualité de l'image. Les pertes de sensibilité de la bobine étaient également minimales. [40].

➤ **J. Dai § AL, 3 février 2023, << An RF coil design to enable quintuple nuclear whole-brain MRI >>**

Chapitre 02 : Principe de conception d'une bobine cage d'oiseau

Cet article décrit une nouvelle conception de bobine RF permettant de détecter simultanément cinq types de noyaux différents dans l'ensemble du cerveau humain. Cela pourrait potentiellement fournir des informations plus détaillées sur les processus biochimiques et physiologiques dans le cerveau, ainsi que sur les interactions entre différents types de tissus cérébraux.

Les auteurs ont utilisé une approche de conception assistée par ordinateur pour développer cette bobine RF. Les résultats de tests ont montré que la bobine RF était capable de détecter les cinq types de noyaux différents avec une bonne sensibilité et une résolution spatiale élevée [41].

4. Conclusion :

A travers ce chapitre, nous avons présenté les différents types de bobine cage d'oiseau. Nous avons saisi que cette dernière est un type d'antenne essentiel en imagerie par résonance magnétique et que la compréhension de son fonctionnement en détaille est cruciale pour améliorer la qualité des images IRM. Les progrès récents dans la conception et la fabrication des bobines cages d'oiseau montrent que cette technologie est en constante évolution et devrait continuer à jouer un rôle important dans les futurs développements en IRM. Dans le prochain chapitre, nous allons passer à la phase pratique de notre projet en construisant une bobine cage d'oiseau à 16 éléments et en examinant ses performances.

III. Chapitre : Simulation numérique d'une bobine cage d'oiseau (Birdcage coil)

1. Introduction

Notre travail se concentre sur l'analyse des performances de l'antenne utilisée dans le système d'imagerie par résonance magnétique (IRM) cérébrale. L'antenne joue un rôle vital dans la qualité des images IRM obtenues. Par conséquent, il est essentiel de comprendre et d'optimiser ses performances pour garantir des résultats précis et fiables.

L'objectif de ce projet fin d'étude est d'analyser un modèle d'une antenne cage d'oiseau (birdcage coil) 16 éléments en choisissant différentes formes avec des dimensions variées. Pour accomplir nos besoins, nous avons utilisé le logiciel Ansys HFSS, reconnu comme un outil puissant pour la conception et la modélisation des antennes.

A travers ce chapitre, nous allons présenter la conception de trois antennes en cage d'oiseau, accompagnées de leurs résultats et discussions. Enfin, nous concluons ce chapitre par présenter le prototype réalisé à partir d'une imprimante 3D.

2. Conception de la première antenne cage d'oiseau :

Pour la conception de l'antenne cage d'oiseau (birdcage coil), nous avons utilisé le logiciel ANSYS HFSS qui est désigné pour la conception, la modélisation et l'analyse des structures à haute fréquence, telles que les antennes.

2.1 Logiciel ANSYS HFSS :

ANSYS est un logiciel de simulation multiphysique largement utilisé dans le domaine de l'ingénierie, il offre une suite complète d'outils de simulation pour la résolution de problèmes complexes dans divers domaines tels que la mécanique des structures, la dynamique des fluides, l'électromagnétisme, l'acoustique, la thermique, etc. Le HFSS est l'un des logiciels proposés par ANSYS.

HFSS (High-Frequency Structure Simulator) est un outil informatique qui assiste les ingénieurs dans la conception rapide et précise de produits à haute fréquence et haute vitesse tels que les antennes, les filtres et les boîtiers électroniques. Il utilise des solveurs avancés basés sur les

éléments finis et les méthodes d'équations intégrales pour résoudre les champs électromagnétiques en 3D [42].

2.2 Modélisation d'antenne cage d'oiseau :

Afin de modéliser, simuler et optimiser les performances de l'antenne cage d'oiseau, nous avons réalisé un modèle d'antenne 16 éléments à travers le logiciel ANSYS HFS. Afin de garantir une modélisation précise et fiable de l'antenne, il est nécessaire de suivre les étapes suivantes :

2.2.1 Création de la géométrie de l'antenne :

Afin de modéliser notre antenne IRM en cage d'oiseau définie en détail en chapitre 2, nous avons conçu une géométrie avec des dimensions spécifiées qui offrent un espace suffisant pour l'installation de la tête humaine à l'intérieur.

Ainsi, nous avons réalisé une géométrie de rayon **R=250 mm** et de hauteur **H1=150 mm**, avec une épaisseur de paroi **E=1mm** et 16 tiges espacées les unes des autres d'un angle $\alpha = 22,5$ degrés. Chaque tige porte une largeur **L1=10 mm** et une hauteur **H2=230 mm**. Au centre de chaque tige et d'anneau d'extrémité, nous avons laissé un espace vide de largeur **L2=10 mm** et de hauteur **H3=10mm** pour installer les condensateurs et les alimentations nécessaires. Le tableau III.1 résume tous les paramètres mentionnés à ce niveau.

Afin de créer un circuit résonant, nous avons positionné différentes valeurs de condensateur au centre des tiges et des anneaux d'extrémité ainsi que deux sources d'alimentation positionnées perpendiculairement fournissant des courants déphasés de **90 degrés**.

La figure III.1 représente la géométrie de notre antenne cage d'oiseau réalisée, avec ses dimensions.

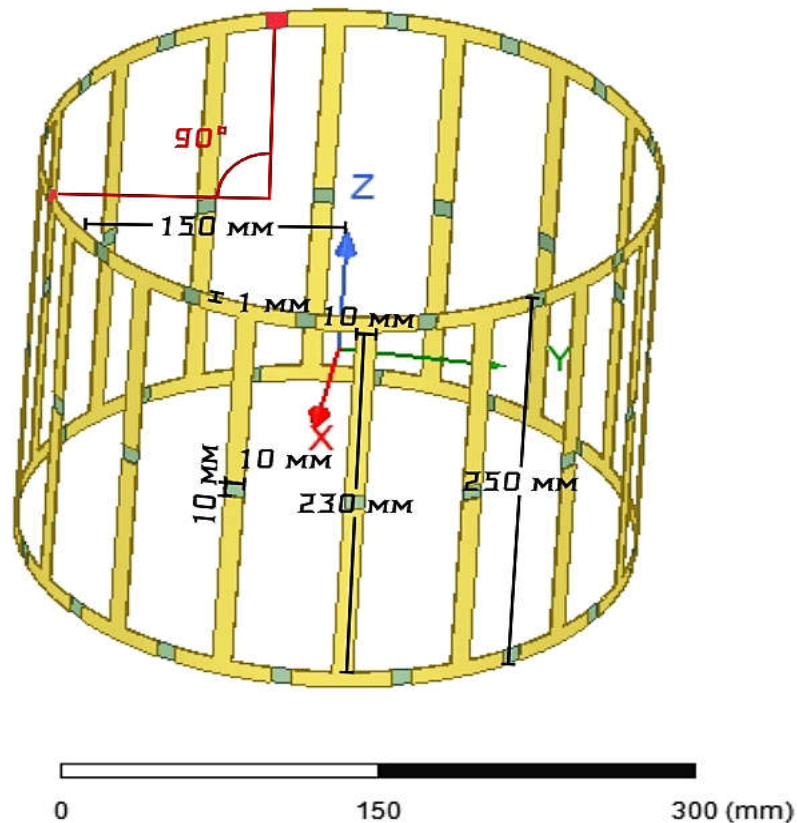


Figure III.1 : Antenne cage d'oiseau avec ses dimensions.

Tableau III-1: Dimensions utilisées dans la conception de la première antenne.

Les paramètres	H1	R	E	L1	H2	L2	H3
Les dimensions (mm)	250	150	1	10	230	10	10

Après la réalisation de la géométrie d'antenne, il est important de mentionner le matériau approprié pour le modèle.

2.2.2 Attribution du matériau :

Lors de nos différentes réalisations, nous avons opté pour l'utilisation du cuivre comme matériau pour la bobine en cage d'oiseau en raison de ses remarquables propriétés conductrices. Le cuivre est largement préféré lorsqu'il s'agit de fabriquer des antennes IRM en raison de sa conductivité électrique exceptionnelle, qui s'élève à environ $5.92 * 10^7 \Omega^{-1} m^{-1}$. Cette haute conductivité permet d'assurer un flux de courant efficace à travers l'antenne, ce qui est essentiel pour son bon fonctionnement.

Après toutes ces étapes suivies, nous avons besoin de passer vers une étape cruciale, celle de la radiation.

2.2.3 Radiation :

La radiation, ou l'énergie radiante, est une forme d'énergie se déplaçant dans l'espace sous forme d'ondes ou de particules. Lorsqu'il s'agit d'antennes, la radiation est le processus par lequel les ondes électromagnétiques sont émises dans l'espace. C'est grâce à ce phénomène que les antennes peuvent effectuer la transmission et la réception de signaux de communication sans fil sur de longues distances [43].

Dans le cadre de la conception de notre antenne, nous avons accordé une attention particulière à la radiation des ondes électromagnétiques. Pour simuler les conditions réelles de rayonnement, nous avons intégré une boîte de radiation de dimensions précises dans notre antenne (**figure III.2**). Cette boîte agit comme une interface qui permet aux ondes électromagnétiques de se propager au-delà de la structure de l'antenne, dans l'environnement extérieur. Elle simule la façon dont les ondes se propagent, se dispersent, se réfléchissent ou se diffractent, et interagissent avec d'autres objets environnants. En créant cet espace de rayonnement, nous pouvons évaluer plus précisément les performances de l'antenne et étudier son comportement dans des conditions réalistes. La boîte de radiation assure que les ondes électromagnétiques émises par l'antenne sont correctement propagées, ce qui est essentiel pour obtenir des résultats fiables lors des simulations et des tests.

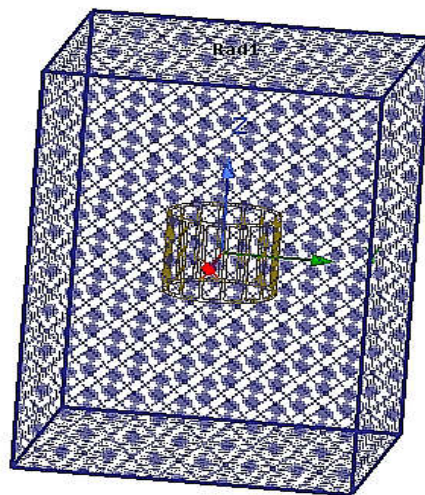


Figure III.2: Radiation appliquée à notre antenne.

L'étape suivante de l'analyse consiste à effectuer des simulations électromagnétiques pour évaluer les performances de l'antenne, elle comprend généralement les étapes suivantes :

2.2.4 Paramétrage du solveur :

L'objectif de notre travail consiste à modéliser une antenne cage d'oiseau qui résonne à une fréquence de **63,85 MHz**, elle correspond à la fréquence de résonance des spins dans un imageur IRM **1.5 Tesla**. A cet effet, nous avons spécifié cette fréquence dans les paramètres de simulation avec une plage d'intérêt qui varie entre **0MHz à 100 MHz** afin d'observer son comportement sur une large gamme de fréquences.

2.2.5 Lancement de la simulation :

Une fois que tous les paramètres nécessaires ont été définis, le solveur d'Ansys HFSS utilise ces informations pour résoudre les équations électromagnétiques qui décrivent le comportement de l'antenne. Les équations électromagnétiques comprennent les équations de Maxwell (voir chapitre 2), qui régissent le comportement des champs électriques et magnétiques dans l'espace.

Le solveur d'Ansys HFSS utilise des méthodes numériques avancées pour résoudre ces équations de manière efficace et précise. Il subdivise le domaine d'analyse en petits éléments (maillage) et applique les équations électromagnétiques sur chacun de ces éléments. En utilisant des techniques de résolution appropriées, le solveur calcule les réponses électromagnétiques de l'antenne, telles que le champ électrique, le champ magnétique, le coefficient de réflexion, etc.

2.2.6 Analyse des résultats :

Une fois la simulation terminée, nous avons analysé les résultats obtenus, en mettant l'accent sur le coefficient de réflexion $s(1,1)$ obtenu à partir de la matrice S, son amplitude est mentionnée en décibels (dB). Ce dernier nous a permis d'étudier la fréquence de résonance pour différentes valeurs du condensateur.

Avant d'examiner les résultats obtenus, il est important de comprendre que la fréquence de résonance souhaitée est d'environ **63.75 MHz** et que le coefficient de réflexion 'mentionné en dB'

Chapitre 03 : Simulation numérique d'une bobine cage d'oiseau (Birdcage coil)

soit moins de **-10 dB**, ce qui indique une bonne adaptation de l'alimentation vers l'antenne. Ces résultats assurent l'efficacité et la sensibilité de l'antenne.

Le tableau III.2 représente l'influence de la valeur du condensateur sur les résultats de la fréquence de résonance.

Tableau III-2: fréquence de résonance en fonction de différentes valeurs du condensateur

Test	Capacité du condensateur (pF)	Fréquence de résonance (MHz)	Niveau de dB
01	70	75.25	-18.3782
02	80	69.25	-17.4787
03	90	64.75	-16.2122
04	95	63	-17.3893
05	96	62.75	-17.7611
06	92	63.75	-17.1759

En analysant les résultats du tableau, nous avons remarqué que la fréquence de résonance varie en fonction de la valeur du condensateur choisi et que notre antenne résonne à une valeur du condensateur de 92 pF. La **figure III.3** représente la fréquence de résonance de notre antenne pour un condensateur de 92pF à partir du tracé de la matrice S11.

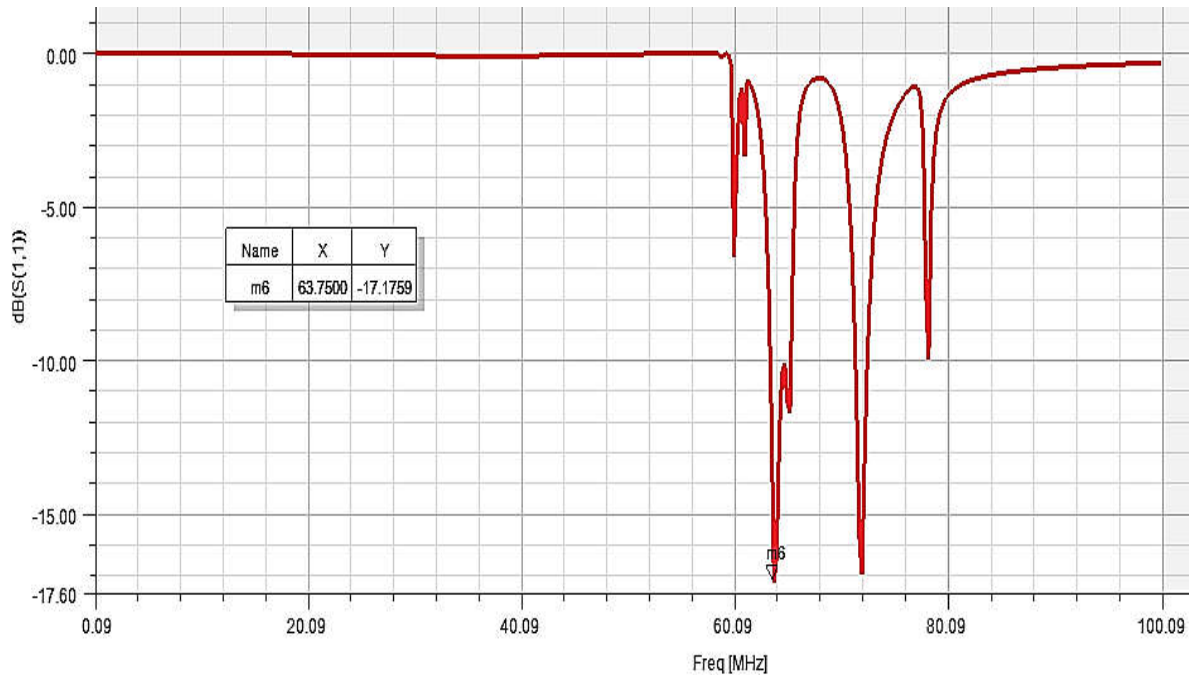


Figure III.3: Coefficient de réflexion pour une valeur du condensateur de 92 pF.

Après avoir conçu une antenne qui résonne à une fréquence de **63.75 MHz**, nous avons entrepris d'étudier ses performances en examinant les différents résultats comme le champ magnétique, le champ électrique ainsi que le SAR.

- **Champ magnétique :**

Le champ magnétique joue un rôle crucial dans l'évaluation de l'efficacité de l'antenne et de la qualité des images obtenues en IRM. Pour cela, nous avons étudié l'homogénéité du champ magnétique généré par l'antenne. La distribution du champ magnétique peut être représentée sous forme de cartes de champ magnétique en coupe transversale, elle aide à identifier les zones de concentration du champ magnétique, les points de résonance et les effets de couplage magnétique avec d'autres structures. Une distribution uniforme et régulière des valeurs du champ magnétique sur la carte suggère une homogénéité du champ.

Une fois les valeurs des condensateurs sont ajustées dans notre antenne pour atteindre la fréquence de résonance souhaitée de **63.75MHz**, nous avons procédé au calcul du champ magnétique généré par l'antenne sans charge.

La **figure III.4** représente les résultats de la distribution du champ magnétique dans notre antenne cage d'oiseau, sous forme d'une carte et d'un diagramme de couleur du champ magnétique.

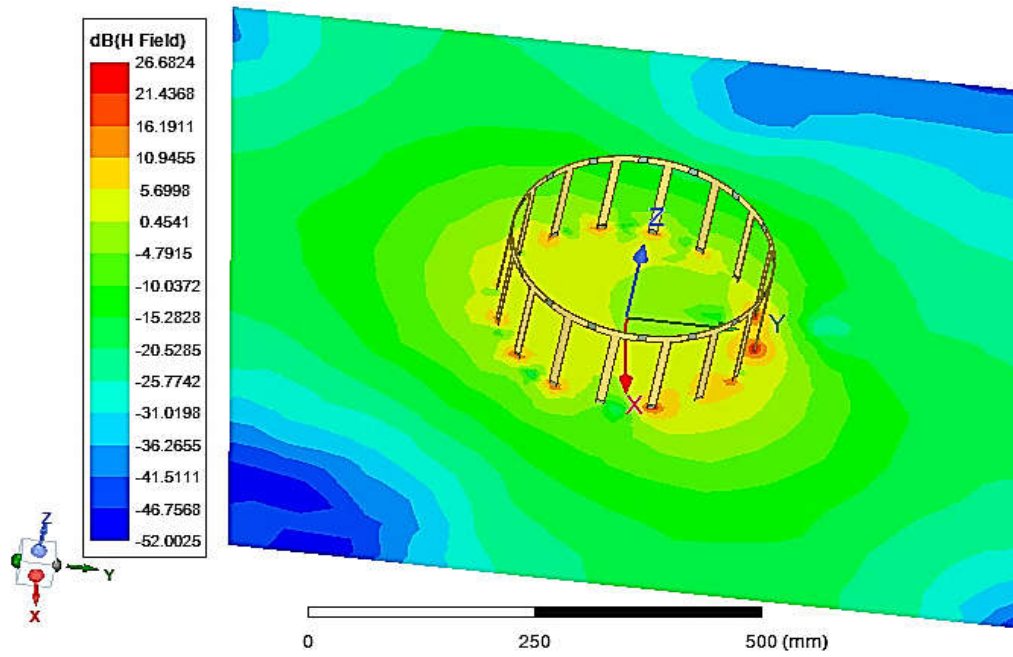


Figure III.4: Distribution du champ magnétique dans l'antenne cage d'oiseau.

Les résultats montrent une répartition homogène et régulière du champ magnétique dans l'antenne. Les zones des condensateurs ont représenté une concentration élevée du champ magnétique. Cette intensité peut être attribuée à la présence de courants électriques importants circulant à travers les condensateurs, générant ainsi un champ magnétique intense.

A l'extérieur de la cage, nous avons observé une diminution de l'intensité du champ magnétique. Cette diminution reflète des niveaux de champ magnétique relativement faibles, ce qui peut être bénéfique pour minimiser les interférences avec l'environnement extérieur et réduire les effets indésirables.

- **Champ électrique et coefficient d'absorption spécifique (SAR) :**

Avant de passer aux calculs du coefficient d'absorption spécifique, il est important d'étudier le champ électrique dans l'antenne en utilisant un fantôme.

▪ **Modèle d'un fantôme de tête**

Afin de comprendre l'impact du champ électrique sur les tissus biologiques, nous avons proposé de réaliser un modèle de fantôme qui présente une similitude avec les tissus humains.

Ce modèle de fantôme a été conçu pour présenter de manière précise la structure et les propriétés électromagnétiques de la tête humaine, (**Figure III.5**).

Nous avons construit un modèle de fantôme en définissant les propriétés électromagnétiques de chaque tissu à l'intérieur de la tête, telles que la peau, la graisse, les os, le liquide céphalo rachidien (LCR) et le cerveau. Chaque tissu du fantôme a été caractérisé par ses propriétés électromagnétiques spécifiques, notamment la permittivité relative ϵ_r , la conductivité σ [S/m] et la densité ρ [kg/m³] à une fréquence de 63.85 MHz. Le tableau III.3 représente les propriétés électromagnétiques des différents tissus utilisées à l'intérieur de la tête.

Tableau III-3: Propriétés électromagnétiques de chaque tissu biologique à une fréquence de 63.85 MHz.

Tissu	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [kg/m ³]
Peau	93.02	0.43	1000
Graisse	7	0.01	900
Os	16.74	0.06	1300
Dure mère	4	0.02	1050
LCR	60	1.5	1000
Cerveau	68.32	0.29	1039

La **Figure III.5** représente notre modèle de fantôme réalisé avec différents tissus à l'intérieur.

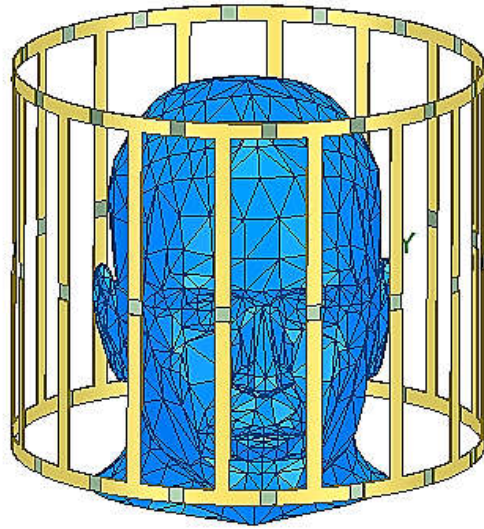


Figure III.5: modèle d'un fantôme de tête.

En utilisant ce modèle de fantôme, nous sommes en mesure de simuler l'interaction entre l'antenne, le champ électrique et les tissus fantôme, ce qui nous permettra de mieux comprendre la distribution spatiale du champ électrique généré par l'antenne et d'évaluer le niveau de SAR induit dans les tissus biologiques.

La **Figure III.6** représente les résultats du champ électrique généré par l'antenne.

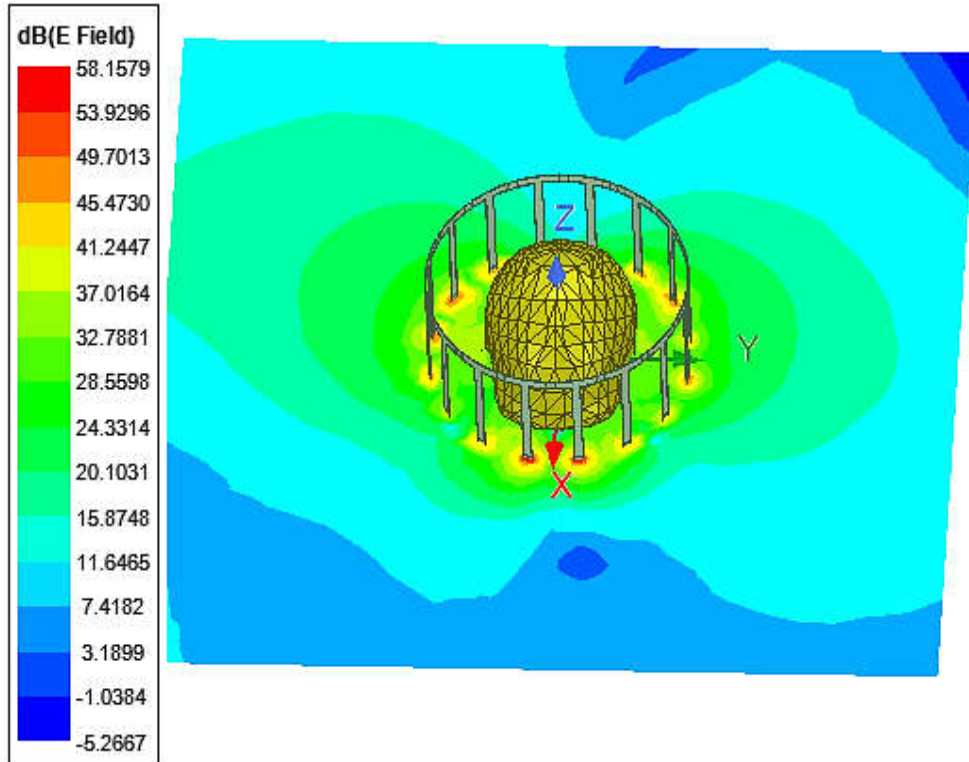


Figure III.6: Distribution du champ électrique dans notre antenne.

Les résultats montrent une concentration plus élevée du champ électrique à proximité des zones d'alimentation et des condensateurs. Nous avons observé également une homogénéité à l'intérieur vers l'extérieur de la cage et autour du fantôme avec une diminution progressive de l'intensité du champ électrique à mesure que l'on s'éloigne de l'antenne.

La **Figure III.7** représente un zoom de la Figure III.6 qui montre plus clairement l'homogénéité du champ électrique à l'intérieur de l'antenne.

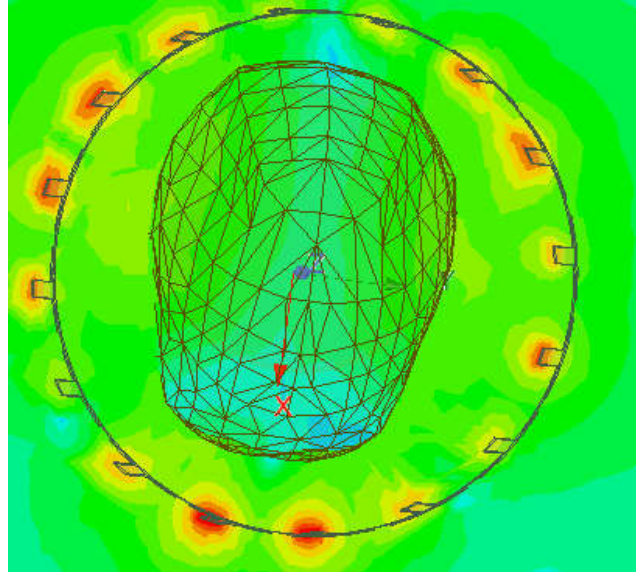


Figure III.7: zoom de la Distribution du champ électrique à l'intérieur de notre antenne.

Ces résultats indiquent que le champ électrique généré par notre antenne IRM tête n'a pas d'effet notable sur les tissus biologiques. Bien que nous ayons observé des contours plus marqués et des valeurs plus élevées du champ électrique à proximité des zones d'alimentation et des condensateurs, ces variations ne semblent pas avoir d'effets significatifs sur les tissus biologiques environnants.

La distribution spatiale du champ électrique nous permettra d'évaluer le niveau du coefficient d'absorption spécifique (SAR) induit dans les tissus biologiques. Ce dernier nous permettra de quantifier les effets potentiels sur la sécurité et l'efficacité de l'imagerie par résonance magnétique, et ainsi d'optimiser la conception de notre antenne pour des performances optimales.

Nous avons procédé par la suite à une étude du taux d'absorption spécifique (SAR) en présence d'un fantôme, afin de comprendre l'impact du champ électrique sur les tissus biologiques. Cette étude nous a permis de quantifier la quantité d'énergie absorbée par unité de masse des tissus exposés et d'évaluer les effets potentiels sur la sécurité des patients.

Le SAR est directement lié à l'effet thermique des champs électromagnétiques sur les tissus biologiques. Il représente la quantité d'énergie absorbée 'exprimé en watts par kilogramme (W/kg)', il est calculé comme suit :

$$\text{SAR} = \frac{\sigma^* |E|^2}{2\rho} \text{(III.1)}$$

Chapitre 03 : Simulation numérique d'une bobine cage d'oiseau (Birdcage coil)

Où σ [S/m] est la conductivité, ρ [kg/m³] est la densité de masse du tissu et $|E|$ (V/m) est l'amplitude du champ électrique reçu par les tissus.

Le champ électrique et le SAR sont directement liés. Plus le SAR est élevé, plus l'absorption d'énergie dans les tissus est importante. Cela peut potentiellement entraîner un échauffement des tissus en raison de l'interaction entre le champ électrique et les propriétés électromagnétiques des tissus.

La **Figure III.8** et la **Figure III.9** représentent respectivement la distribution du SAR dans les différents tissus de fantôme tête et le zoom qui lui correspond.

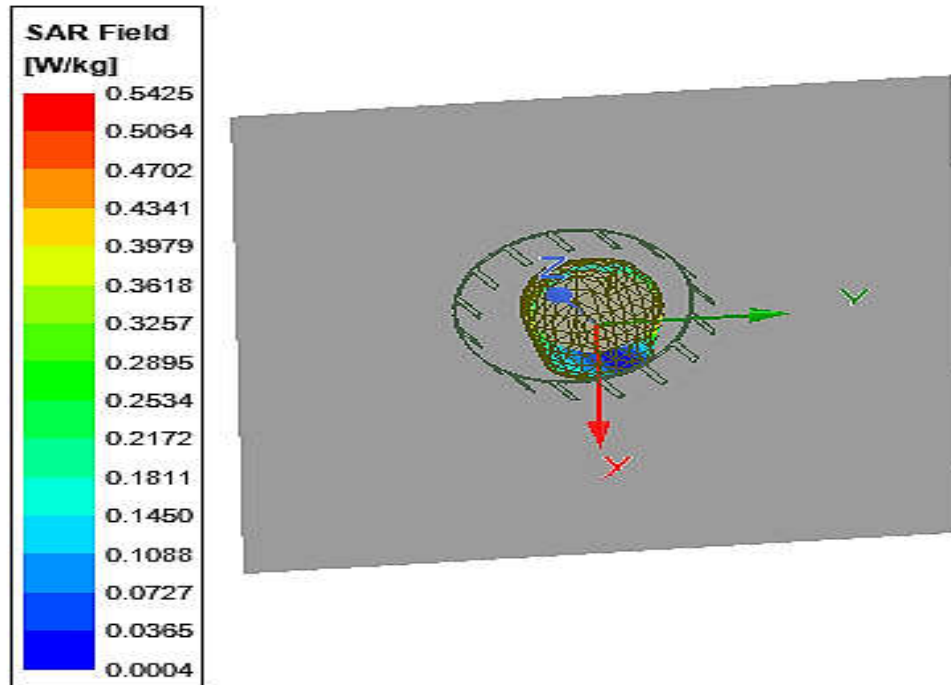


Figure III.8: Distribution du SAR dans les différents tissus fantômes.

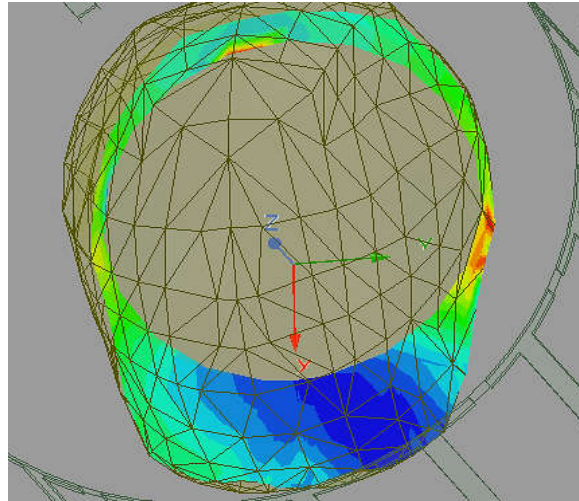


Figure III.9 : zoom de la distribution du SAR dans les différents tissus fantômes.

Les résultats montrent une prédominance de la couleur bleue, accompagnée de zones vertes. Ces couleurs 'dans le diagramme des couleurs du SAR' sont généralement associées à des niveaux relativement bas, inférieurs à **0.3618 W/Kg**. Nous avons constaté aussi la présence de petites taches orange qui atteignent **0.54 W/Kg**.

En comparaison avec les directives établies par l'ICNIRP (Comité international de protection contre les rayonnements non ionisants), ainsi que par les États-Unis, où une limite de **1,6 W/kg** mesurée sur un gramme de tissu est fixée pour assurer la sécurité des patients, nous constatons que les valeurs observées sont significativement inférieures à la limite réglementaire des États-Unis. Par conséquent, l'absorption d'énergie dans les tissus est maintenue à un niveau sûr et les niveaux de SAR ne présentent pas de préoccupation majeure du point de vue de la sécurité.

En respectant ces limites de SAR, nous pouvons conclure que notre antenne IRM tête génère des niveaux de champ électrique et de SAR qui sont conformes aux réglementations en vigueur et n'entraînent pas de risques significatifs pour la sécurité des patients.

Sachant que plusieurs paramètres tels que la forme, les dimensions, l'alimentation et les condensateurs influents sur la fréquence de résonance des antennes, nous avons proposé d'étudier ses influences sur la fréquence de résonance. Les sections qui suivent présentent deux antennes cage d'oiseau de formes différentes.

3. Conception de la deuxième antenne cage d'oiseau :

Cette antenne est similaire à la première, à l'exception que nous avons pensé d'augmenter le rayon à **200 mm** pour les cas obèses présentant des pathologies cérébrales.

La figure III.10 et le tableau III.4 représentent respectivement la géométrie de la deuxième antenne cage d'oiseau et ses dimensions utilisées lors de la conception.

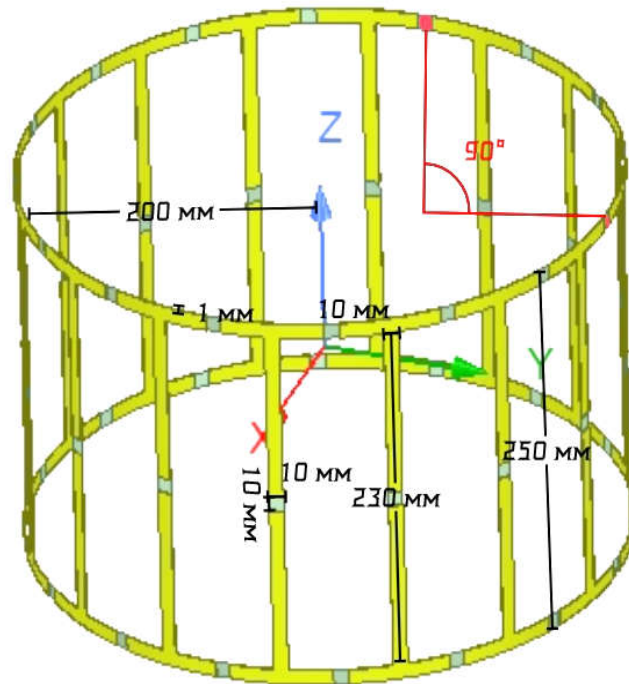


Figure III.10 : Deuxième antenne cage d'oiseau avec ses dimensions.

Tableau III-4: Dimensions utilisées dans la conception de la deuxième antenne.

Les paramètres	H1	R	E	L1	H2	L2	H3
Les dimensions (mm)	250	200	1	10	230	10	10

Après avoir finalisé la géométrie de la deuxième antenne, nous avons effectué différents tests en modifiant les valeurs du condensateur. Les résultats sont représentés sur le tableau III.5.

Tableau III-5 : fréquence de résonance en fonction de différentes valeurs du condensateur dans la deuxième antenne

Test	Capacité du condensateur (pF)	Fréquence de résonance (MHz)	Niveau de dB
01	92	58	-13.56
02	70	67.25	-14.35
03	75	64.25	-11.82
04	75.5	63.75	-12.81
05	80	62.25	-12.85
06	75.61	63.75	-13.91

Les résultats du tableau ont montré que la nouvelle valeur du rayon a influé sur la fréquence de résonance. Il fallait passer par d'autres tests pour atteindre notre fréquence désiré '63.75 MHz'. Les résultats indiquent aussi que la deuxième antenne est également capable de résonner à la fréquence souhaitée mais avec un condensateur de **75.61 pF**. La figure III.11 représente la fréquence de résonance de la deuxième antenne pour un condensateur de **75.61 pF**.

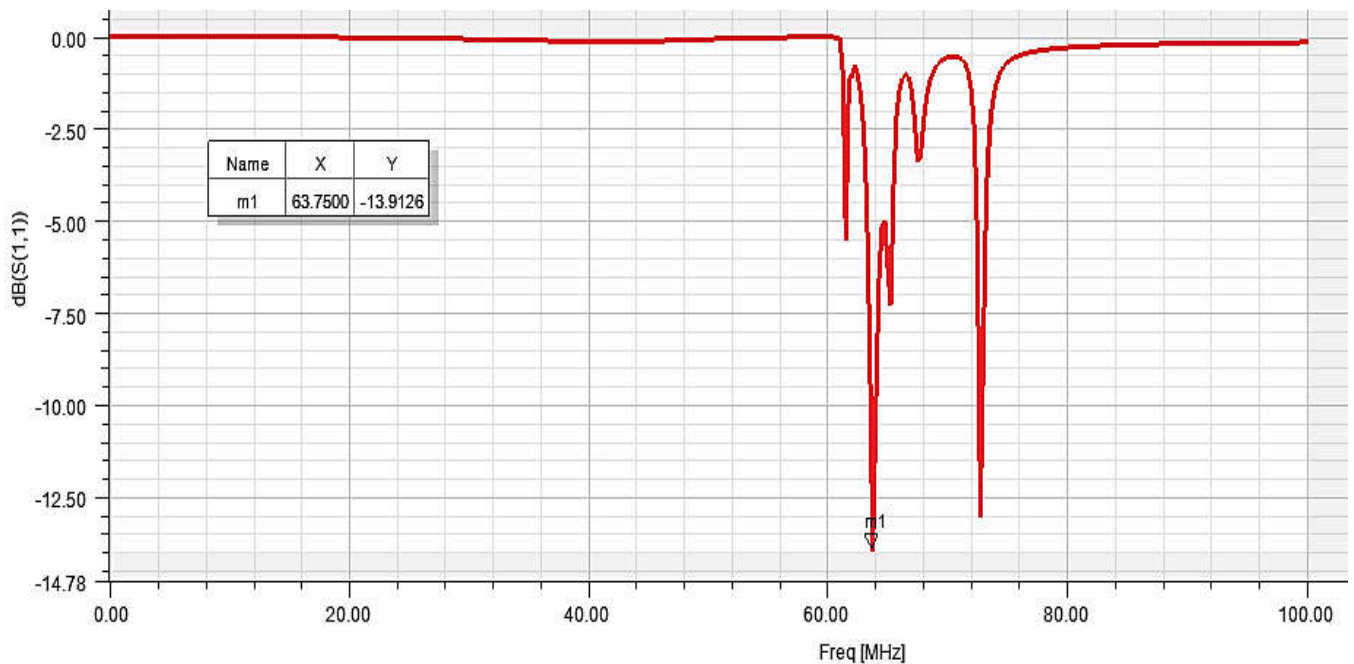


Figure III.11: Coefficient de réflexion pour une valeur du condensateur de 75.61 pF

En poursuivant notre étude, nous avons évalué les performances de cette antenne en passant par différentes applications.

La **figure III.12** représente les résultats de la distribution du champ magnétique dans la deuxième antenne cage d'oiseau. Les résultats montrent une homogénéité du champ magnétique à l'intérieur de l'antenne.

La **Figure III.13** et la **figure III.14** représentent respectivement les résultats du champ électrique et la distribution du SAR dans les différents tissus de fantôme tête pour la deuxième antenne.

Les résultats expliquent que le champ électrique généré par l'antenne n'a pas d'effet notable sur les tissus biologiques assurant ainsi une sécurité accrue pour le patient. Le taux d'absorption spécifique (SAR) a mesuré des valeurs 'inférieures à **0,2273 w/Kg**' qui sont faible par rapport à la limite réglementaire aux États-Unis.

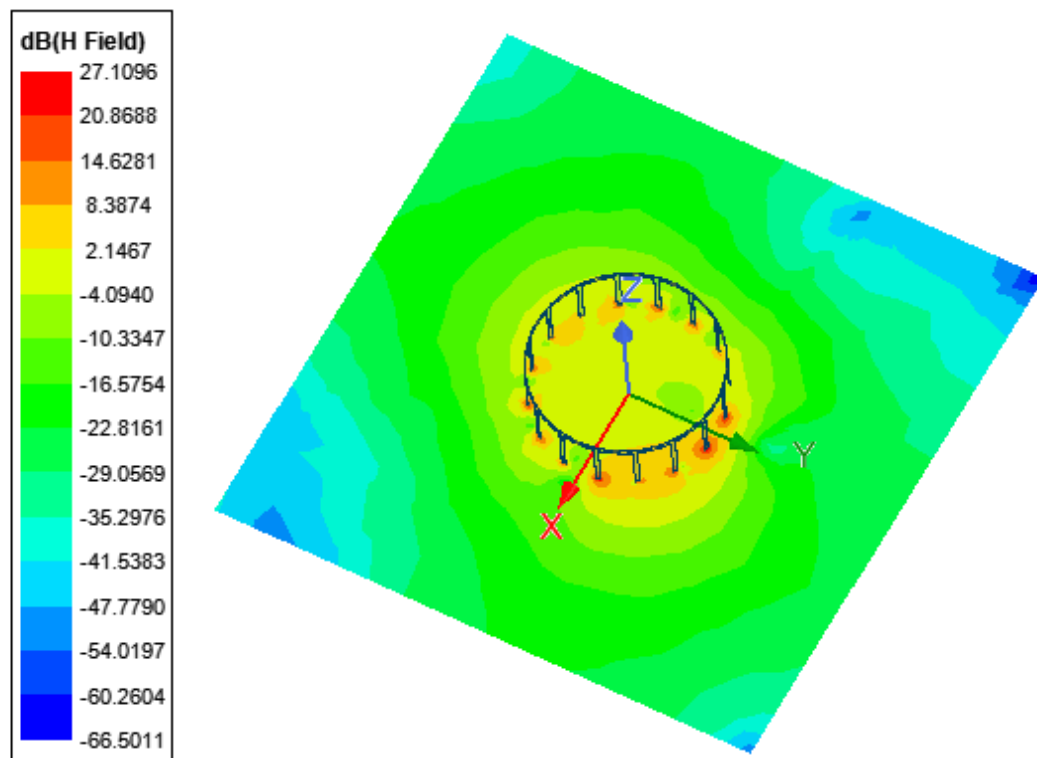


Figure III.12: Distribution du champ magnétique dans la deuxième antenne cage d'oiseau.

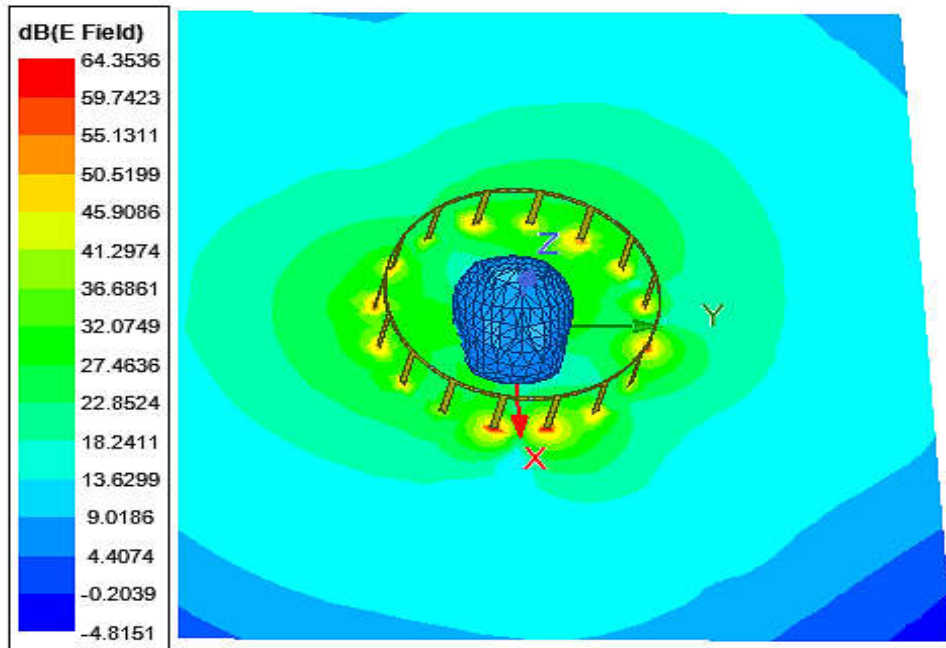


Figure III.13: Distribution du champ électrique dans la deuxième antenne cage d'oiseau.

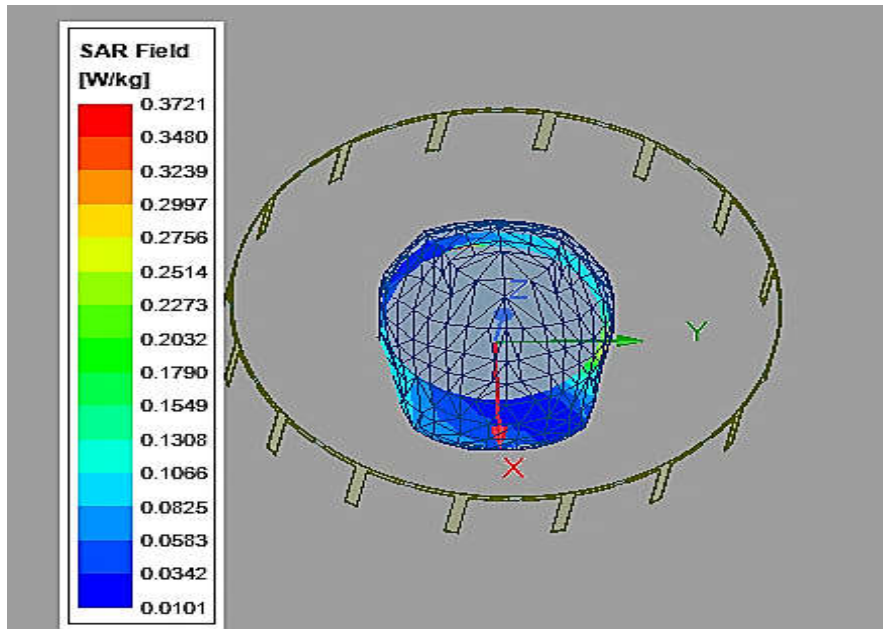


Figure III.14: Distribution du SAR.

Les résultats montrent que cette antenne présente une performance supérieure, offrant une meilleure qualité d'image tout en garantissant la sécurité du patient.

4. Conception de la troisième antenne cage d'oiseau :

Nous avons entrepris la conception d'une troisième antenne qui partage certaines similitudes avec la première antenne, mais avec quelques modifications apportées.

Dans cette conception, nous avons utilisé une antenne de rayon $R = 170 \text{ mm}$, de hauteur $H1=250 \text{ mm}$ et d'épaisseur $E=20 \text{ mm}$. Nous avons aussi modifié la forme des tiges de l'antenne pour adopter à une forme cylindrique de rayon $R2=5 \text{ mm}$ et de hauteur $H2=250 \text{ mm}$.

La figure III.15 et le tableau III.6 représentent respectivement la géométrie de la troisième antenne cage d'oiseau et ses dimensions utilisées lors de la conception.

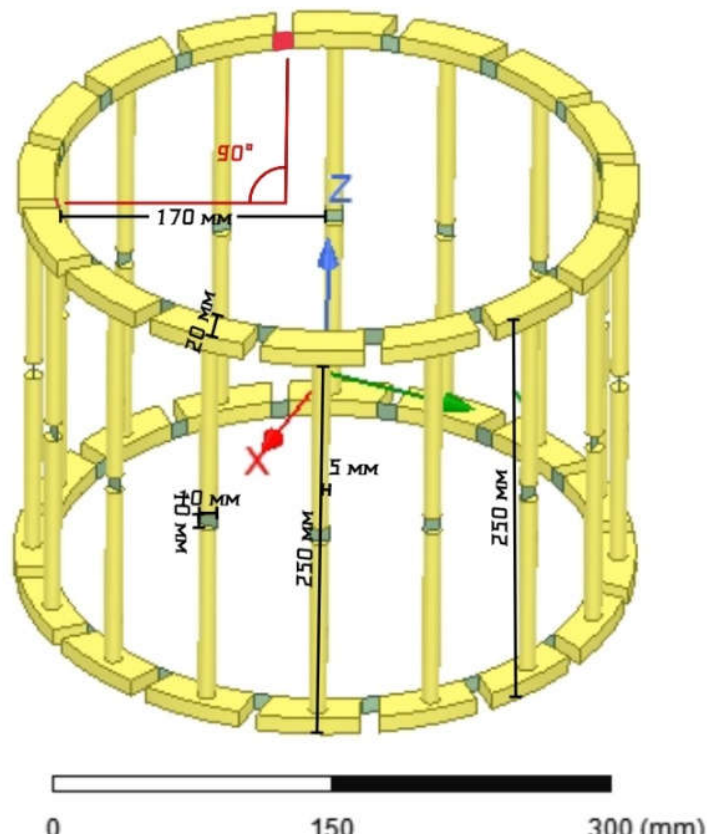


Figure III.15 : Troisième antenne cage d'oiseau avec ses dimensions.

Tableau III-6: Dimensions utilisées dans la conception de la troisième antenne.

Les paramètres	H1	R	E	R2	H2	L2	H3
Les dimensions (mm)	250	170	20	5	250	10	10

De manière similaire, nous avons procédé à différents tests en ajustant différentes valeurs du condensateur. Les résultats sont exposés sur le tableau III.7.

Tableau III-7: fréquence de résonance en fonction de différentes valeurs du condensateur dans la troisième antenne.

Test	Capacité du condensateur (pF)	Fréquence de résonance (MHz)	Niveau de dB
01	80	73.75	-16.6114
02	90	69	-16.3856
03	100	65.25	-15.0851
04	108	63	-15.9661
05	106	63.50	-15.8009
06	105	63.75	-15.7815

Les résultats du tableau expliquent que la troisième antenne résonne à une fréquence de **63,75 MHz** pour une valeur du condensateur de **105 pF**, ce qui indique que la troisième antenne est également capable de résonner à la fréquence cible. La figure III.16 représente la fréquence de résonance de la troisième antenne pour un condensateur de **105 pF**.

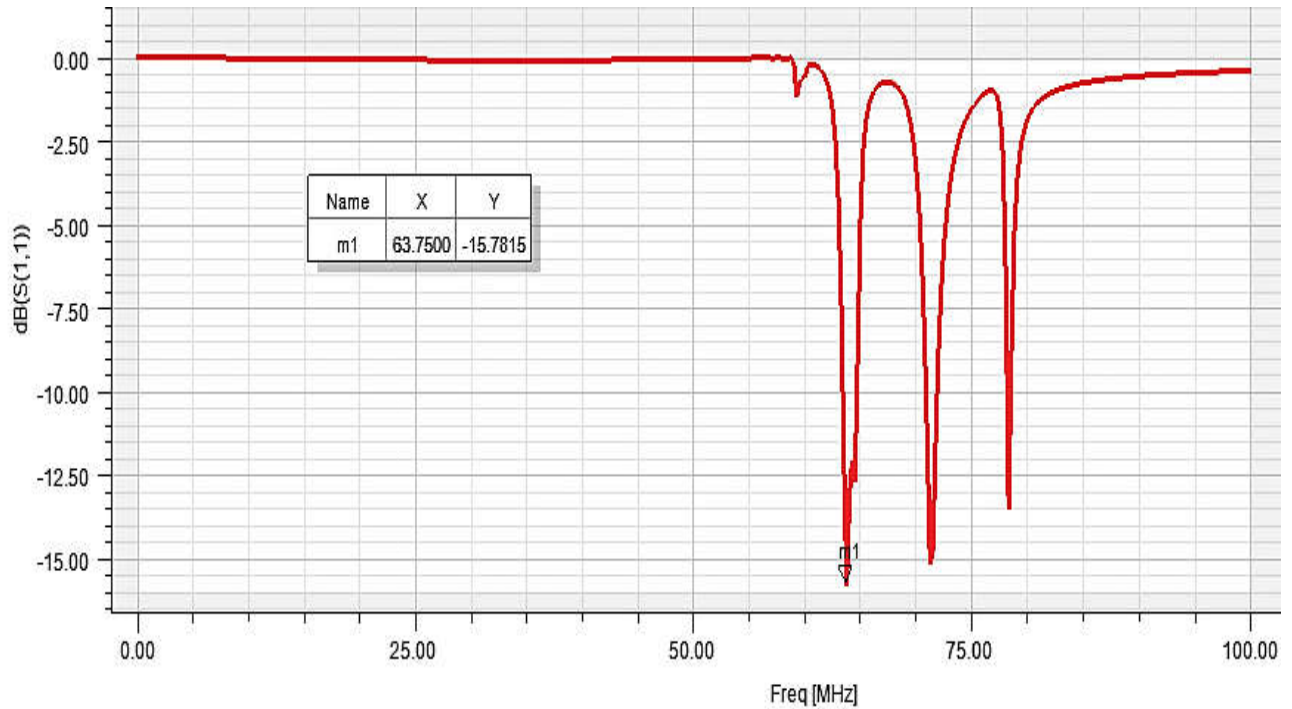


Figure III.16: Coefficient de réflexion pour une valeur du condensateur de 105 pF.

La **figure III.17** représente les résultats de la distribution du champ magnétique dans l'antenne cage d'oiseau. Les résultats révèlent une homogénéité du champ magnétique à l'intérieur de l'antenne.

La **Figure III.18** et la **Figure III.19** représentent respectivement les résultats du champ électrique et la distribution du SAR dans les différents tissus de fantôme tête pour la troisième antenne.

Les résultats expliquent que le champ électrique généré par l'antenne n'a pas d'effet notable sur les tissus biologiques assurant ainsi une sécurité accrue pour le patient. Le taux d'absorption spécifique (SAR) a mesuré des valeurs 'inférieures à **0,5381 w/Kg**' qui sont faible par rapport à la limite réglementaire aux États-Unis.

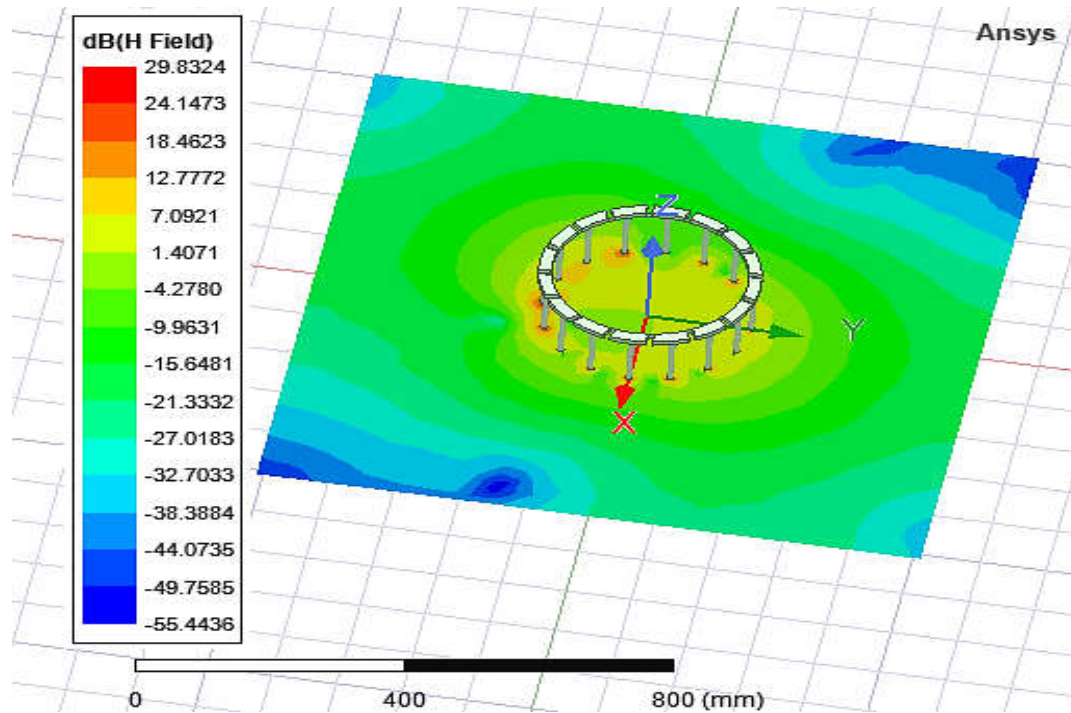


Figure III.17: Distribution du champ magnétique dans la troisième antenne cage d'oiseau.

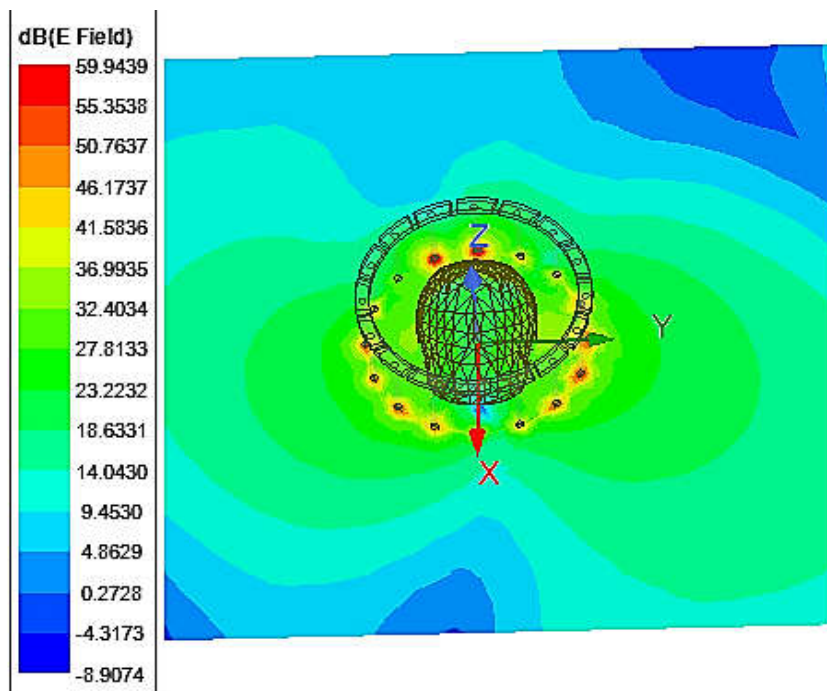


Figure III.18: Distribution du champ électrique dans la troisième antenne cage d'oiseau.

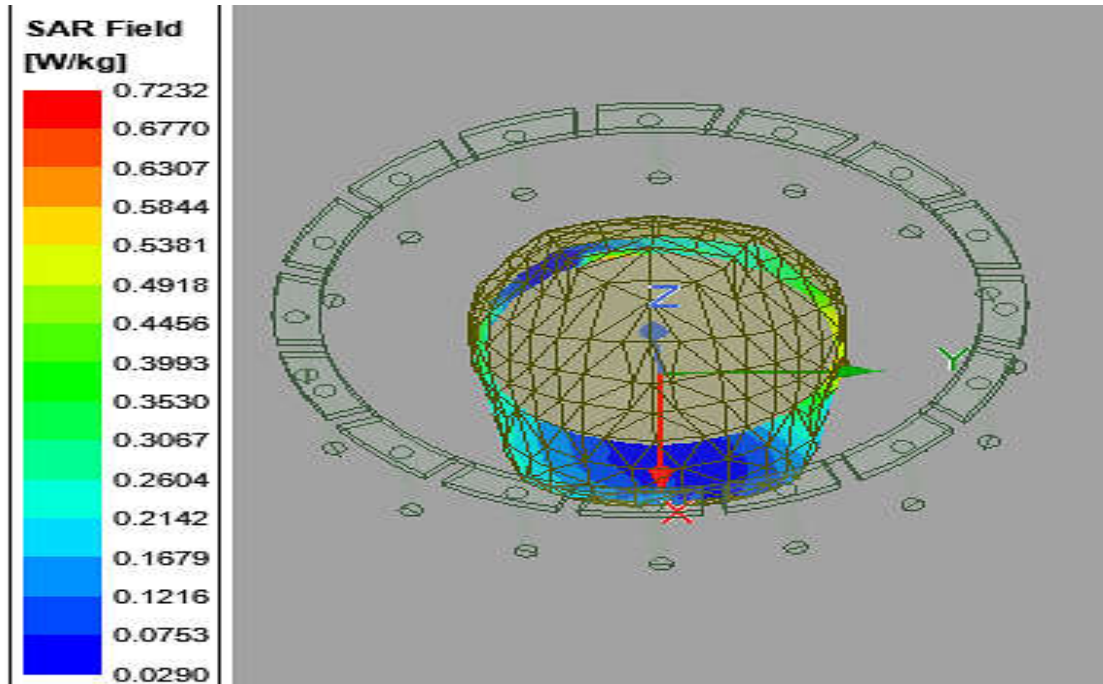


Figure III.19: Distribution du SAR.

5. Discussion :

Après une étude détaillée d'une antenne en cage d'oiseau de différentes formes, nous avons constaté que plusieurs paramètres influent la fréquence de résonance souhaité '**63.75 MHz**', ce qui explique que la fréquence de Larmor exige des géométries bien définies. A cette fréquence, la distribution du champ magnétique dans les différentes antennes paraît homogène, ce qui indique un fonctionnement cohérent et une génération adéquate de champs électromagnétiques.

En outre, il a été observé une diminution progressive de l'intensité du champ électrique à l'intérieur des antennes et autour du fantôme ce qui est bénéfique pour minimiser les effets indésirables et les interférences avec l'environnement extérieur.

Le taux d'absorption spécifique (SAR) a atteint des niveaux relativement bas dans les différentes antennes, ce qui signifie que les niveaux d'absorption d'énergie dans les tissus se situent dans une plage sécuritaire. Cela est rassurant en termes de minimisation des risques pour la santé du patient lors de l'utilisation de ces antennes.

Tous ces résultats confirment que nos antennes réalisées sont performantes, avec une résonance parfaite, une distribution de champs magnétiques homogène et des niveaux de SAR acceptables.

Ces caractéristiques assurent un fonctionnement efficace de l'antenne tout en garantissant la sécurité du patient lors des procédures d'IRM.

6. L'impression 3D de l'antenne :

Nous avons choisi à réaliser l'impression de la première antenne étudiée précédemment en utilisant la technologie d'impression 3D par l'imprimante Colido 2.0 et ceci grâce à sa géométrie qui est simple à réaliser. Le modèle a été construit au sein du centre i2E (Innovation, Entrepreneuriat et Emploi).

L'imprimante CoLiDo 2.0 (voir **figure III.20**), équipée de la plateforme en verre brevetée, est conçue pour faciliter l'impression 3D. Son revêtement spécial pour les impressions en PLA (acide polylactique), l'ABS (acrylonitrile butadiène styrène), le TPU (polyuréthane thermoplastique) et bien d'autres. Ces matériaux offrent différentes propriétés et sont adaptés à diverses applications. De plus, l'imprimante offre une taille de construction optimale de 22,5 cm x 14,5 cm x 15 cm, ce qui lui permet de prendre en charge la majorité des produits couramment utilisés [44].

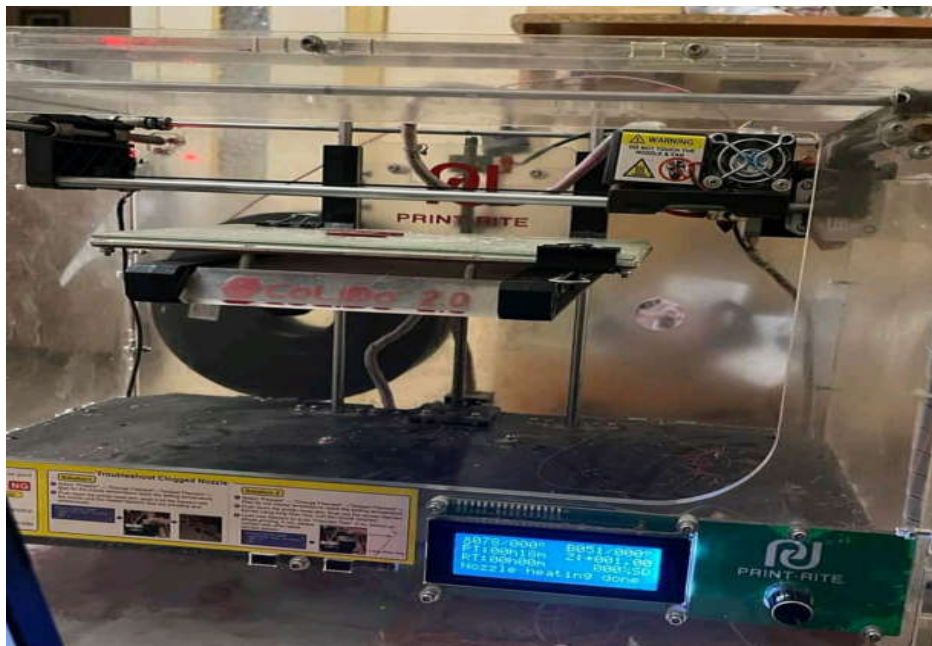


Figure III.20 : Imprimante CoLiDo 2.0

Lors de notre construction, nous avons utilisé le logiciel Cura 5.0 pour préparer notre modèle 3D correspondant à des anneaux et des tiges. Cura 5.0 est un logiciel avancé de découpage (slicing) qui

permet de préparer les fichiers 3D pour l'impression. Nous avons importé notre modèle dans Cura 5.0 et configuré les paramètres d'impressions tels que la résolution, la vitesse d'impression, etc.

Le logiciel nous a offert une visualisation en 3D du modèle et l'a découpé en couches, générant ainsi un fichier G-code que l'imprimante peut interpréter. Ensuite, nous avons transféré le fichier G-code sur l'imprimante CoLiDo 3.0 par une clé USB 'ou via une connexion Wi-Fi'. Nous avons également configuré l'imprimante en chargeant le filament PLA correspondant. À l'aide du panneau de contrôle, nous avons lancé le processus d'impression, permettant ainsi à l'imprimante de chauffer l'extrudeuse et de déposer le filament fondu couche par couche pour créer les anneaux et les tiges (voir **figure III.21**). Une fois l'impression terminée, nous avons laissé les objets refroidir sur la plateforme en verre, ce qui nous a permis de les retirer facilement par la suite, enfin nous avons collé les anneaux l'un avec l'autre et nous avons positionné les tiges à leur emplacement approprié.



Figure III.21 : Anneaux d'extrémité

Grâce à l'imprimante CoLiDo 3.0 et à l'utilisation du PLA, nous avons réussi à produire un prototype d'une antenne en cage d'oiseau de précision élevé, solide et de qualité supérieure (voir **figure III.22**).



Figure III.22:Prototype d'une antenne en cage d'oiseau.

7. Conclusion :

Plusieurs paramètres peuvent perturber la fréquence de résonance des antennes, la raison pour laquelle nous avons étudié différentes formes d'antennes en cage d'oiseau de dimensions variées. Ainsi, les valeurs des condensateurs répartis dans l'antenne cage d'oiseau jouent un rôle très important dans le réglage de la fréquence de résonance. La fréquence de résonance assure une bonne homogénéité du champ magnétique. En outre, le champ électrique ne présente aucun impact significatif sur les tissus du fantôme, et les valeurs du SAR sont faibles, ce qui garantit la sécurité du patient.

Conclusion générale

Dans le cadre de notre projet de fin d'études portant sur la modélisation d'une antenne IRM tête, nous avons réussi à construire une bobine cage d'oiseau de 16 éléments à l'aide du logiciel ANSYS HFSS. L'objectif principal était de concevoir une antenne capable de résonner à une fréquence de 63.85 MHz dans un champ magnétique de 1.5 Tesla, afin d'améliorer la qualité des images et de réduire le temps d'acquisition.

En ajustant différentes valeurs du condensateur sur différentes formes et dimensions de l'antenne en cage d'oiseau, nous avons réussi à obtenir une fréquence de résonance de 63.75 MHz. Les études menées ont démontré que l'antenne générait un champ magnétique homogène à l'intérieure, sans avoir d'impact significatif sur les tissus biologiques. De plus, les évaluations du taux d'absorption spécifique (SAR) ont confirmé que l'antenne respectait les réglementations de sécurité en vigueur, garantissant ainsi l'absence de risques majeurs pour les patients

En conclusion, notre étude de modélisation d'antenne IRM tête a abouti à la conception de trois antennes capables de générer un champ magnétique homogène à la fréquence cible. En plus, ces antennes respectaient les normes de sécurité en vigueur et ne présentaient pas de risques significatifs pour les patients.

Ces résultats ouvrent la voie à des nouvelles avancées dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique, offrant ainsi des perspectives prometteuses pour l'optimisation des antennes IRM et l'amélioration continue des techniques d'imagerie médicale. Ce projet met en évidence l'importance d'une modélisation précise des antennes et de la prise en compte des paramètres géométriques pour garantir des performances optimales tout en préservant la sécurité des patients.

Les connaissances et compétences acquises au cours de ce projet de fin d'études sont précieuses pour la communauté scientifique et médicale, et pourraient contribuer à des développements futurs visant à améliorer encore davantage les performances de l'imagerie par résonance magnétique.

Bibliographie

- [01] Moussa SEMCHEDINE, Système Coopératif Hybride de Classification dans un SMA : <<Application à la segmentation d'images IRM >>, Mémoire de magister, la Faculté des Sciences de l'Ingénieur Département d'Informatique Pour l'Obtention du Diplôme de, 17/12/2007.
- [02] BEHISSA Rayanne, <<L'INSTALLATION L'APPAREIL MEDICAL IRM 1.5 TESLAS SIGNA CREATOR >>, Mémoire de master, UNIVERSITE DE GHARDAIA FACULTE DES SCIENCES **DEPARTEMENT DE SCIENCE DU LA TECHNOLOGIE**, 2021.
- [03] KADIRI Nour El Houda, <<Reconstruction d'images de Résonance Magnétique en imagerie parallèle>>, Mémoire de master, Faculté de Technologie Département de Génie électrique et Electronique Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical, 22 juin 2013.
- [04] N. Amoretti, S. Aptel § Al, << IRM Musculo-Squelettique de la clinique à la technique>>, 30/05/14
- [05] BOURAHLA Ouerdia, BANOUH Lilia, << Acquisition et formation d'image en IRM>>, Mémoire de master, UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE DEPARTEMENT D'électronique ,2017.
- [06] B.Kastler, << comprendre l'IRM>>, manuel d'auto-apprentissage, 5ème édition, novembre2003.
- [07] KARICHE Malika, BOUZARA Noura, << Simulation des méthodes de reconstruction appliquées en imagerie parallèle>>, Mémoire de master, Faculté de Technologie Département de Génie Biomédical Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical, 15 juin 2015.
- [08] J. L. Prince et J. M. Links, <<Medical Imaging signals and systems>>,Book 2^{éd}. Boston: Pearson, 2015.
- [09] T. Kawamura, K. Saito, S. Kikuchi, M. Takahashi, K. Ito, <<Specific Absorption Rate Measurement of Birdcage Coil for 3.0-T Magnetic Resonance Imaging System Employing Thermographic Method>>IEEE Trans. Microw. Theory Tech. 57, 2508 (2009)

- [10] A. Desgrez, J. Bittoun, I. Idy-Peretti, <<Bases physiques de l'IRM>>, Masson, Paris, 1994.
- [11] K. Thiyagarajan, T. Kesavamurthy, et G. Bharathkumar, « Design and Analysis of Microstrip-Based RF Birdcage Coil for 1.5 T Magnetic Resonance Imaging », *Appl. Magn. Reson.*, vol. 45, n° 3, p. 255-268, mars 2014, doi : 10.1007/s00723-014-0517-7.
- [12] Julie KABIL, <<Etude des interactions par radiofréquence entre multiples dispositifs médicaux pour la compatibilité IRM >>, Doctorat de l'Université de Lorraine (Informatique Automatique Electronique Mathématiques), 11 janvier 2018.
- [13] J. Felblinger et F. Odille, « Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) Acquisition et Hardware – Imagerie Parallèle Sécurité des patients ».
- [14] M. Zhoujian LI, << Développement de réseaux d'antennes supraconductrices pour l'Imagerie par Résonance Magnétique haute résolution à champ intermédiaire >>, thèse doctorat, le 11 mars 2016.
- [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] Bekki Amane, <<ECHANTILLONNAGE COMPRESSE APPLIQUE A LA RECONSTRUCTION SPIRiT>>, Mémoire de master, Université Abou BakrBelkaïd de Tlemcen Faculté de Technologie Département de Génie Biomédical, 25 juin 2019.
- [17] C. Chalfouh, « Effet de la stimulation magnétique répétitive trans-spinale comme thérapie non invasive dans le cadre des lésions médullaires », thèse doctorat, Spécialité ASPECTS MOLECULAIRES ET CELLULAIRES DE LA BIOLOGIE Préparée au sein de l'université de Rouen Normandie, 2020.
- [18] <<Les tumeurs cérébrales et du système nerveux central>>, Ligue suisse contre le cancer, Berne, 2009.

[19] Amokrane TABTI, Younes AIBOUD, << Segmentation des structures cérébrales en IRM par la méthode de Chan-Vese>>, Mémoire de master, FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE, 28 Septembre 2014

[20] Dr Driche SA, << La Moelle Epinière, Organe de conduction>>, Cours de physiologie, Faculté de médecine d'Oran Département de médecine.

[21] Sanae Miri « Segmentation des structures cérébrales en IRM : intégration de contraintes topologiques », Rapport de stage, Université Louis Pasteur Strasbourg, 2007.

[22] D. B. Nacéra, « Etude biochimique des liquides physiologiques », Cours de Biochimie médicale, Université Abou Bekr Belkaïd-Tlemcen Faculté SNV-STU Département de Biologie, 2020.

[23] Hayes, C.E.; Edelstein, W.A.; Schenck, J.F.; Mueller, O.M.; Eash, M. <<An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole body NMR imaging at 1.5T>>. J. Magn. Reson. 1985, 63, 622–628.

[24] S. F. Ahmad, Y. C. Kim, I. C. Choi, et H. D. Kim, « Recent Progress in Birdcage RF Coil Technology for MRI System », Diagnostics, vol. 10, no 12, p. 1017, nov. 2020, doi: 10.3390/diagnostics10121017.

[25] C.E. Hayes, <<NMR Biomed>>. 22, 908, PubMed, Nov. 2009, doi:10.1002/nbm.1431.

[26] B. P. Tomas, H. Li, et M. R. Anjum, « Design and Simulation of a Birdcage Coil using CST Studio Suite for Application at 7T », IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng., vol. 51, p. 012019, déc. 2013, doi : 10.1088/1757-899X/51/1/012019.

[27] P. Mayé « Aide-mémoire Electrotechnique », Dunod, Paris 2006

[28] Y.Samira et C.Zina « Etude d'une machine linéaire à aimants permanents en utilisant la méthode des éléments finis ».Mémoire d'ingénieur, promotion 2008, Université MOULOUD MAMMMERI, Tizi-Ouzou.

[29] K. Fekrache, H. Mebtouche « Modélisation par éléments finis d'une structure de machine linéaire à aimant permanent et simulation du mouvement par la technique du macroélément», mémoire d'ingénieur, Université de Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, 2001.

[30] A.Genon, W.Legros << Machines électriques>>, édition Hermes, Paris 2000.

[31] T. S. Ibrahim, R. Lee, B. A. Baertlein, A. Kangarlu, et P.-M. L. Robitaille, « Application of finite difference time domain method for the design of birdcage RF head coils using multi-port excitations », *Magn. Reson. Imaging*, vol. 18, n° 6, p. 733-742, juill. 2000, doi : 10.1016/S0730-725X(00)00143-0

[32] RANIA OUBAID, << CONTRIBUTION A LA MODELISATION DU CHAMP ELECTROMAGNETIQUE DANS LES DISPOSITIFS BASSES FREQUENCES PAR LA METHODE DES MOMENTS>>, DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE, 16 décembre 2014.

[33] G. Dhatt, G. Touzot, E. Lefrançois, «Une présentation de la méthode des éléments finis», Presses Université Laval, 1981.

[34] J. Pedro, A. Bastos, N. Sadowski, « Electromagnetic modeling by finite element methods», édition Marcel Dekker, Basel, 2003.

[35] A. BENBOUABDALLAH et C. KACI, <<Calcul numérique du champ et potentiel électriques dans l'air en configuration pointe-plan>>, mémoire de master, UNIVESITE MOULOUD MAMMERI DE TIZIOUZOU FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET DE L'INFORMATIQUE DEPARTEMENT D'ELECTROTECHNIQUE ,2012.

[36] Kellsie Shan, Yunsuo Duan, << Rapid four-ring birdcage coil analysis:Design optimization for high efficiency, low interference, and improved body loading tolerance>> journal Magnetic resonance imaging, fév 2020, Volume 66, Pages 30-35

[37] H. Song, K.-N. Kim, et D. Hernandez, « Simulation Design of Incremental Leg Tapered Birdcage Coil for Head Imaging at 4.7T MRI », *Appl. Sci.*, vol. 11, n° 5, p. 2064, févr 2021, doi: 10.3390/app11052064.

[38] J.-H. Seo, Y. Han, et J.-Y. Chung, « A Comparative Study of Birdcage RF Coil Configurations for Ultra-High Field Magnetic Resonance Imaging », *Sensors*, vol. 22, n° 5, p. 1741, févr. 2022, doi: 10.3390/s22051741.

[39] Shaihan J. Malik , Jeffrey W. Hand, David W. Carmichael, Joseph V. Hajnal , << Evaluation of specific absorption rate and heating in children exposed to a 7T MRI head coil >>, *Journal Magnetic resonance in medicine* , 6 Juin 2022, doi :10.1002/mrm.29283.

[40] Zhangyan Yang , Ming Lu , Gary Drake , Feng Wang , Pai-Feng Yang , Li Min Chen , John C. Gore , Xinqiang Yan, <<RF shielding designs for birdcage coils for preclinical MRI at 9.4 T >>, *Journal Magnetic resonance imaging* , December 2022, Volume 94, Pages 1-6

[41] J. Dai, M. Gosselink, T. A. Van Der Velden, E. F. Meliadó, A. J. E. Raaijmakers, et D. W. J. Klomp, « An RF coil design to enable quintuple nuclear whole-brain MRI », *Magn. Reson. Med.*, vol. 89, n° 5, p. 2131-2141, 3 fév 2023, doi: 10.1002/mrm.29577

[42] Logiciel ansys, <https://www.ansys.com/academic/students/ansys-electronics-desktop-student>.

[43] F. W. Aston, « Atoms and isotopes », *Journal of the society of chemical industry*, vol. 43, no 23, p. 598-600, juin 1924, doi: 10.1002/jctb.5000432306.

[44] Culido 2.0, USER MANUEAL