

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Mohamed Seddik BENYAHIA de JIJEL

Faculté des sciences et de la technologie

Département d'Electronique



MEMOIRE DE MASTER

DOMAINE: Sciences et Technologies

FILIERE: Télécommunications

SPECIALITE: Systèmes des Télécommunications

Thème

**CONCEPTION ET SIMULATION D'UNE ANTENNE
IMPLANTABLE POUR LES APPLICATIONS BIOMEDICALES**

Présenté Par :

Melle. Amina KENIOUA

Melle. Dina Hadil BENHABILES

Encadré Par :

Dr. Fayçal BOUKERROUM

Promotion : 2022 /2023

REMERCIEMENTS

Avant tout on tient notre remerciement à notre dieu tout puissant de nous avoir donné la force et le courage.

*On tient également à exprimer notre profonde gratitude envers notre encadreur Mr **Fayçal BOUKERROUM** pour son soutien, ses conseils précieux, son expertise et sa patience tout au long de ce projet.*

Enfin, on tient à exprimer notre sincère remerciement aux membres du jury pour avoir accepté de consacrer leur temps pour lire et à l'évaluation de notre projet

DEDICACE

Je dédie ce travail

*A ma chère mère, cher père, ma chère sœur et mes frères les piliers de
ma vie pour leur soutien et encouragement.*

Amîna

DEDICACE

A mes parents et ma sœur

En cette occasion spéciale, je souhaite exprimer toute ma gratitude et tout mon amour envers vous. Vous êtes les fondements de ma vie, ceux qui m'ont constamment soutenu et encouragé à chaque étape de mon parcours. Votre présence inconditionnelle et votre soutien indéfectible ont été une source constante d'inspiration et de force pour moi.

Dina

Table des matières

Table des matières	v
Liste des figures.....	viii
Liste des tableaux	x
Liste des symboles.....	xi
Liste des abréviations	xii
Introduction générale.....	1
Chapitre I : Transmission d'énergie sans fil et dispositifs biomédicaux implantables	
I.1. Introduction.....	4
I.2. Système de transmission d'énergie sans fil.....	4
I.2.1. Principe et fonctionnement d'un système TESH.....	4
I.2.2. Techniques du transfert sans fil d'énergie électromagnétique	5
I.2.2.1. Transfert non radiatif	5
a. Transfert par couplage inductif	5
b. Transfert par couplage capacitif.....	6
I.2.2.2. Transfert radiatif	7
a. Transfert par faisceaux laser.....	7
b. Transfert par micro-ondes	7
I.2.3. Comparaison entre les différentes technologies	8
I.3. Système de récupération d'énergie	8
I.3.1 Structure globale d'un système Rectenna	9
I.3.2. Avantages d'un système de récupération d'énergie	10
I.4. Caractéristique d'un système de télémétrie biomédicale.....	11
I.4.1. Caractéristiques diélectrique du corps humain	12
I.4.2 Limites d'exposition aux champs électromagnétiques	13
I.4.3. Contraintes et exigences	14
I.4.3.1. Milieu de propagation complexe	14
I.4.3.2. Débit d'absorption spécifique (SAR)	15
I.5. Dispositifs biomédicaux implantables	15
I.5.1. Les stimulateurs cardiaques	16
I.5.2. Les neurostimulateurs	16

I.5.3. Les implants cochléaires	17
I.5.4. La pompe à insuline	17
I.5.5. Les implants rétiniens	18
I.6. Conclusion	19
Chapitre II : Les Antennes imprimées pour les applications biomédicales	
II.1. Introduction.....	21
II.2. Antennes imprimées	21
II.2.1. Structure d'une antenne imprimée.....	21
II.2.2. Principe de fonctionnement de l'antenne imprimée.....	22
II.2.3. Techniques d'alimentation	23
a. Alimentation par sonde coaxiale	23
b. Alimentation par ligne de transmission micro-ruban.....	24
c. Alimentation couplée par ouverture.....	24
d. Alimentation par couplage de proximité.....	25
II.2.4. Avantages des antennes imprimées	25
II.3. Exigences et défis de la conception des antennes implantables.....	26
II.3.1. Miniaturisation des antennes	26
II.3.1.1. Utilisation de substrats à haute permittivité	27
II.3.1.2. Allongement du chemin du courant du radiateur	27
II.3.1.3. Chargement inductif / capacitif	27
II.3.1.4. Utilisation d'une fréquence de fonctionnement plus élevée	27
II.3.1.5. Ajout d'une broche de court-circuit	28
II.3.2. Antennes implantables et sécurité du patient	28
II.3.2.1. Débit d'Absorption Spécifique.....	28
II.3.2.2. Puissance isotrope rayonnée équivalente	29
II.3.3. Biocompatibilité	29
II.4. Effets du corps humain sur les performances de l'antenne	29
II.4.1. Effet sur la puissance rayonnée et sur l'efficacité de l'antenne	31
II.4.2. Effet sur la bande passante de l'antenne	32
II.4.3. Effet sur le diagramme de rayonnement de l'antenne.....	32

II.5. Types des antennes bio-implantables	33
II.5.1. Antenne patch circulaire.....	34
II.5.2. Antenne PIFA.....	34
II.5.3. Antenne à fente.....	35
II.5.4. Antenne en spirale	35
II.6. Conclusion	36

Chapitre III : Conception et simulation d'une antenne patch circulaire implantable

III.1. Introduction	38
III.2. Outil de simulation: High Frequency Structure Simulator (HFSS)	38
III.3. Méthodologie de conception	39
III.4. Conception de l'antenne Patch circulaire en air.....	40
III.4.1. Structure de l'antenne.....	40
III.4.2. Calcul approché du rayon de l'antenne Patch circulaire.....	40
III.4.3. Optimisation des paramètres d'antenne sous HFSS	41
a. Coefficient de réflexion S_{11}	41
b. Diagramme de rayonnement	42
III.4.4. Etude paramétrique	44
a. Influence du rayon a	44
b. Influence de la variation de la position de l'alimentation.....	45
c. Influence du rayon du substrat	46
III.5. Conception de l'antenne patch circulaire implantable	47
III.5.1. Structure de l'antenne.....	47
III.6. Conclusion.....	50
Conclusion générale	52
Références bibliographiques	53
Résumé.....	56

Liste des figures

Chapitre I

Figure I.1 : Schéma de principe d'un système de transfert d'énergie sans fil (TSFE)	4
Figure I.2 : Principe de transfert d'énergie sans fil par lien inductive.....	6
Figure I.3 : Principe de transfert d'énergie sans fil capacitif dans le domaine biomédical	6
Figure I.4 : Principe de la transmission d'énergie par faisceau microonde	7
Figure I.5 : Récupération d'énergie électromagnétique ambiante (EH : Energy Harvesting)	9
Figure I.6 : Blocs fonctionnels d'une Rectenna classique	9
Figure I.7 : Antenne implantable destinée aux applications de télémétrie médicale.....	11
Figure I.8 : Exemples d'applications de la technologie des dispositifs biomédicaux implantables dans le corps humain.....	16
Figure I.9 : Stimulateur cardiaque (Pacemaker)	16
Figure I.10 : Neurostimulateur implantable	17
Figure I.11 : Structure d'un implant cochléaire	17
Figure I.12 : Schéma de principe de la pompe à insuline	18
Figure I.13 : Implant rétinien	19

Chapitre II

Figure II.1 : Structure de base d'une antenne imprimée	21
Figure II.2 : Différentes formes d'élément rayonnant	22
Figure II.3 : Distribution de charge et de densité de courant.....	23
Figure II.4 : Antenne micro ruban alimentée par sonde coaxiale	23
Figure II.5 : Alimentation par une ligne micro ruban	24
Figure II.6 : Alimentation par couplage de fente	25
Figure II.7 : Alimentation couplée par proximité	25
Figure II.8 : Antenne patch circulaire simple.....	33
Figure II.9 : Antenne PIFA	35

Figure II.10 : Antenne à fente	35
Figure II.11 : Antenne en spirale.....	36

Chapitre III

Figure III.1 : Structure de l'antenne patch circulaire sous HFSS	40
Figure III.2 : Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne Patch circulaire.....	41
Figure III.3 : Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne optimisé.....	42
Figure III.4 : Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne sous HFSS	42
Figure III.5 : Diagramme de rayonnement en 2D l'antenne sous HFSS à 2.45 GHz.....	43
Figure III.6 : Effets de la variation du rayon a sur le coefficient de réflexion de l'antenne	44
Figure III.7 : Effets de la variation de la position du coaxial d'alimentation	45
Figure III.8 : Effets de la variation du rayon du substrat R_{sub}	46
Figure III.9 : Structure de l'antenne patch circulaire sous HFSS	47
Figure III.10 : Evolution du coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence	48
Figure III.11 : Evolution du coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence	48
Figure III.12 : Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne après optimisation.....	49
Figure III.13 : Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne sous HFSS	49
Figure III.14 : Diagramme de rayonnement en 2D l'antenne sous HFSS à 2.45 GHz : (a) Dans le plan $\varphi = 90^\circ$ (b) dans le plan $\varphi = 0^\circ$	50

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau I.1: Comparaison entre différentes technologies de transfert d'énergie sans fil.....	8
Tableau I.2 : Propriétés électriques des tissus du corps humain dans les bandes de fréquences de 403 MHz et 2,45 GHz.....	12
Tableau I.3 : Limites d'exposition aux champs électrique et magnétique pour le grand public.....	13

Chapitre III

Tableau III.1: Paramètres géométriques de l'antenne Patch circulaire.....	40
Tableau III.2 : Valeurs des paramètres avant et après optimisation.....	41
Tableau III.3 : Effet du rayon a du patch sur les caractéristiques de l'antenne.....	44
Tableau III.4 : Effet de la position du coaxiale d'alimentation F_{ed} sur les caractéristiques de l'antenne.....	45
Tableau III.5 : Effet du rayon du substrat R_{sub} sur les caractéristiques de l'antenne.....	46
Tableau III.6 : Caractéristiques des tissus.....	47

Liste des symboles

ρ	Densité de masse du tissu
σ	Conductivité électrique du tissu
Γ	Coefficient de réflexion
η	Efficacité de rayonnement
a_e	Rayon effectif du patch
C	Vitesse de la lumière dans le vide
D	Directivité
e_p	Facteur de la désadaptation de polarisation
E	Champ électrique
ϵ_r	Permittivité relative
f_r	Fréquence de résonance
G	Gain
h	Hauteur du substrat
L_a	Atténuation à l'intérieur des tissus humaine
L_p	Pertes de trajet
L_r	Pertes dues aux réflexions à la frontière entre les tissus
ML	Perte due à la désadaptation d'impédance
P	Puissance
P_{rad}	Puissance rayonnée
P_{source}	Puissance de la source
T_p	Durée de l'impulsion

Liste des acronymes

2D	Deux Dimensions
3D	Trois Dimensions
CPT	Capacitive Power Transfer
DC	Direct Current
DMI	Dispositifs Médicaux Implantables
EH	Energy Harvesting
EIRP	Effective Isotropic Radiated Power
FCC	Federal Communications Commission
HF	High Frequency
HFSS	High Frequency Structure Simulator
ICNIRP	International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IPT	Inductive Power Transfer
ISM	Bandes Industriel, Scientifique et Médical
LPT	Laser Power Transfer
MICS	Medical Implant Communication Service
MPT	Microwave Power Transfer
NGO	Organisation Non Gouvernementale
PIFA	Plan Inerted F Antenna
RF	Radio Frequency
RF/DC	Radio Frequency /Direct Current
Rectenna	Rectifying Antenna

SAR	Specific Absorption Ratio
TESF	Transmission d'Énergie Sans Fil
TX/RX	Transmit/Receive
UHF	Ultra High Frequencies
WHO	World Health Organisation
WPT	Wireless Power Transfert

Introduction générale

Les implants biomédicaux ont connu un développement significatif, permettant de soutenir, de remplacer ou d'améliorer les dysfonctionnements de la structure biologique du corps. La minimisation de la taille de ces dispositifs implantés est une avancée majeure qui les rend moins invasifs, réduit la complexité chirurgicale et ouvre de nouvelles possibilités pour améliorer le niveau de vie des patients.

Les progrès récents dans le domaine de la micro fabrication ont permis de réduire considérablement la taille des dispositifs implantables. Cependant, il convient de noter que la batterie reste un élément essentiel de ces dispositifs miniaturisés.

Les batteries des dispositifs implantables ont une durée de vie limitée et doivent être remplacées périodiquement. Cela nécessite généralement une intervention chirurgicale pour accéder à l'implant, retirer l'ancienne batterie et insérer une nouvelle. Cette procédure peut être invasive et entraîner des complications potentielles.

Les méthodes de récupération d'énergie reçoivent actuellement une attention très significative de la part de la communauté de la recherche. En particulier, dans le cas des dispositifs médicaux implantables où le transfert d'énergie sans fil (TESF) est devenu la méthode principale dans ce genre d'applications. En effet, Cette méthode de transfert d'énergie écarte tout risque d'infection au niveau de la peau, ainsi que la nécessité de chirurgie invasive pour un changement de batterie [1].

Il existe différentes techniques de transfert d'énergie sans fil, telles que l'induction, l'optique et les micro-ondes. Chacune de ces techniques à ses propres avantages et limitations. Pour le transfert d'énergie sans fil par micro-onde une onde électromagnétique transporte l'énergie qui sera captée et convertie en énergie électrique par un système clé de récupération d'énergie appelée Rectenna (Rectifying Antenna). La structure d'une Rectenna pour les dispositifs bio-implantés comprend une antenne pour la réception des ondes électromagnétiques et un redresseur pour convertir le signal alternatif en courant continu. Ces composants sont soigneusement conçus pour être compacts, efficaces et adaptés aux contraintes spécifiques des dispositifs implantés.

Le travail réalisé dans ce mémoire est orienté vers le développement, et l'étude des antennes implantables dans un système de transfert d'énergie sans fil par micro-onde. Notre objectif principal est la conception et la simulation d'une antenne imprimée circulaire bio-implantée.

Ce mémoire est organisé autour de quatre chapitres :

Dans le premier chapitre de ce mémoire, nous aborderons tout d'abord le concept de transmission d'énergie sans fil (TESF). Nous examinerons les deux techniques de transfert d'énergie sans fil et on expliquera en détail le principe de fonctionnement de chaque méthode. Ensuite, nous nous pencherons sur l'étude des techniques de transfert radiatif utilisées pour alimenter les dispositifs implantables. Enfin, nous conclurons ce chapitre en présentant le système de télémétrie biomédicale ainsi que quelques exemples de dispositifs biomédicaux implantables.

Le deuxième chapitre fournit une description de la structure, le principe de fonctionnement et les techniques d'alimentation d'antenne imprimée. Ensuite, nous examinerons de manière approfondie les exigences et les défis liés à la conception des antennes implantables, en analysant les effets du corps humain sur les performances de l'antenne. Enfin, nous présenterons quelques exemples d'antennes implantables utilisées dans les dispositifs médicaux.

Le dernier chapitre sera réservé pour l'étude, la conception et la simulation sous HFSS (High Frequency Structure Simulator) d'une antenne patch circulaire bioimplantée. Les résultats obtenus sous forme de courbes de coefficient de réflexion et des graphes du diagramme de rayonnement sont discutés et des conclusions sont tirées.

On termine le manuscrit par une conclusion générale.

CHAPITRE I

Transmission d'énergie sans Fil et Dispositifs Biomédicaux Implantables

I.1. Introduction

Les dispositifs biomédicaux sont des dispositifs médicaux qui sont implantés chirurgicalement dans le corps humain pour traiter une variété de conditions médicales. Ces dispositifs nécessitent une source d'énergie pour fonctionner, et l'utilisation de la transmission d'énergie sans fil peut être une solution pratique pour alimenter ces dispositifs sans avoir à remplacer leurs batteries ou à les recharger périodiquement.

Dans ce chapitre, nous introduirons dans un premier temps, la notion de transmission d'énergie sans fil (TESF). Nous exposerons les deux techniques de transfert d'énergie sans fil et nous détaillons le principe de fonctionnement de chaque méthode, nous nous intéresserons par suite à l'étude des techniques de transfert radiatif pour alimenter les dispositifs implantables. Enfin, nous terminerons le chapitre par la présentation du système de télémétrie biomédicale ainsi que quelques dispositifs biomédicaux implantables

I.2. Système de transmission d'énergie sans fil

I.2.1. Principe et fonctionnement d'un système TESH

Le transfert sans fil d'énergie est défini comme une technique permettant de transmettre de l'énergie électrique d'un point à un autre à travers l'air, le vide ou tout environnement, sans utiliser une matière conductrice (figure I.1).

Le transfert d'énergie sans fil est en général un processus en trois étapes :

- L'énergie électrique alternative ou continue est fournie à un convertisseur de haute fréquence et ensuite amenée à la structure émettrice (l'antenne d'émission).
- L'onde électromagnétique se propage vers la structure réceptrice (l'antenne de réception).
- L'énergie est captée sous forme de tension alternative puis transformée en continue en suite utilisée pour alimenter une charge [2].

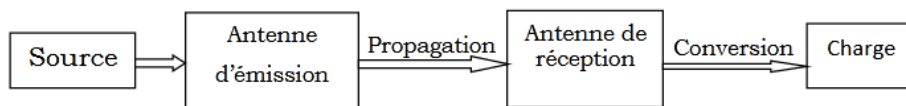


Figure I.1 : Schéma de principe d'un système de transfert d'énergie sans fil (TSFE) [2].

I.2.2. Techniques du transfert sans fil d'énergie électromagnétique

Dans le cadre du transfert d'énergie électromagnétique, en fonction de la distance entre l'émetteur et le récepteur, on peut distinguer deux grandes techniques de transfert sans fil de l'énergie :

Le transfert non radiatif qui peut être divisé en deux catégories :

- Le transfert d'énergie par couplage inductif (IPT : Inductive Power Transfer) entre deux bobines, basé sur les champs magnétiques.
- Le transfert d'énergie par couplage capacitif (CPT : Capacitive Power Transfer) entre deux électrodes métalliques, basé sur des champs électriques.

Le transfert radiatif qui peut être divisé en deux catégories :

- Le transfert d'énergie par micro-ondes (MPT : Microwave Power Transfer)
- Le transfert d'énergie optique par laser (LPT : Laser Power Transfer).

I.2.2.1. Transfert non radiatif

a. Transfert par couplage inductif

Le couplage magnétique inductif fonctionne sur des distances très faibles (en champ proche), typiquement de l'ordre de quelques centimètres, mais se caractérise par un très bon rendement. Le transfert d'énergie par lien inductif implique l'utilisation de deux bobines, l'une dans l'émetteur et l'autre dans le récepteur, qui sont placées à proximité l'une de l'autre, l'une de ces bobines est implantée dans le corps du patient et une bobine d'antenne externe située à proximité de la peau. L'émetteur est alimenté en courant électrique alternatif, ce qui crée un champ magnétique variable dans sa bobine. Ce champ magnétique variable induit alors un courant électrique dans la bobine du récepteur, qui est converti en énergie électrique utilisable pour alimenter le dispositif biomédicale implantable.

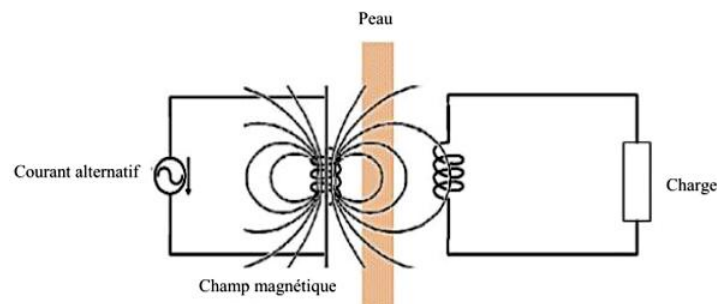


Figure I.2 : Principe de transfert d'énergie sans fil par lien inductive [3].

b. Transfert par couplage capacitif

La technologie CPT (Capacitif Power Transfert) utilise le champ électrique généré par des plaques métalliques du côté émetteur et du côté récepteur pour transférer l'énergie sans fil.

Elle est moins utilisée que la technologie WPT (Wireless Power Transfert) à induction magnétique actuellement en raison de sa courte distance de transfert et du risque de champ électrique. Une structure plus simple d'un lien capacitif commune est illustrée aux la figure I.3. Deux paires de plaques métalliques forment deux condensateurs, des plaques réceptrices sont placées à l'intérieur du corps humain, tandis que les plaques émettrices sont placées à l'extérieur du corps. Également appelés coupleurs capacitifs, pour établir les champs électriques. Les deux condensateurs fournissent une boucle de flux d'énergie de la source d'entrée à la charge de sortie électrique. Les capacités de couplage dépendent de la surface de la plaque, la distance de la plaque et du matériau diélectrique entre les plaques [3].

L'énergie électrique est fournie l'émetteur, généralement par une source alternative, L'émetteur génère un champ électrique entre les plaques émettrices, ce qui crée un flux d'énergie dans la boucle du circuit capacitif. Ce flux d'énergie est ensuite capté par les plaques réceptrices, qui sont connectées au dispositif biomédical implantable, permettant ainsi de l'alimenter en énergie.

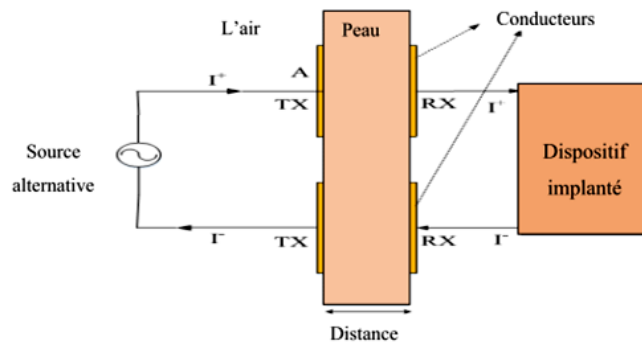


Figure I.3 : Principe de transfert d'énergie sans fil par lien capacitif [3].

I.2.2.2. Transfert radiatif

Il existe deux type de transfert radiatif :

a. Transfert par faisceaux laser

Le faisceau de puissance laser utilise la lumière laser pour transférer l'énergie électrique d'un endroit à un autre, il fonctionne sur les mêmes principes que l'énergie solaire, en utilisant des cellules photovoltaïques pour générer de l'électricité, la seule différence est que, plutôt que de collecter l'énergie du soleil, le laser est généré par une source d'énergie. Contrairement aux

autres méthodes de transfert d'énergie, le rayonnement laser n'interfère pas avec les signaux radio de proximité [4].

b. Transfert par micro-ondes

La TESF par ondes radiofréquences ou micro-ondes se fait en trois étapes (figure I.4).l'émission d'une onde portant l'énergie à transmettre, la propagation de cette onde, et la réception et conversion de l'onde en courant électrique exploitable [4].

La partie émission du système contient une source micro-onde, alimentée en énergie électrique DC, et une antenne d'émission. La génération des ondes RF peut se faire soit par l'utilisation de tubes (tube à ondes progressives, klystron, gyrotron, magnétron, ...), soit par des dispositifs à semi-conducteurs (transistor à effet de champ).Par suite, l'antenne d'émission transforme cette puissance en ondes rayonnées dans l'espace libre.

Dans la partie réception, un système de Rectenna (**R**ectifying **A**ntenna)constitué d'une antenne de réception suivie d'un circuit de conversion RF-DC permet de recevoir l'énergie RF par l'antenne et la transmet au redresseur qui la convertit en énergie électrique DC qui sera transmis au dispositif à alimenter.

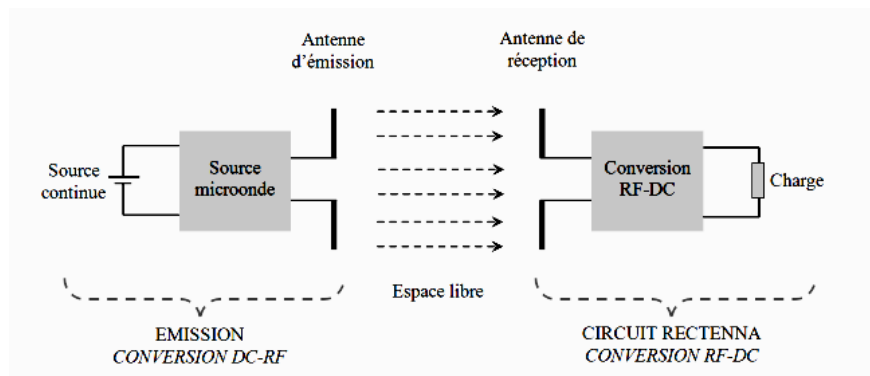


Figure I.4 : Principe de transmission d'énergie par faisceau micro-onde [5].

I.2.3. Comparaison entre les différentes technologies

Le tableau I.1 présente une comparaison entre les différentes technologies utilisées pour la transmission d'énergie sans fil.

Tableau I.1 : Comparaison entre différentes technologies de transfert d'énergie sans fil [3].

Technologie	Distance entre TX-RX	Fréquence	Directivité	Efficacité
Couplage inductif	Court	Faible Hz~ MHz	Faible	Haute
Couplage capacitif	Court	Faible Hz~ MHz	Faible	Haute
Rayonnement Par Micro-ondes	Longue	Haute GHz~ THz	Forte	Faible
Rayonnement Par laser	Longue	Haute >THz	Forte	Faible

I.3. Système de récupération d'énergie

Dans le cas du transfert d'énergie par rayonnement micro-ondes, deux scénarios existent [6] :

Le premier cas est le transfert de l'énergie à la demande (WPT : Wireless Power Transfer). Dans ce cas, une source dédiée est utilisée dans l'émission, l'antenne d'émission est généralement directionnelle et la Rectenna est placée à l'opposé de l'antenne d'émission. L'avantage de ce type de transfert d'énergie est la connaissance préalable de la fréquence de la direction d'arrivée de l'onde électromagnétique et de sa polarisation. A partir de ces informations, la position de la redresseuse et la densité de puissance reçue peuvent être estimées à l'avance. D'autre part, cela oblige l'antenne de réception à être placée à un endroit précis afin de recevoir une densité de puissance maximale.

Le second cas est la récupération de l'énergie électromagnétique ambiante (EH : Energy Harvesting) :

Par exemple, cette situation trouve sa place dans les zones urbaines où les sources d'énergie électromagnétique sont de plus en plus disponibles. Dans ce cas, l'énergie électromagnétique peut provenir de n'importe quelle direction (figure I.5). L'avantage de l'EH est la liberté de positionnement de la Rectenna. D'autre part, en raison de la limitation de l'exposition Du fait du champ électromagnétique imposé par la loi et de la non directivité de l'antenne d'émission, la densité de puissance disponible en réception est faible. De plus, la densité de puissance dépend également de l'environnement. C'est le plus grand défi du système

Récupération d'énergie électromagnétique. Si l'on ajoute également les limitations technologiques des composants électroniques, il devient très difficile d'atteindre des rendements très élevés. En revanche, la diversité des fréquences utilisées présente un grand avantage. La récupération d'énergie peut s'effectuer à plusieurs fréquences simultanément, ce qui permettrait d'augmenter l'efficacité.

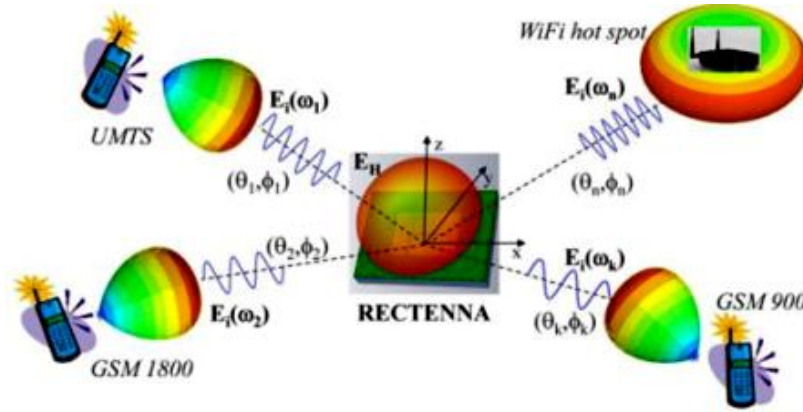


Figure I.5 : Récupération d'énergie électromagnétique ambiante (EH : EnergyHarvesting) [6].

I.3.1 Structure globale d'un système Rectenna

Une Rectenna est un circuit non linéaire qui contient une antenne de réception suivie d'un circuit de conversion RF-DC.

Une Rectenna classique peut être schématisé sous forme de cinq blocs fonctionnels, comme le montre la figure I.6 :

- une antenne de réception.
- un filtre HF.
- un redresseur RF-DC.
- un filtre DC.
- une charge résistive.

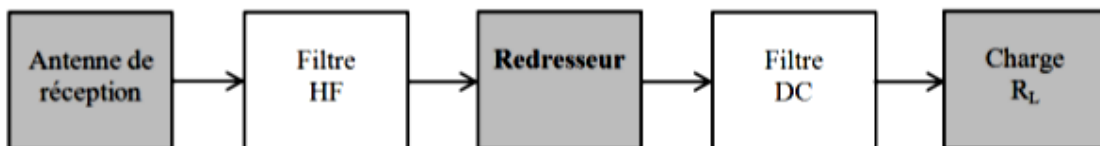


Figure I.6 : Blocs fonctionnels d'une Rectenna classique [7].

Tout d'abord, l'antenne de réception capte l'énergie microonde et la transmet au circuit de conversion. Le redresseur, constitué d'une ou de plusieurs diodes, convertit cette énergie RF en

énergie électrique continue et la transmet à son tour à la charge résistive R_L . Toutefois, le redresseur génère en plus de l'énergie DC, des harmoniques d'ordre supérieur qui sont indésirables. La Rectenna contient aussi deux filtres HF et DC, situés de part et d'autre du redresseur. Le filtre HF à l'entrée est un filtre passe bas, il remplit deux fonctions. Il filtre les harmoniques générées par les diodes pour les empêcher d'être rayonné espar l'antenne et il assure une adaptation entre l'antenne et le circuit de conversion pour un transfert optimale de puissance entre les deux. Le filtre de sortie DC est un filtre passe bas qui sert à bloquer toutes les composantes RF, y compris la composante fondamentale, et ne laisse passer que la composante DC vers la charge. La charge résistive à l'autre bout de la Rectenna modélise généralement l'impédance d'entrée du dispositif à alimenter [7].

I.3.2. Avantages d'un système de récupération d'énergie

Parmi les avantages du transfert d'énergie sans fil aux dispositifs biomédicaux implantables, on peut citer :

- **Élimination des fils et câbles :** Le transfert sans fil d'énergie permet de se débarrasser des fils et câbles externes, ce qui réduit les complications associées, tels que les risques d'infection, les irritations cutanées et les contraintes pour le patient. Cela améliore le confort et la qualité de vie des patients.
- **Recharge facile de la batterie :** Les dispositifs biomédicaux implantables nécessitent souvent une alimentation électrique constante. Avec le transfert sans fil d'énergie, la recharge des batteries implantées peut être réalisée de manière plus pratique et efficace, sans avoir besoin d'interventions invasives supplémentaires. Cela facilite également la gestion de l'alimentation pour les patients et le personnel médical.
- **Réduction des coûts de fabrication et de maintenance :** L'utilisation du transfert sans fil d'énergie élimine la nécessité de connecteurs physiques pour l'alimentation des dispositifs implantables. Cela réduit les coûts de fabrication, de maintenance et de remplacement des connecteurs, ce qui peut représenter des économies significatives à long terme.
- **Diminution des impacts sur l'environnement :** En éliminant les fils et câbles physiques, le transfert sans fil d'énergie réduit la quantité de matériaux utilisés dans la fabrication des dispositifs médicaux implantables. Cela peut contribuer à une diminution des déchets électroniques et à une réduction de l'impact sur l'environnement.
- **Confort d'utilisation et amélioration de la qualité de vie :** Les dispositifs biomédicaux implantables alimentés par transfert d'énergie sans fil offrent une plus grande liberté de

mouvement et un confort accru pour les patients. Ils permettent aux patients de vaquer à leurs activités quotidiennes sans être entravés par des fils ou des câbles, améliorant ainsi leur qualité de vie globale.

- Adaptabilité et flexibilité : Le transfert sans fil d'énergie offre une plus grande adaptabilité aux changements anatomiques du patient et à l'évolution des besoins médicaux. Il permet également une plus grande flexibilité dans la conception des dispositifs implantables, ce qui peut favoriser l'innovation et l'amélioration continue des soins de santé.

I.4. Caractéristique d'un système de télémétrie biomédicale

L'association des télécommunications (antennes imprimées) avec la médecine a été très intéressante et bénéfique pour le patient et pour le personnel soignant comme montre la figure (I.7). C'est ainsi qu'est née la télémétrie médicale qui utilise la transmission sans et de l'énergie d'informations médicales. La télémétrie biomédicale permet la mesure de signaux physiologiques via des technologies de communication filaires ou sans fil. Les signaux physiologiques sont obtenus au moyen de transducteurs appropriés et éventuellement transmis à l'équipement de contrôle du moniteur extérieur. Les dispositifs médicaux implantables (DMI) sont l'un des développements les plus récents de la télémétrie biomédicale. Les liaisons inductives à basse fréquence ont longtemps été la méthode la plus populaire d'essai bio télématique pour les dispositifs médicaux implantables. Cependant, ils souffrent à partir de faibles débits de données (1-30 kbps) et d'une portée de communication limitée (<10Cm). Pour surmonter ces limitations, la recherche s'oriente actuellement vers des dispositifs médicaux implantables liés aux radiofréquences (RF) [8].

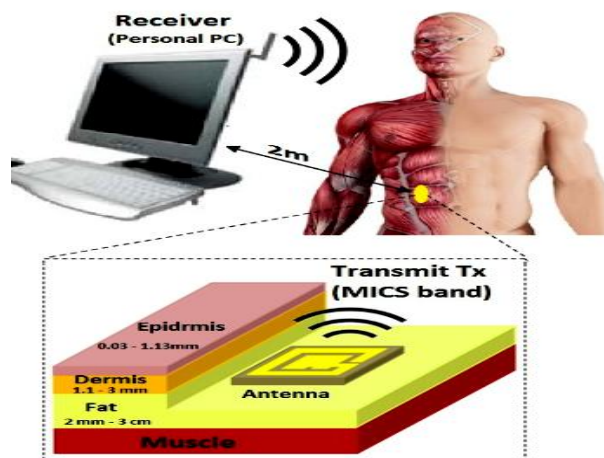


Figure I.7 : Antenne implantable destinée aux applications de télémétrie médicale [8].

I.4.1. Caractéristiques diélectrique du corps humain

La majorité des matériaux biologiques sont composés d'eau, qui représente 72% du corps humain. Généralement, quatre composants constituent 99% de la masse tissulaire : l'azote, l'oxygène, l'hydrogène et le carbone. La teneur en eau varie selon les tissus biologiques. La constante diélectrique, également connue sous le nom de permittivité, est un paramètre de mesure essentiel pour les caractéristiques des micro-ondes, et il est directement lié à la substance de l'eau. Lorsqu'un matériau est soumis à un champ électrique, la permittivité décrit les propriétés de perte du matériau et sa capacité à retenir l'énergie. En raison de leur nature polaire, les molécules d'eau tentent de s'aligner dans un champ électrique [9].

Pour concevoir un circuit sans fil ingérable ou implanté, il est nécessaire d'investiguer les propriétés électromagnétiques du corps humain. Le champ électromagnétique traversant le corps humain dépend de l'épaisseur et de la composition exacte des tissus biologiques. La fréquence de résonance d'une antenne conçue dans l'air va être changée à cause d'une augmentation de la permittivité effective dans l'entourage de l'antenne lorsqu'elle est mise dans le corps humain. Ainsi, si une antenne est conçue pour une fréquence de résonance donnée dans l'espace libre, la fréquence de résonance va diminuer quand l'antenne sera placée dans un tissu humain [10].

La conductivité est une mesure de la capacité d'un matériau à conduire l'électricité. La conductivité des tissus biologiques varie selon le type de tissu et peut être affectée par divers facteurs tels que l'hydratation, la composition chimique, la température, etc. En général, les tissus biologiques ont une conductivité électrique relativement faible par rapport aux métaux utilisés dans les antennes conventionnelles.

Tableau I.2 : Propriétés électriques des tissus du corps humain dans les bandes de fréquences de 403 MHz et 2,45 GHz [9].

Tissu	Conductivité(S/m)		Permittivité	
	403MHz	2.4GHz	403MHz	2.4GHz
Intestin grêle	1.9	3.17	66	54.4
Estomac	1	2.2	67.5	62.1
Côlon	0.86	2	62.5	53.8
Peau	0.69	1.46	0.69	38
Muscle	0.79	1.74	57.1	52.7

I.4.2 Limites d'exposition aux champs électromagnétiques

Les limites d'exposition aux champs électromagnétiques ont été définies par l'ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation protection), dans les années 1980.

C'est une organisation non gouvernementale reconnue par l'organisation mondiale de la santé WHO (World Health Organisation), son objectif principal est de protéger l'environnement et les gens des effets nocifs du rayonnement électromagnétique. Pour ce faire, l'ICNIRP développe et publie des articles, afin de donner les conseils et les nouveautés concernant les expositions aux champs électromagnétiques. Ces articles sont basés sur les recherches effectuées par des experts dans différents domaines (biologie, chimie, médecine...), qui travaillent ensemble au sein de l'ICNIRP et qui évaluent les risques aux expositions électromagnétiques et définissent les limites au-delà desquelles le rayonnement électromagnétique devient nocif [6].

Le tableau I.3 présente Limites d'exposition aux champs électrique et magnétique pour le grand public.

Tableau I.3 : Limites d'exposition aux champs électrique et magnétique pour le grand public [6].

Gammes de fréquences	$E_{\text{eff}}(\text{V/m})$	$H_{\text{eff}}(\text{A/m})$
0Hz– 1 Hz	–	32000
1Hz– 8 Hz	10000	$32000/f^2$
8Hz– 25 Hz	10000	$4000/f$
0.025kHz– 0.8 kHz	$250/f$	$4/f$
0.8kHz– 3 kHz	$250/f$	5
3KHz– 150 kHz	87	5
0.15MHz– 1 MHz	87	$0.73/f$
1MHz– 10 MHz	$87/f^{1/2}$	$0.73/f$
10MHz– 400 MHz	28	0.073
400MHz– 2000 MHz	$1.375 f^{1/2}$	$0.0037 f^{1/2}$
2GHz– 300 GHz	61	0.16
900MHz	41	0.11
1.8 GHz	58	0.15
2.45 GHz	61	0.16

I.4.3. Contraintes et exigences

La conception d'antennes utilisée avec les systèmes bio implantables nécessite une grande attention et présente de nombreux défis à cause des contraintes suivantes :

- Limitations physiques et allocations de bandes de fréquences :

Les antennes implantables sont de grandes dimensions et occuperont beaucoup d'espace en partie pour les dispositifs biomédicaux implantables fonctionnent aux basses fréquences, (généralement dans bande (MICS 402-405 MHz).

Dans ces conditions, la miniaturisation pour la conception d'antennes implantables est très cruciale et devient l'un des plus grands défis dans la conception d'antennes implantables [11].

D'autre part, la petite taille physique de ces antennes entraîne de faibles valeurs de gain. Contrairement aux antennes normales de petite taille physiquement utilisées dans l'espace libre, les antennes implantables présentent une bande passante relativement large en raison des pertes due au corps humain. Cependant, cette large bande passante est obtenue au détriment d'une efficacité de rayonnement qui devient plus faible. D'autres bandes de fréquences telles que les bandes ISM à 2,45 GHz est également utilisée pour des applications biomédicales. Cela permet de réduire la taille du dispositif implantable en économisant l'espace interne qui est utilisé par la batterie. Cette bande de fréquences prend en charge des transmissions à débit de données plus élevé par rapport aux fréquences plus basses normalement utilisées pour le couplage inductif [12].

Il est important de noter que l'utilisation de la fréquence de 2,45 GHz pour la transmission de l'énergie et de données entraîne une atténuation plus importante du signal dans les tissus du corps humain par rapport à la bande MIC.

I.4.3.1. Milieu de propagation complexe

Les problèmes rencontrés dans les antennes appliquées en médecine, en particulier les antennes fonctionnant à l'intérieur du corps humain, sont différents de ceux des antennes utilisant l'espace libre comme canal de transmission. Le corps humain n'est pas un moyen idéal pour la transmission des ondes radiofréquences. Il s'agit d'un milieu partiellement conducteur constitué de matériaux de caractéristiques différentes telles que la constante diélectrique, la conductivité, l'épaisseur et l'impédance caractéristique. Les tissus biologiques ont d'habitude des permittivités élevées, cela va changer la fréquence de résonance des antennes couplées avec eux. Selon la fréquence de travail de l'antenne, le corps humain peut générer de grandes pertes causées par l'absorption de puissance, ce qui va réduire les performances de l'antenne

(changement de la fréquence centrale, destruction du diagramme et de l'efficacité de rayonnement, etc.). Les systèmes radiofréquences sans fil intégrés dans le corps humain sont généralement alimentés par des batteries, la destruction de l'efficacité de rayonnement de l'antenne va augmenter la consommation de puissance de l'antenne et réduire ainsi la durée de vie des batteries. Les antennes à basses fréquences, telles que les boucles magnétiques, ont des bandes passantes faibles par rapport aux antennes

Radiofréquences, en plus, la puissance du champ magnétique s'atténue plus rapidement avec la distance par rapport à la puissance d'une onde électromagnétique. Néanmoins, le champ magnétique est indépendant des propriétés diélectriques du corps humain et ne dépend que de la perméabilité du milieu. L'utilisation du couplage magnétique en champ proche permet ainsi de diminuer les pertes de transmission causées par les tissus humains et par conséquent, d'augmenter la durée de vie des batteries. Ainsi, les antennes opérant à l'intérieur du corps humain doivent être conçues et mesurées dans un milieu qui peut représenter les tissus humains pour évaluer correctement les performances d'une liaison sans fil à travers ce milieu dissipatif [10].

I.4.3.2. Débit d'absorption spécifique (SAR)

Afin d'éviter tout échauffement dangereux des tissus biologiques, les antennes implantables doivent respecter les spécifications du SAR [12].

I.5. Dispositifs biomédicaux implantables

Les dispositifs biomédicaux implantables sont des dispositifs médicaux qui sont implantés dans le corps humain pour aider à diagnostiquer, traiter ou surveiller des maladies ou des conditions de santé, ils peuvent être implantés de manière permanente ou temporaire selon les besoins du patient.

Les dispositifs biomédicaux implantables peuvent être classés en plusieurs catégories en fonction de leur application médicale. La figure I.10 présente des exemples de dispositifs implantables.



Figure I.8 : Exemples de dispositifs biomédicaux implantables dans le corps humain [3].

Les dispositifs biomédicaux implantables peuvent être de tailles et de formes différentes en fonction de leur fonction et de leur emplacement dans le corps. Ci-dessous certains exemples de dispositifs biomédicaux implantables.

I.5.1. Les stimulateurs cardiaques

Un stimulateur cardiaque est un petit appareil implanté sous la peau [3]. La fonction de base du stimulateur cardiaque est de stimuler le cœur en l'absence d'impulsions intrinsèques et de reconnaître l'activité électrique cardiaque intrinsèque, le cas échéant, et de restreindre la stimulation en conséquence. Ces dispositifs sont généralement utilisés pour traiter des patients atteints d'une maladie appelée arythmie (irrégularité du rythme cardiaque).

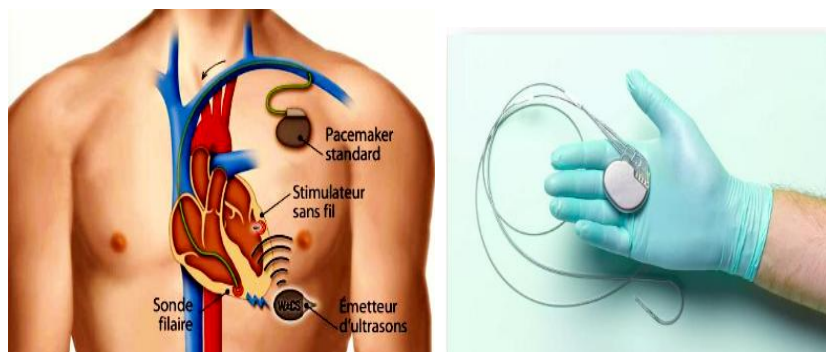


Figure I.9 : Stimulateur cardiaque (Pacemaker).

I.5.2. Les neurostimulateurs

Les neurostimulateurs sont des dispositifs implantables utilisés pour traiter les douleurs chroniques, la dystonie et d'autres troubles neurologiques. Ils envoient des impulsions électriques aux nerfs pour réduire la douleur et d'autres symptômes.



Figure I.10 : Neurostimulateur implantable.

I.5.3. Les implants cochléaires

Les implants cochléaires sont des dispositifs médicaux implantables qui ont pour objectif de rétablir l'audition chez les personnes souffrant de surdité sévère. Ils sont utilisés lorsque les aides auditives classiques ne sont pas suffisamment efficaces.

Le principe de fonctionnement d'un implant cochléaire repose sur la stimulation électrique directe du nerf auditif. Le dispositif est composé de deux parties principales : une partie externe et une partie interne (figure I.14).

La partie externe est constituée d'un microphone, d'un processeur de parole et d'un émetteur. Elle est généralement portée derrière l'oreille ou sur le corps.

La partie interne est implantée chirurgicalement sous la peau et comprend des électrodes qui sont insérées dans la cochlée, la structure de l'oreille interne responsable de la perception auditive.

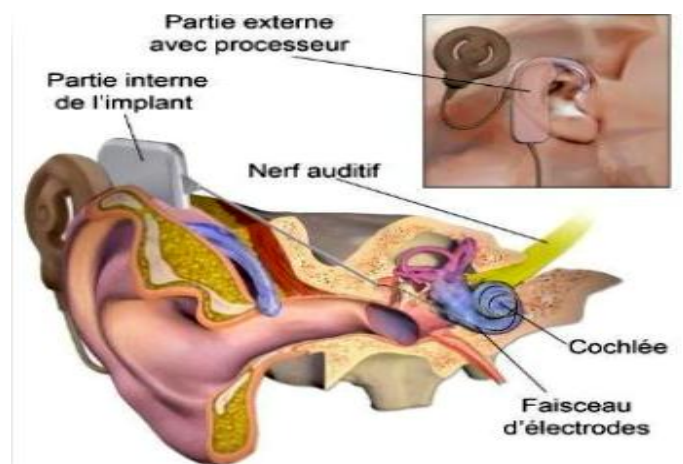


Figure I.11 : Structure d'un implant cochléaire.

I.5.4. La pompe à insuline

Les pompes à insuline sont des dispositifs médicaux spécialement conçus pour administrer l'insuline de manière précise et continue chez les personnes atteintes de diabète. Elles sont

destinées à simplifier la gestion de cette maladie en assurant une distribution régulière de l'insuline.

Le mécanisme de fonctionnement d'une pompe à insuline repose sur plusieurs éléments essentiels. Tout d'abord, il y a un réservoir d'insuline qui peut être rempli par le patient lui-même ou par un soignant. Ce réservoir est relié à un fin tube en plastique souple, appelé canule, qui est inséré sous la peau, généralement dans la région abdominale.

La pompe à insuline est programmée pour délivrer de petites quantités d'insuline de manière continue tout au long de la journée, imitant ainsi la libération naturelle d'insuline par un pancréas sain. Cette administration constante permet de maintenir un niveau basal d'insuline dans le corps, aidant ainsi à réguler efficacement la glycémie.

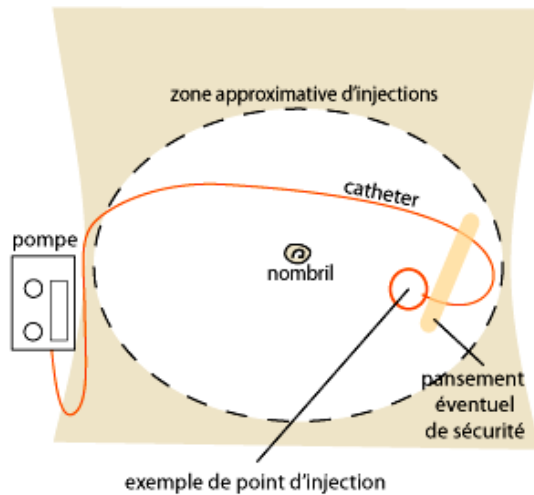


Figure I.12 : Schéma de principe de la pompe à insuline

I.5.5. Les implants rétiniens

Les implants rétiniens, également appelés prothèses rétiniennes, sont des dispositifs médicaux qui permettent de stimuler électriquement la rétine pour restaurer la vision chez les personnes atteintes de certaines maladies de l'œil. Les implants rétiniens se composent de deux parties principales : une partie interne et une partie externe. Chacune de ces parties joue un rôle spécifique dans le fonctionnement global de l'implant rétinien.

La partie interne, également appelée implant rétinien, est chirurgicalement implantée à l'intérieur de l'œil. Elle comprend généralement une puce électronique minuscule qui contient des électrodes et des circuits de stimulation. La puce est placée directement sur la surface de la rétine ou à proximité, selon le type d'implant utilisé. Les électrodes de la puce émettent des signaux électriques qui stimulent les cellules rétiniennes, déclenchant ainsi des perceptions visuelles.

La partie externe de l'implant rétinien se compose de plusieurs éléments. Tout d'abord, il y a une caméra miniature qui est généralement placée sur des lunettes spéciales portées par le patient. Cette caméra capte les images visuelles de l'environnement. Les images capturées sont ensuite traitées par une unité de contrôle externe, qui se trouve généralement dans un boîtier porté sur le corps du patient.

L'unité de contrôle externe traite les images capturées par la caméra et les convertit en signaux électriques qui sont transmis sans fil à la partie interne de l'implant rétinien. Ces signaux sont ensuite interprétés par la puce électronique et les électrodes stimulent les cellules rétiniennes en conséquence.

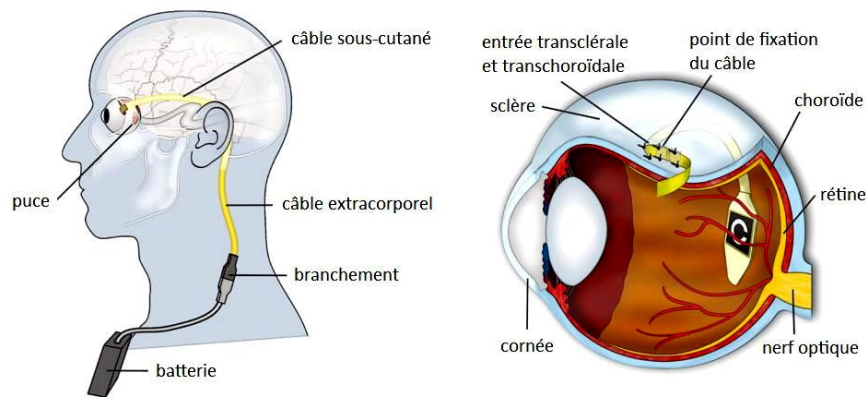


Figure I.13 : Schéma de principe d'un implant rétinien.

I.6. Conclusion

Ce chapitre aborde la transmission d'énergie sans fil dans le contexte des dispositifs biomédicaux implantables. Il met l'accent sur le transfert radiatif par micro-ondes comme méthode de transmission d'énergie à distance. Par la suite, les systèmes de télémétrie sont présentés comme des moyens de transfert d'énergie et de communication avec les implants. Les caractéristiques du corps humain et les contraintes de conception sont discutées. Enfin, quelques exemples de dispositifs biomédicaux implantables qui bénéficient de la transmission d'énergie sans fil sont présentés.

CHAPITRE II

Les Antennes Imprimées pour les Applications Biomédicales

II.1. Introduction

L'utilisation croissante des dispositifs biomédicaux implantables a ouvert de nouvelles perspectives dans le domaine de la santé, offrant des possibilités de surveillance et de traitement plus avancées. Cependant, pour que ces dispositifs puissent fonctionner de manière efficace et fiable, une communication sans fil est souvent nécessaire. C'est là que les antennes imprimées entrent en jeu. Les antennes imprimées offrent une solution prometteuse pour la transmission et la réception de signaux à l'intérieur du corps humain, offrant ainsi des capacités de communication vitales entre les dispositifs implantables et les systèmes externes. Les antennes implantables jouent un rôle essentiel dans les dispositifs médicaux qui nécessitent une communication sans fil à l'intérieur du corps humain. Cependant, leur conception et leur intégration présentent des exigences uniques et des défis techniques considérables.

Dans ce chapitre, nous explorerons en détail les antennes imprimées. Ensuite, nous examinerons de près les exigences et défis liés à la conception des antennes implantables, en explorant l'effet du corps humain sur les performances de l'antenne. Enfin, on a montré quelques types d'antennes implantables utilisées dans les dispositifs médicaux.

II.2. Antennes imprimées

L'antenne imprimée ou plaquée est un transducteur qui convertit un signal électrique d'une ligne de transmission en une onde électromagnétique dans l'espace libre à l'émission et l'inverse à la réception, ce qui représente le principe d'une antenne en général [13]. Elle est fabriquée en gravant le motif de l'élément d'antenne sur un substrat diélectrique isolant, tel qu'une carte de circuit imprimé. Une couche métallique est collée sur le côté opposé du substrat, formant le plan de masse qui agit comme un réflecteur pour le rayonnement ou empêche le rayonnement. Les patches rectangulaires et circulaires sont les plus couramment utilisés.

II.2.1. Structure d'une antenne imprimée

La figure II.1 illustre la structure de base d'une antenne imprimée :

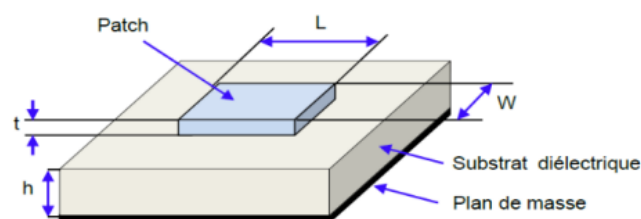


Figure II.1 : Structure de base d'une antenne imprimée [14].

Ce type d'antenne se compose de :

- Le plan de masse : est une surface conductrice qui est adjacente à l'élément rayonnant de l'antenne et située de l'autre côté du substrat.
- Substrat diélectrique : est une couche isolante, d'épaisseur généralement faible devant la longueur d'onde et caractérisé par sa permittivité relative ϵ_r ($2,2 < \epsilon_r < 12$). La permittivité affecte la longueur d'onde effective de l'antenne, la taille de l'antenne, la directivité du faisceau, la bande passante, etc. Par conséquent, le substrat diélectrique joue un rôle essentiel dans la conception et les performances de l'antenne imprimée.
- L'élément rayonnant: L'élément rayonnant, à géométrie variable est fabriqué à partir d'un matériau conducteur. L'impédance caractéristique de l'élément rayonnant doit correspondre à l'impédance de la ligne d'alimentation pour assurer une adaptation d'impédance optimale et minimiser les pertes de signal.

L'élément rayonnant d'une antenne imprimée peut prendre différentes formes, en fonction de la conception de l'antenne et des objectifs de performance spécifiques. Les formes les plus souvent rencontrées, sont les éléments rectangulaires, carrés, circulaires et elliptiques, car elles présentent une grande facilité d'analyse et de fabrication avec un diagramme de rayonnement très intéressant. La figure II.2 montre ces différentes formes [15] :

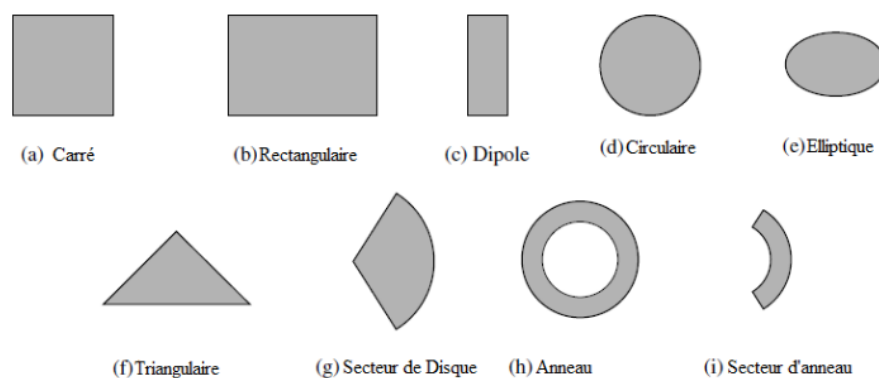


Figure II.2 : Différentes formes d'élément rayonnant [16].

II.2.2. Principe de fonctionnement de l'antenne imprimée

Le mécanisme de radiation d'une antenne patch se réalise à partir de sa forme géométrique. Quand on excite la ligne d'alimentation avec une source RF, une onde électromagnétique va se propager sur cette ligne, après elle attaque l'élément rayonnant (de largeur plus grande que la ligne, donc plus facile à rayonner). Une distribution de charge (figure II.3) va s'établir à

l'interface substrat/plan de masse sur et sous l'élément rayonnant. Cette distribution va créer un champ électrique vertical entre le patch et le plan de masse ce qui va provoquer une inversion des phases des composantes verticales du champ électrique sur la longueur de l'antenne et à l'inverse de la précédente des rayonnements qui sont en phase dans le plan de l'antenne est dus aux composantes horizontales des lignes de champ qui entourent l'élément imprimé [17].

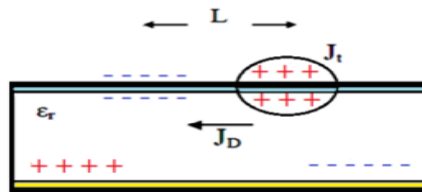


Figure II.3 : Distribution de charge et de densité de courant [17].

II.2.3. Techniques d'alimentation

Le choix de la technique d'alimentation est crucial lors de la conception des antennes imprimées. L'alimentation de l'antenne dépend de la manière dont celle-ci est intégrée dans le dispositif. Les techniques d'alimentation des antennes micro-rubans peuvent être généralement classées en deux catégories principales :

- Alimentation par contact (par ligne micro ruban ou par sonde coaxiale).
- Alimentation sans contact (couplage électromagnétique, couplage à ouverture (fente) dans le plan de masse).

a. Alimentation par sonde coaxiale

Le câble de la sonde coaxiale traverse le plan de masse et le substrat. Le conducteur central est connecté sur l'élément rayonnant, et le conducteur extérieur est connecté au plan de masse.

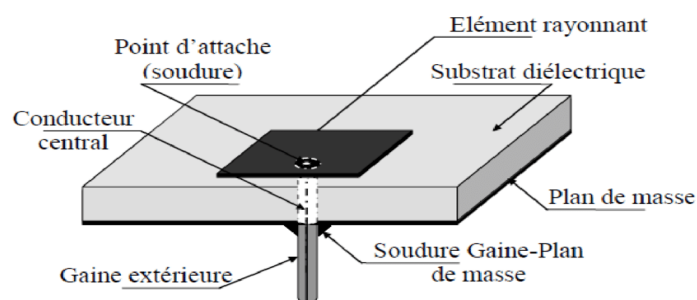


Figure II.4 : Antenne micro ruban alimentée par sonde coaxiale [18].

L'alimentation par sonde coaxiale peut être mise en œuvre de manière à faciliter l'implantation chirurgicale du dispositif biomédical. Le câble coaxial peut être dirigé vers une zone appropriée pour une connexion externe, tandis que l'antenne peut être positionnée de manière optimale à l'intérieur du corps du patient.

b. Alimentation par ligne de transmission micro ruban

La technique la plus simple pour exciter l'élément rayonnant est de connecter une ligne micro ruban au bord du patch, en assurant que les deux éléments soient gravés sur le même substrat. Il en résulte une structure plane qui a pour avantage de faciliter la réalisation et la mise en œuvre [7]. Au bord d'un patch, l'impédance est généralement beaucoup plus élevée que 50Ω . L'alimentation nécessite une adaptation d'impédance pour assurer une correspondance optimale entre l'antenne et la ligne de transmission. Des techniques telles que l'alimentation axiale avec encoches ou l'utilisation de transformateurs quart d'onde peuvent être utilisées pour optimiser l'adaptation d'impédance et améliorer l'efficacité de transfert d'énergie.

En effet, ces lignes peuvent être intégrées sur le substrat du dispositif, ce qui permet d'optimiser l'espace et de réduire la taille globale du dispositif implantable.

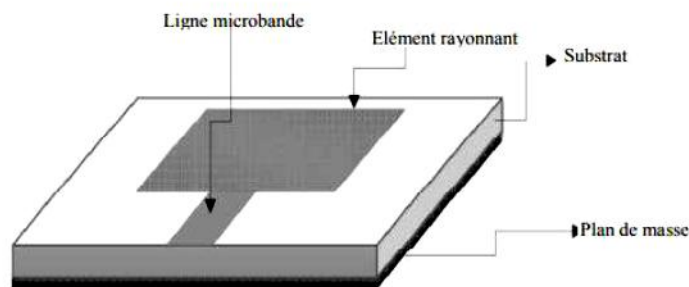


Figure II.5 : Alimentation par une ligne micro ruban [19].

c. Alimentation couplée par ouverture

L'alimentation par ligne micro-ruban ou par ligne coaxiale présentent une asymétrie qui génère des modes d'ordres supérieurs produisant un rayonnement de polarisation croisée, pour y remédier à cet état de fait l'alimentation par fente a été introduite.

Un couplage électromagnétique est introduit à travers une petite fente réalisée dans le plan de masse qui sépare deux substrats l'un portant l'élément rayonnant et l'autre la ligne micro ruban comme montre la figure II.6.

Cette configuration permet une optimisation indépendante entre la ligne d'alimentation et le patch, facile à modéliser et présente un rayonnement parasite modéré. Cependant, elle est la plus difficile à mettre en œuvre et présente une bande passante étroite [20].

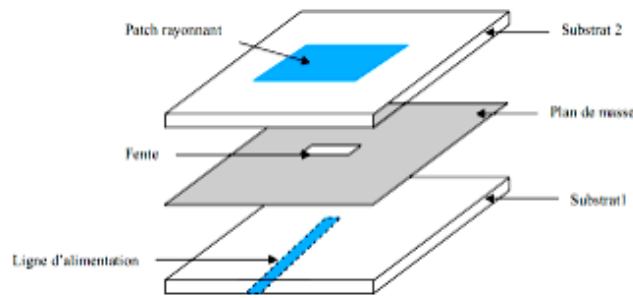


Figure II.6 : Alimentation par couplage de fente [7].

d. Alimentation par couplage de proximité

La meilleure bande passante pouvant atteindre 13% est réalisable en utilisant l'alimentation par couplage de proximité illustrée par la figure I.7.

L'avantage de cette technique d'alimentation réside dans l'affaiblissement du rayonnement parasite et la facilité du couplage, ce dernier peut être optimisé par l'ajustement des dimensions de la ligne. Cependant, elle est très difficile à mettre en œuvre [6].

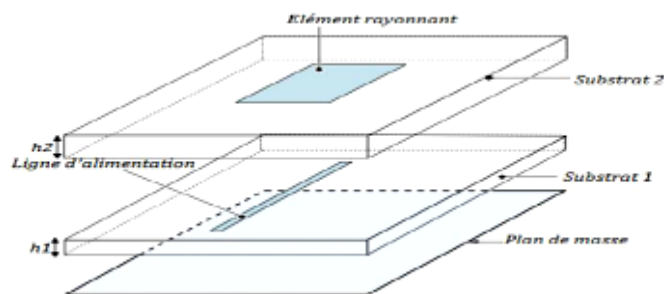


Figure II.7 : Alimentation couplée par proximité [7].

II.2.4. Avantages des antennes imprimées

Le choix de l'antenne patch pour les dispositifs biomédicaux implantables est motivé par plusieurs facteurs importants :

- Efficacité de la transmission : Les antennes patch sont connues pour leur efficacité élevée de transmission et de réception des signaux. Cela est essentiel dans les dispositifs biomédicaux implantables, car il garantit une communication fiable et une transmission précise des données entre le dispositif et les appareils externes.
- Directivité contrôlée : Les antennes patch permettent de contrôler la direction des ondes électromagnétiques, ce qui est particulièrement utile dans les applications biomédicales. Par exemple, dans les implants cardiaques, l'antenne patch peut être conçue pour émettre

le signal principalement dans la direction du cœur, assurant ainsi une communication optimale avec le dispositif.

- **Taille compacte** : Les dispositifs biomédicaux implantables nécessitent des antennes de petite taille en raison des restrictions d'espace à l'intérieur du corps. Les antennes patch offrent une solution compacte et légère, ce qui les rend idéales pour être intégrées dans de tels dispositifs.
- **Faible profil** : Les antennes patch ont un profil plat et fin, ce qui les rend adaptées aux implants médicaux qui doivent être confortables pour le patient. Leur faible épaisseur permet de les intégrer sans causer d'inconfort ni de gêne.
- **Flexibilité de conception** : Les antennes patch offrent une flexibilité de conception, ce qui permet de les adapter aux besoins spécifiques des dispositifs biomédicaux. Elles peuvent être conçues dans différentes formes et tailles pour s'adapter à diverses configurations anatomiques et exigences de performance.
- **Compatibilité avec les tissus biologiques** : Les matériaux utilisés pour fabriquer les antennes patch peuvent être choisis pour être compatibles avec les tissus biologiques, minimisant ainsi les effets indésirables sur le corps.

II.3. Exigences et défis de la conception des antennes implantables

Le fonctionnement des antennes implantables dans le corps humain est complètement différent de celui des antennes conventionnelles opérant dans l'espace libre car les tissus du corps humain sont intrinsèquement avec pertes. Les défis particuliers associés à la conception des antennes implantables sont communs et sont discutés dans cette section.

II.3.1. Miniaturisation des antennes

Les antennes implantables doivent être physiquement suffisamment petites pour être compatibles et insérées dans le corps humain et, par conséquent, les chercheurs déploient des efforts supplémentaires pour réduire la taille de l'antenne implantée. Cependant, la taille électrique de l'antenne affecte directement la performance électromagnétique car la réduction de la taille de l'antenne réduit la performance de l'antenne [21].

L'objectif principal du processus de miniaturisation est de réduire la taille de l'antenne à une fréquence donnée tout en maintenant un niveau adéquat d'efficacité du rayonnement. La bande passante et le rayonnement sont également sensibles à la réduction de taille [22].

Il existe plusieurs techniques de miniaturisation couramment utilisées pour réduire la taille des antennes. Voici quelques-unes des méthodes populaires :

II.3.1.1. Utilisation de substrats à haute permittivité

L'utilisation d'un substrat diélectrique à haute permittivité ou d'un superstrat diélectrique à haute permittivité peut contribuer à réduire la taille de l'antenne implantable. Lorsque la permittivité du substrat est élevée, la longueur d'onde à l'intérieur du matériau est plus courte par rapport à celle dans le vide ou dans l'air. Cela se traduit par une réduction de la taille physique nécessaire pour résonner à une fréquence donnée. La conception d'antennes implantables doit prendre en considération ces variations diélectriques des tissus corporels et les effets des ondes de surface.

L'utilisation d'un substrat ou d'un superstrat à très haute permittivité peut entraîner la conversion de la puissance d'entrée de l'antenne en ondes de surface, ce qui peut affecter l'efficacité de rayonnement de l'antenne. De plus, la constante diélectrique des tissus du corps humain doit être prise en compte, car chaque couche de tissu à une constante diélectrique différente. Lorsque l'antenne est implantée dans différentes couches de tissu, la fréquence de résonance de l'antenne peut changer. Les variations du constant diélectrique des tissus peuvent modifier les propriétés électromagnétiques de l'environnement autour de l'antenne, ce qui a un impact sur son comportement et ses performances.

II.3.1.2. Allongement du chemin du courant du radiateur

Le travail présenté par Best et al [22]. Étudie l'influence du vecteur de courant du radiateur sur la taille de l'antenne, rapportant que des conducteurs proches avec des courants circulant dans la direction opposée entraînent une augmentation de la fréquence de résonance. Un radiateur plus mince réduit également la taille totale de l'antenne, mais produit une plus grande concentration de courant dans l'antenne, ce qui entraîne une réduction de la largeur de bande.

II.3.1.3. Chargement inductif / capacitif

Les techniques de charge peuvent être utilisées pour obtenir l'adaptation d'impédance à la fréquence de fonctionnement souhaitée. La charge peut être inductive ou capacitive, ce qui permet de réduire la partie imaginaire de l'impédance et facilite ainsi la réduction de taille de l'antenne [23].

II.3.1.4. Utilisation d'une fréquence de fonctionnement plus élevée

Une fréquence de fonctionnement plus élevée se traduira par une longueur d'onde plus courte. Par conséquent, une antenne qui peut être conçue à une fréquence plus élevée se traduira par un petit volume. Le problème avec une fréquence de fonctionnement plus élevée est que les

perles sont plus importantes, ce qui affecte les performances globales du système. Étant donné que les antennes implantables fonctionnent dans trois bandes de fréquences, à savoir la bande MICS, la bande MedRadio et la bande ISM, la bande MICS est plus couramment utilisée pour éviter l'augmentation du niveau de pertes [23].

II.3.1.5. Ajout d'une broche de court-circuit

En modifiant la structure du plan de masse d'une antenne en ajoutant des fentes, on altère le chemin emprunté par le courant de retour. Lorsque le courant traverse ces fentes, il subit un retard en raison du déplacement du courant d'un bord de la fente à l'autre. Ce retard introduit un déphasage dans le courant de retour, ce qui a un impact sur l'impédance de l'antenne. La modification de l'impédance de l'antenne peut également conduire à une réduction de la taille de l'antenne.

II.3.2. Antennes implantables et sécurité du patient

Il existe plusieurs problèmes liés à la sécurité des patients en ce qui concerne l'antenne implantable. Ces problèmes sont abordés en fixant des limites spécifiques sur la puissance incidente sur l'antenne et en évaluant la conformité aux directives internationales.

II.3.2.1. Débit d'Absorption Spécifique (SAR : Specific Absorption Ratio)

La mesure du SAR permet de quantifier la quantité d'énergie transportée par les ondes électromagnétiques qui est absorbée par le corps humain lors de l'utilisation d'un équipement radioélectrique [23]. Il est utilisé comme une mesure pour garantir la sécurité des tissus biologiques en cas d'exposition aux champs électromagnétiques.

Il existe deux normes internationales pour le SAR qui sont adoptées à l'échelle mondiale. Selon la norme IEEE C95.1-1999, le SAR ne doit pas dépasser 1,6 W/kg en moyenne sur un volume cubique de 1 g de tissu. La norme IEEE C95.1-2005 spécifie que le SAR ne doit pas dépasser 2 W/kg en moyenne sur un volume cubique de 10 g de tissu. La FCC utilise une moyenne sur 1 g, tandis que l'ICNIRP recommande une moyenne sur 10 g. Un SAR de 2 W/kg sur un volume cubique de 10 g équivaldrait à une moyenne de 4 à 6 W/kg sur un volume cubique de 1 g. Afin de maintenir les niveaux de SAR conformes aux normes, les dispositifs implantables doivent utiliser une faible puissance de sortie [24].

L'Absorption spécifique par impulsion est déterminée par :

$$SA = SAR \times T_p \quad (\text{II.1})$$

T_p désigne la durée de l'impulsion.

Il est important que la température des tissus du corps humain près du dispositif implanté

n'augmente pas de plus de 1 à 2 degrés Celsius. Cela permet de prévenir tout risque de dommage thermique aux tissus environnants.

II.3.2.2. Puissance isotrope rayonnée équivalente

Un niveau élevé de puissance rayonnée équivalente isotrope (EIRP) de l'antenne implantable peut être nocif pour le corps humain et peut interférer avec les appareils radio à proximité. La limite normalisée de l'EIRP pour une antenne implantable fonctionnant dans la bande MedRadio est de -16 dBm et de -20 dBm pour la bande ISM. Si l'antenne implantable est utilisée pour la télémétrie des données, la puissance d'entrée doit être limitée pour éviter d'endommager les tissus. Si l'antenne implantable agit comme un récepteur, la puissance provenant de la source externe doit respecter ces normes [23].

II.3.3. Biocompatibilité

Pour assurer la biocompatibilité des antennes implantables et garantir la sécurité des patients, il est essentiel d'éviter tout contact direct (court-circuit) entre l'antenne et les tissus du corps humain, qui sont conducteurs. Deux approches sont généralement utilisées à cette fin. La première consiste à fabriquer l'antenne à partir d'un matériau biocompatible, tandis que la seconde consiste à encapsuler l'antenne avec une superstructure également biocompatible.

Certains des matériaux biocompatibles utilisés pour la conception d'antennes implantables sont la céramique alumine ($\epsilon_r = 9,4$; $\tan \delta = 0,006$), le téflon ($\epsilon_r = 2,1$; $\tan \delta = 0,001$) et le MACOR ($\epsilon_r = 6,1$; $\tan \delta = 0,005$). Cependant, il est difficile de percer et de réaliser des découpes rondes dans les substrats en céramique. Les matériaux utilisés pour l'encapsulation biocompatible sont le zircone ($\epsilon_r = 29$; $\tan \delta \approx 0$), le Silastic MDX-4210 Biomedical-Grade Base Elastomer ($\epsilon_r = 3,3$; $\tan \delta \approx 0$) et le PEEK ($\epsilon_r = 3,2$; $\tan \delta = 0,01$) [24].

Il est important de choisir le matériau approprié en fonction des exigences spécifiques de conception, de fabrication et d'utilisation de l'antenne.

II.4. Effets du corps humain sur les performances de l'antenne

Les performances d'un dispositif implantable et de son antenne peuvent être grandement influencées par le corps humain. Comparés à l'espace libre, les tissus du corps humain présentent des caractéristiques nettement différentes, telles que des pertes importantes et une grande permittivité relative. Ces caractéristiques électromagnétiques du corps humain peuvent entraîner des changements significatifs dans les performances de l'antenne.

Une bonne compréhension du comportement de l'antenne dans le corps humain est essentielle pour une conception d'antenne réussie pour les dispositifs implantables.

Chapitre II : Antennes Imprimées pour les Applications Biomédicales

L'effet de la conductivité élevée et de la permittivité élevée se reflète principalement par une perte d'atténuation plus importante L (dB) à l'intérieur des tissus humains, qui peut être calculée en utilisant l'expression suivante [21] :

$$L_a(\text{dB}) = 20\log_{10}(e^{-\alpha l}) \quad (\text{II.2})$$

Les pertes dues aux réflexions à la frontière entre les tissus peuvent être calculées en utilisant les expressions qui suivent [23] :

$$L_r = 20\log_{10}(\Gamma) \quad (\text{II.3})$$

Où : Γ désigne le coefficient de réflexion à la frontière des tissus.

La réflexion du signal transmis se produit également à la frontière entre l'espace libre et la couche externe de la peau, car ces deux milieux ont des impédances et des propriétés électromagnétiques différentes. La puissance du signal reçu par le récepteur externe est calculée à l'aide de l'équation suivante [23] :

$$P_{RX} = P_{TX} + G_{TX} + G_{RX} - L_p - e_p - ML_{TX} - ML_{RX} \quad (\text{II.4})$$

P (dBm) est la puissance en dBm

G (dB) est le gain.

ML (dB) est la perte due à la désadaptation d'impédance.

L_p (dB) est les pertes de trajet en dB.

e_p (dB) est le facteur de la désadaptation de polarisation en dB.

Les indices TX et RX représentent respectivement l'émetteur et le récepteur.

Contrairement au gain des antennes dans l'espace libre, le gain des antennes implantables dans le corps humain, qui présente des pertes, est directement proportionnel au champ magnétique proche, comme indiqué dans l'équation(II.5) [25] :

$$G_{\text{con}} = \frac{\left(|H|de^{\frac{d}{\delta}}\right)^2 4\pi\sqrt{(\omega\mu)/(2\sigma)}}{R_r(I_i)^2} \quad (\text{II.5})$$

où μ est la perméabilité du tissu, R est la résistance intrinsèque, R_r est la résistance de rayonnement, $|H|$ est l'amplitude de l'intensité du champ magnétique prise dans la direction du champ maximal de l'antenne considérée à une distance d , δ est l'épaisseur de peau et I_i est le courant d'entrée [25].

II.4.1. Effet sur la puissance rayonnée et sur l'efficacité de l'antenne

Les tissus corporels avec pertes absorbent la majeure partie du rayonnement de l'antenne, ce qui réduit la puissance rayonnée et dégrade l'efficacité de rayonnement de l'antenne (η).

La relation entre la puissance rayonnée et l'efficacité de rayonnement est formulée comme par l'équation (II.6) [25]:

$$\eta = \frac{P_{rad}}{P_{source}} \quad (II.6)$$

P_{rad} est la puissance rayonnée, qui est évaluée dans l'espace libre en champ lointain, P_{source} représente la puissance de source. Dans le cas des antennes dans le corps humain, la puissance de source est divisée en puissance rayonnée, puissance absorbée et puissance réfléchie. Pour une même puissance de la source, une puissance absorbée plus élevée réduit la puissance rayonnée de l'antenne et l'efficacité de rayonnement de manière correspondante. La puissance absorbée est généralement beaucoup plus élevée que la puissance réfléchie. Comme expliqué précédemment, cela est dû au couplage en champ proche avec les tissus corporels, ce qui entraîne une absorption de puissance plus importante. Par conséquent, l'efficacité de rayonnement des antennes implantables est généralement faible [21].

Une augmentation de la puissance absorbée entraîne également une augmentation du taux d'absorption spécifique (SAR), ce qui affecte l'efficacité de rayonnement de l'antenne. Le SAR est donné par [23] :

$$SAR = \frac{\sigma|E|^2}{2\rho} \quad (II.7)$$

Où : ρ (kg/ /m³) est la densité de masse du tissu.

E (V/m) est le champ électrique.

L'efficacité de rayonnement d'une antenne est définie en termes de ses résistances de rayonnement et de perte [22]

$$\eta = \frac{R_{rad}}{R_{rad}+R_L} \quad (II.8)$$

L'efficacité de rayonnement relie le gain de l'antenne à la directivité (D) de la manière suivante [20] :

$$G = \eta D \quad (II.9)$$

Lorsque la résistance de rayonnement de l'antenne augmente, cela signifie que l'antenne est plus efficace pour convertir l'énergie électrique en énergie rayonnée. Cela se traduit par une amélioration de l'efficacité de rayonnement de l'antenne.

Cependant, à l'intérieur des tissus du corps humain, l'efficacité de rayonnement de l'antenne diminue en raison du couplage entre l'antenne et les tissus corporels. Les propriétés diélectriques et conductrices des tissus du corps humain interfèrent avec la capacité de rayonnement de l'antenne, ce qui réduit son efficacité.

II.4.2. Effet sur la bande passante de l'antenne

Les antennes implantables sont de taille compacte, ce qui implique qu'elles ont généralement une bande passante étroite. Cependant, à l'intérieur du corps, la bande passante peut s'élargir en raison des pertes et de la désadaptation. Toute la puissance rayonnée par l'antenne n'atteint pas le récepteur en raison de l'absorption et de la réflexion par les tissus corporels. La puissance absorbée est beaucoup plus importante que la puissance réfléchie pour les antennes implantables, ce qui entraîne une bande passante plus large au détriment de l'efficacité de rayonnement plus faible.

Ces pertes peuvent être évitées en utilisant différentes techniques telles que la bio-encapsulation et l'adaptation d'impédance. En utilisant ces techniques, les pertes peuvent être réduites, ce qui entraîne une bande passante plus étroite. Cependant, les antennes implantables à bande passante étroite sont toujours sujettes à une désadaptation fréquentiel à l'intérieur du corps humain. Il est donc nécessaire de prendre des précautions pour faire face à ce problème [23].

II.4.3. Effet sur le diagramme de rayonnement de l'antenne

Le diagramme de rayonnement d'une antenne implantable diffère de celui d'une antenne conventionnelle en raison des propriétés électromagnétiques complexes des tissus corporels et des pertes associées. Ces facteurs peuvent modifier la forme, la directivité et l'ouverture angulaire du diagramme de rayonnement. De plus, la position et le montage de l'antenne à l'intérieur du corps humain peuvent également influencer le diagramme de rayonnement en raison de la proximité des tissus, des obstructions et des interférences environnementales.

Il est essentiel de tenir compte de ces facteurs lors de la conception d'une antenne implantable. Des simulations et des mesures appropriées doivent être réalisées pour comprendre et optimiser le diagramme de rayonnement en fonction de la position et du montage de l'antenne dans le corps humain. Cela garantit une communication efficace et fiable entre l'antenne et les dispositifs médicaux associés. En tenant compte de ces considérations, il est possible de

développer des antennes implantables offrant des performances optimales.

II.5. Types des antennes bio-implantables

Différents types d'antennes implantables existent, se déclinant dans une variété de formes et de tailles en fonction de leur objectif spécifique. Dans cette section, nous examinerons certains des types les plus essentiels d'antennes implantables.

II.5.1. Antenne patch circulaire

L'antenne est constituée d'un patch métallique de forme circulaire extrêmement mince positionné à une distance h au-dessus d'un plan de masse. Le patch et le plan de masse sont séparés par un substrat diélectrique ayant une permittivité relative ϵ_r . Pour alimenter la structure, une sonde coaxiale est utilisée, où le conducteur interne du coaxial est connecté au patch rayonnant tandis que le conducteur externe est connecté au plan de masse comme la montre la figure II.8.

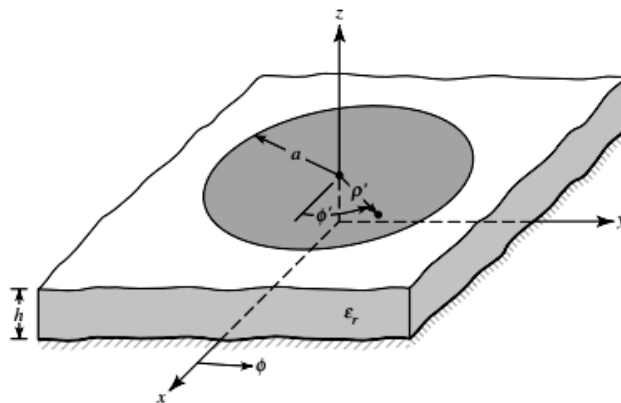


Figure II.8 : Antenne patch circulaire simple [16].

La fréquence de résonance de cette antenne peut être calculée comme suit par l'expression suivante: [26].

$$f_r = \frac{1,8412 C}{2\pi a_e \sqrt{\epsilon_r}} \quad (\text{II.10})$$

Où : C représente la vitesse de la lumière dans le vide et a_e : Correspond au rayon effectif du patch, qui prend en compte les effets de bords [26]:

$$a_e = a \left\{ 1 + \frac{2h}{\pi a \epsilon_r} \left[\ln \left(\frac{\pi a}{2h} \right) + 1.7726 \right] \right\}^{1/2} \quad (\text{II.11})$$

Les tissus humains dans lesquels les antennes implantables sont destinées à fonctionner présentent des valeurs élevées de permittivité relative ϵ_r , ce qui permet de réduire

avantageusement la taille physique de l'antenne. Selon la physique et la théorie électromagnétique, la permittivité relative peut être calculée comme la partie réelle de la permittivité relative complexe [26] :

$$\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_0} = \varepsilon_r - j\varepsilon_r \tan \delta_y \quad (\text{II.12})$$

L'antenne patch circulaire est souvent préférée dans les dispositifs biomédicaux implantables pour plusieurs raisons, dont on peut citer :

a) Diagramme de rayonnement omnidirectionnel : L'antenne patch circulaire émet des ondes radio dans toutes les directions, ce qui permet une communication sans fil efficace dans toutes les orientations. Cela peut être particulièrement utile pour les implants qui nécessitent une communication bidirectionnelle avec des dispositifs externes ou pour les implants qui doivent fonctionner indépendamment de leur orientation.

b) Réduction des effets de polarisation : Les antennes rectangulaires peuvent être sensibles aux variations de polarisation, ce qui signifie que l'orientation de l'antenne par rapport à l'implant peut affecter les performances de communication. Les antennes circulaires, en revanche, sont moins sensibles à ces variations et offrent une meilleure robustesse contre les changements d'orientation.

c) Réduction des effets de proximité : Les dispositifs biomédicaux implantables sont souvent placés à proximité d'autres tissus ou organes, ce qui peut provoquer des perturbations dans les champs électromagnétiques. Les antennes patch circulaires sont moins susceptibles d'interférer avec ces perturbations car elles présentent une plus grande symétrie et une distribution plus uniforme du champ électromagnétique.

d) Compacité et facilité de conception : Les antennes patch circulaires peuvent être plus faciles à intégrer dans des dispositifs de petite taille en raison de leur forme compacte et de leur géométrie simple. Elles nécessitent également moins de paramètres de conception par rapport aux antennes rectangulaires, ce qui peut faciliter leur fabrication et leur intégration dans les implants.

II.5.2. Antennes planes en F inversé (Antenne PIFA : Plan Inerted F Antenna)

En utilisant une longueur de résonance d'un quart d'onde, les PIFA sont intrinsèquement plus petites que les antennes patch micro-ruban dont la longueur de résonance est d'une demi-onde. Cette réduction de taille est particulièrement avantageuse dans le contexte des antennes implantables, car elle facilite le placement confortable à l'intérieur du corps et réduit les interférences potentielles ou l'inconfort pour le patient.(Figure II.9)

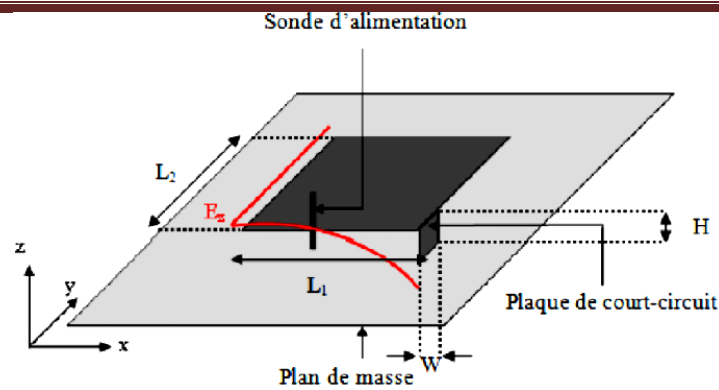


Figure II.9 : Antenne PIFA [27].

II.5.3. Antenne à fente

Une antenne à fente est constituée d'un ou de plusieurs trous ou fentes percés dans une surface métallique, généralement une plaque plate. Lorsqu'un courant haute fréquence est utilisé pour alimenter l'antenne, la fente rayonne des ondes électromagnétiques de manière similaire à une antenne dipôle. Le diagramme de rayonnement est déterminé par la forme et la taille de la fente, ainsi que par la fréquence d'opération. Les antennes à fente sont le plus souvent utilisées aux fréquences micro-ondes, où les longueurs d'onde sont suffisamment courtes pour permettre d'intégrer la plaque et la fente dans un espace compact [28].

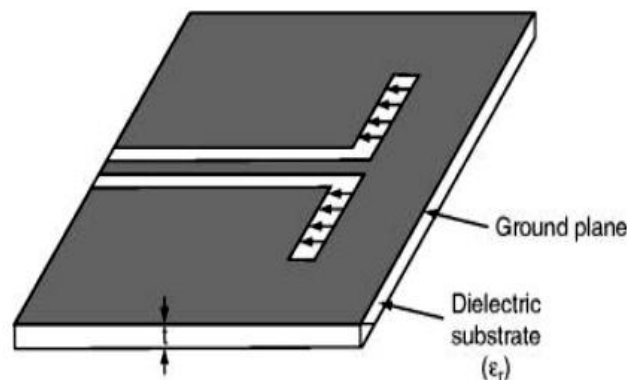


Figure II.10 : Antenne à fente [28].

Ces antennes sont conçues pour émettre des ondes électromagnétiques à l'intérieur du corps afin de permettre la communication avec des dispositifs médicaux internes ou de collecter des informations sur des signaux biologiques.

II.5.4. Antenne en spirale

Une antenne en spirale est une forme d'antenne radiofréquence (RF). Elle peut être réalisée sous la forme d'une spirale à deux bras ou avec des bras supplémentaires. La classe des antennes indépendantes de la fréquence comprend les antennes en spirale logarithmique. Sur une large

Chapitre II : Antennes Imprimées pour les Applications Biomédicales

plage de fréquences, l'impédance d'entrée, le diagramme de rayonnement et la polarisation de telles antennes restent inchangés. Les antennes en spirale sont naturellement polarisées circulairement et présentent un gain faible. Le gain peut être augmenté en utilisant des réseaux d'antennes. Les antennes en spirale sont des antennes plus petites avec des enroulements qui en font une construction très compacte [28].



Figure II.11 : Antenne en spirale [29].

II.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté tout d'abord les antennes imprimées. Ensuite, nous avons exploré les défis et les exigences de conception spécifiques des antennes implantables. La miniaturisation, l'optimisation des performances dans un espace restreint et la compatibilité avec le corps humain sont autant de défis à relever. La conception des antennes implantables doit prendre en compte ces contraintes pour garantir des performances fiables et une intégration sûre. Nous avons également examiné l'effet du corps humain sur les performances des antennes. Enfin, nous avons présenté quelques types d'antennes implantables.

CHAPITRE III

Conception et Simulation d'une Antenne Patch Circulaire Implantable

III.1. Introduction

Lorsqu'il s'agit de choisir le type d'antenne implantable à simuler, plusieurs facteurs sont pris en compte, tels que les exigences de performance, les contraintes de conception et les applications spécifiques. Parmi les différentes options disponibles, la simulation d'une antenne patch circulaire implantable est privilégiée en raison de sa compacité et de sa discrétion, ce qui facilite son intégration dans le corps humain sans causer de gêne significative au patient. Ces antennes offrent une bonne performance de rayonnement dans les bandes de fréquences utilisées pour la transmission d'énergie sans fil, et leur géométrie circulaire permet une radiation omnidirectionnelle ou directionnelle selon les besoins de l'application. Leur conception et leur fabrication sont relativement simples, grâce à leur structure plane et compacte. De plus, ces antennes peuvent être optimisées pour être compatibles avec les tissus corporels, réduisant ainsi les perturbations électromagnétiques et les effets thermiques indésirables.

Dans la première partie de ce chapitre nous présenterons le logiciel de simulation électromagnétique HFSS (High Frequency Structure Simulator) utilisé pour modéliser, concevoir et analyser l'antenne patch circulaire implantable. Par la suite, nous aborderons la configuration et la conception spécifiques de l'antenne patch circulaire implantable. Nous expliquerons les paramètres essentiels de la conception tels que les matériaux, les dimensions et les propriétés électriques. De plus, nous discuterons les techniques utilisées pour améliorer les performances de l'antenne. Enfin, nous procéderons à l'analyse des résultats obtenus grâce à la simulation. Nous évaluerons les performances de l'antenne en termes de rayonnement et de gain.

III.2. Outil de simulation: High Frequency Structure Simulator (HFSS)

Dans la phase de conception des antennes, l'utilisation d'un simulateur électromagnétique se révèle indispensable pour réduire les coûts liés à la réalisation et à la mesure [30]. Dans ce travail, les résultats de simulation sont obtenus utilisant le logiciel HFSS (High Frequency Structure Simulator).

HFSS (High Frequency Structure Simulator) est un outil performant de simulation électromagnétique. Il intègre la simulation, la visualisation, la modélisation des solides et l'automatisation dans un environnement facile à utiliser où les solutions des problèmes électromagnétiques 3D sont obtenues rapidement et avec précision. HFSS emploie la méthode des éléments finis (FEM) [31].

Dans notre cas, HFSS sert à optimiser tous les paramètres de nos antennes implantables afin de répondre à nos exigences spécifiques. Il nous permet de prendre en charge l'ensemble du

processus de conception de l'antenne, du dimensionnement initial à la simulation détaillée de ses performances. Grâce à la simulation précise des performances électromagnétiques dans HFSS, nous pouvons analyser le coefficient de réflexion, le diagramme de rayonnement, le gain, l'impédance d'entrée et d'autres caractéristiques essentielles de l'antenne implantable. Cela nous permet de comprendre comment l'antenne interagit avec son environnement et d'optimiser sa conception pour obtenir les meilleures performances possibles.

III.3. Méthodologie de conception

Le travail proposé consiste à concevoir une antenne patch circulaire implantable en suivant une méthodologie rigoureuse. Dans un premier temps, les spécifications de conception seront définies, notamment la fréquence de fonctionnement, les contraintes de taille et les caractéristiques de rayonnement nécessaires pour assurer des performances optimales. Ensuite, la configuration de l'antenne patch circulaire sera choisie en fonction des contraintes d'implantation, en tenant compte de l'espace disponible et des matériaux biocompatibles. Les dimensions de l'antenne seront déterminées en utilisant des équations analytiques, tout en garantissant une taille adaptée à l'implantation prévue. Un substrat approprié sera sélectionné pour assurer à la fois la flexibilité et la biocompatibilité de l'antenne. Par la suite, la modélisation et la simulation seront réalisées à l'aide du logiciel spécialisés HFSS, ce qui permettra d'évaluer les performances électromagnétiques de l'antenne et d'optimiser sa conception en fonction des spécifications définies.

Pour simplifier et faciliter ce processus, une méthodologie a été mise en œuvre en identifiant les principales étapes de conception et d'optimisation. Ces étapes sont :

- L'objectif principal à atteindre et de simuler une antenne patch circulaire implantable selon le cahier de charge suivant :
 - a. La fréquence de fonctionnement de l'antenne : 2.4 GHz ;
 - b. Substrat : RO3210 de permittivité relative $\epsilon_r = 10.2$;
 - c. Superstrat : RO3210 de permittivité relative $\epsilon_r = 10.2$;
 - d. Alimentation par câble coaxiale d'impédance caractéristique 50 Ω .
- Calcul approché du rayon de l'antenne patch circulaire.
- Optimisation des paramètres de l'antenne sous HFSS.
- Etude paramétrique et sélection des paramètres optimaux.
- Etude de l'antenne implantée dans un tissu gras sous la peau.

III.4. Conception de l'antenne Patch circulaire en air

III.4.1. Structure de l'antenne

La figure III.1 présente la structure en 3D de l'antenne patch modélisée sous HFSS.

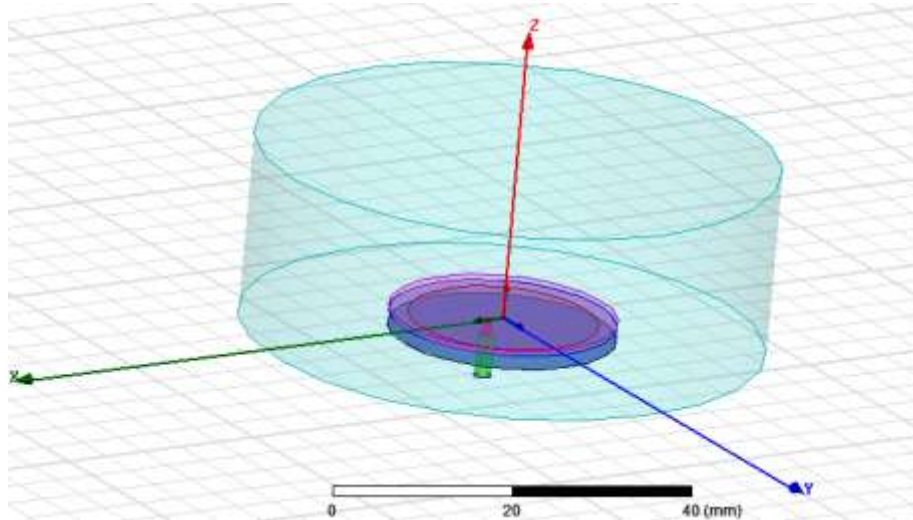


Figure III.1 : Structure de l'antenne patch circulaire sous HFSS

III.4.2. Calcul approché du rayon de l'antenne Patch circulaire

Le calcul approché des rayons physique a et effective a_e de l'antenne a été effectué sous Matlab utilisant les expressions II.10 et II.11. Les paramètres géométriques de l'antenne patch circulaire obtenus sont regroupés dans le tableau suivant :

Tableau III.1 : Paramètres géométriques de l'antenne patch circulaire.

Paramètres	Valeur en mm
Rayon du patch a	11.26
Rayon effective du patch a_e	11.47
Hauteur du substrat	1.6
Hauteur du superstrat	0.65
Rayon du substrat et du superstrat	13

La simulation de l'antenne sous HFSS utilisant les paramètres géométriques du tableau ci-dessus a permis d'obtenir la courbe du coefficient de réflexion S_{11} de la figure III.2.

On observe que la valeur minimale du coefficient de réflexion $S_{11} = -11\text{dB}$ se produit à la fréquence 2.32GHz. Ce résultat ne vérifie pas le cahier de charge avec précision et donc une

procédure d'optimisation est nécessaire afin d'améliorer la conception de l'antenne.

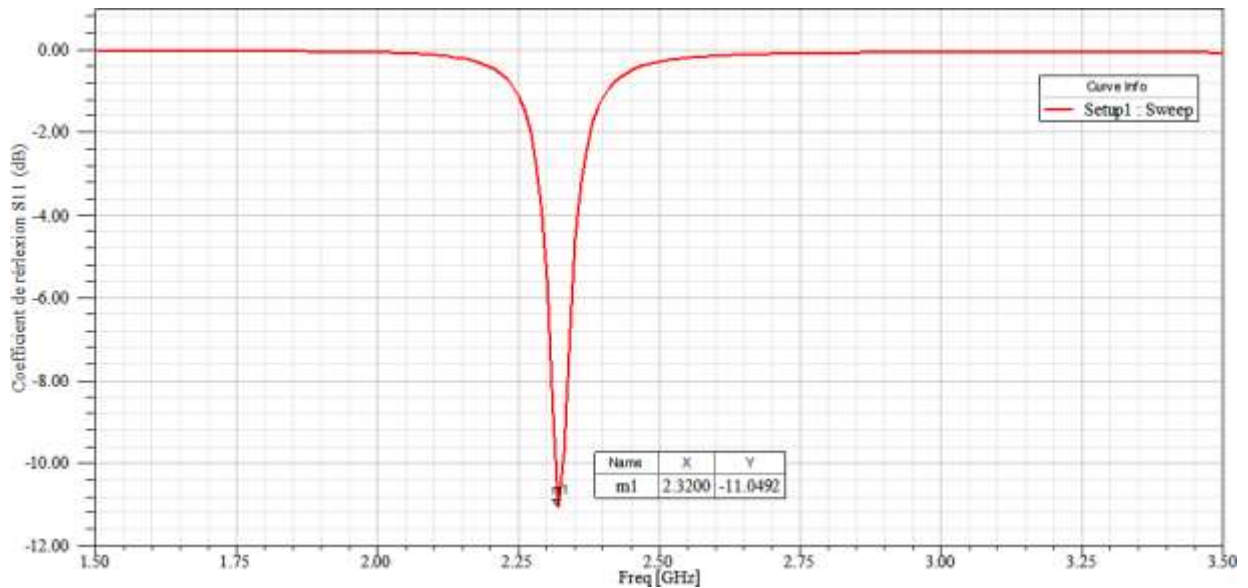


Figure III.2 : Evaluation en fonction de la fréquence du coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne patch circulaire.

III.4.3. Optimisation des paramètres d'antenne sous HFSS

L'optimisation dans le contexte de la conception de l'antenne patch circulaire implantable fait référence au processus de recherche des meilleurs paramètres de conception pour atteindre les performances souhaitées. Il s'agit d'une étape clé visant à maximiser les performances de l'antenne en ajustant les paramètres de conception suivants :

- Le rayon de l'antenne a (mm),
- Le rayon du substrat et du superstrat R_{sub} (mm)
- La position de l'alimentation coaxiale Fed (mm).

Le tableau ci-dessous donne les valeurs de ces paramètres avant et après optimisation :

Tableau III.2 : Valeurs des paramètres géométriques de l'antenne avant et après optimisation.

Paramètres	a (mm)	Fed (mm)	R_{sub} (mm)
Valeur initiale	11.26	3	12
Valeur finale	10.82	2.2	13

Les caractéristiques de l'antenne optimisée sont données par les courbes ci-dessous.

a. Coefficient de réflexion S_{11}

La figure III.3 donne les variations du paramètre S_{11} (Coefficient de réflexion) de l'antenne en fonction de la fréquence de la structure après le processus d'optimisation.

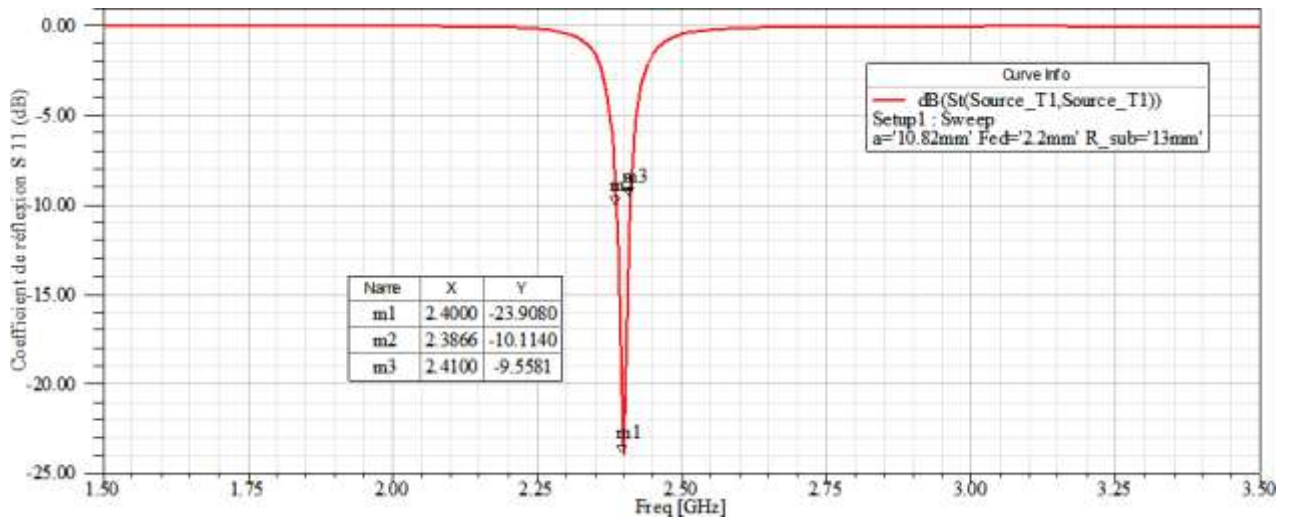


Figure III.3 : Evolution en fonction de la fréquence du coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne optimisée.

Nous pouvons observer que la valeur minimale du coefficient de réflexion $S_{11} = -23,91$ dB se produit à la fréquence 2,4 GHz. À cette fréquence, l'adaptation de l'antenne est optimale et sa réflexion de puissance est minimale. La bande passante de l'antenne (définie à m2 et m3 ou $S_{11} = -10.11$ et -9.55 dB respectivement) est de 30 Mhz.

b. Diagramme de rayonnement

La figure III.4 montre le diagramme de rayonnement de l'antenne patch circulaire optimisée en 3D. Les coupes de ce diagramme dans deux plans verticaux orthogonaux pour $\varphi = 90^\circ$ et $\varphi = 0^\circ$, respectivement, obtenus sous HFSS à la fréquence de 2.4 GHz sont illustrées par les figures III.5.a et III.5.b. On constate que le maximum du gain $G_0=2.22$ dB est obtenu à la fréquence de résonance dans la direction de l'axe z ($\theta = 0^\circ$).

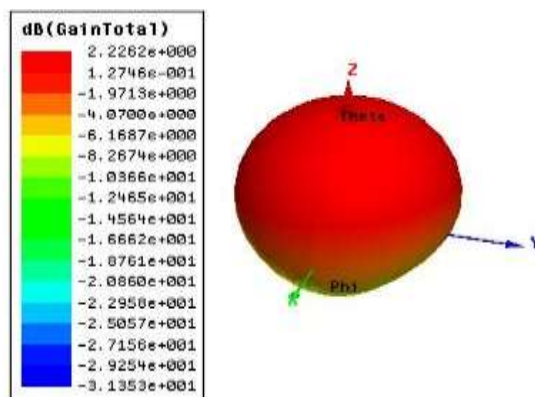
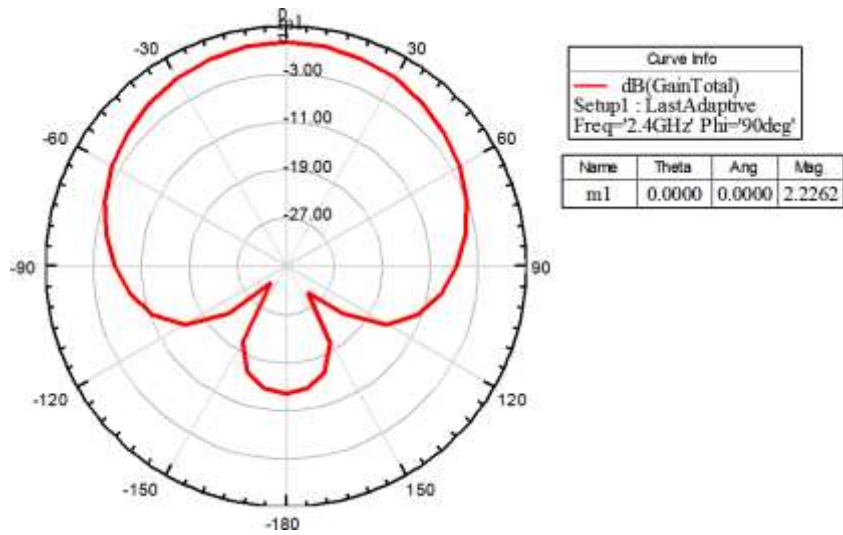
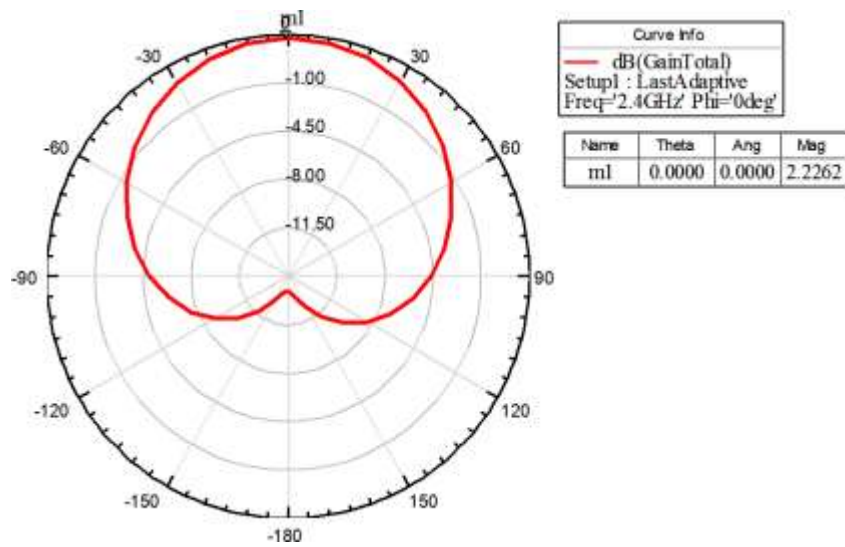


Figure III.4 : Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne optimisée sous HFSS.



(a)



(b)

Figure III.5 : Diagramme de rayonnement en 2D de l'antenne sous HFSS à 2.45 GHz : (a) Dans le plan $\varphi = 90^\circ$ (b) dans le plan $\varphi = 0^\circ$.

II.4.4. Etude paramétrique

Une étude paramétrique de l'antenne patch circulaire implantable est réalisée sous le logiciel HFSS. L'objectif est d'évaluer l'effet des paramètres tels que le rayon du substrat, le rayon de l'antenne et la position du coaxial d'alimentation sur la fréquence de résonance et l'adaptation de l'antenne. L'analyse consiste à varier un seul paramètre à la fois, tout en maintenant les autres à leurs valeurs optimales.

a. Influence du rayon a

Nous avons effectué des simulations de l'antenne patch circulaire implantable avec une augmentation de 0.3 mm du rayon a . Les courbes du coefficient de réflexion pour différentes valeurs du rayon a sont présentes sur la figure III.6.

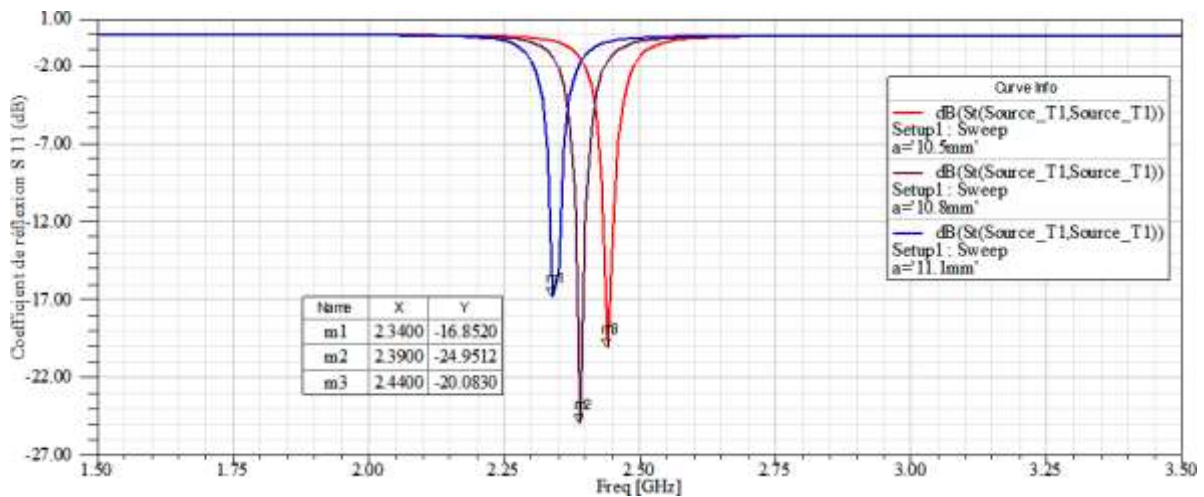


Figure III.6 : Effets de la variation du rayon a sur le coefficient de réflexion de l'antenne.

Le tableau ci-dessous résume les résultats obtenus :

Tableau III.3 : Effets de la valeur du rayon a du patch sur les caractéristiques de l'antenne.

a (mm)	Fréquence de résonance (GHz)	Coefficient de réflexion S_{11} (dB)
10.5 mm	2.44	-20.08
10.8 mm	2.39	-24.95
11.1 mm	2.34	-16.85

Nous pouvons remarquer que la variation des dimensions du patch circulaire entraînent un décalage de la fréquence de résonance, avec un effet relativement faible sur l'amplitude du coefficient de réflexion (adaptation de l'antenne). Le déplacement de la fréquence de résonance indique la sensibilité du fonctionnement de l'antenne aux variations du rayon.

b. Influence de la variation de la position de l'alimentation

Afin d'étudier l'effet de la variation de la position du coaxiale d'alimentation de l'antenne, nous avons effectué des simulations en variant le paramètre *Fed* avec un pas de 0.2mm dans l'intervalle de 2 mm à 2.4 mm. Les résultats obtenus sont présentés sur la figure III.7.

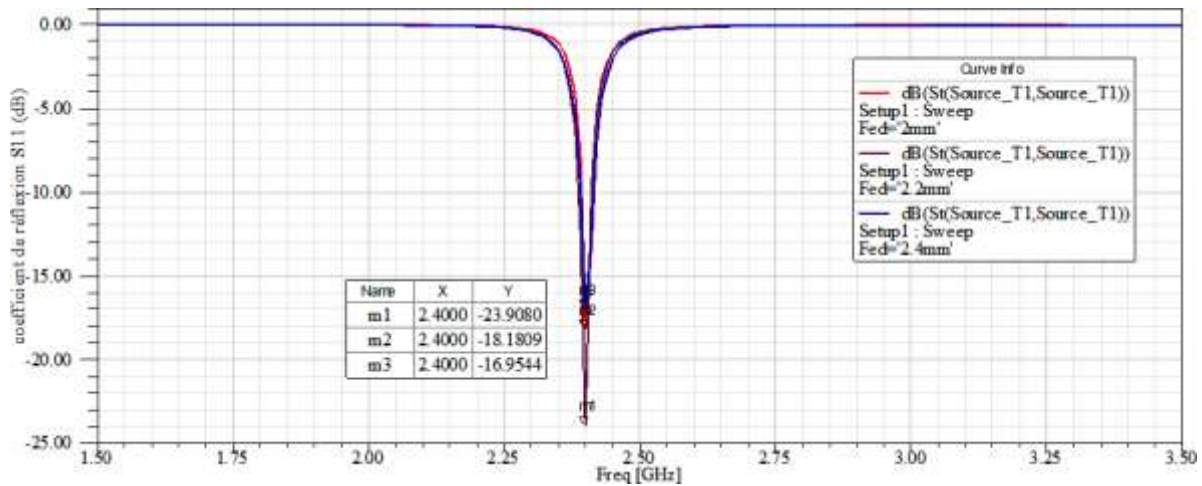


Figure III.7 : Effets de la variation de la position du coaxial d'alimentation

Le tableau suivant présente les résultats de l'étude paramétrique de l'antenne patch circulaire en fonction de la position du coaxiale d'alimentation *Fed*.

Tableau III.4 : Effet de la position du coaxiale d'alimentation *Fed* sur les caractéristiques de l'antenne.

Position de l'alimentation <i>Fed</i> (mm)	Fréquence de résonance (GHz)	Coefficient de réflexion <i>S</i>₁₁ (dB)
2 mm	2.4	-18.18
2.2 mm	2.4	-23.90
2.4 mm	2.4	-16.95

Les résultats obtenus montrent clairement que la variation de la position du coaxiale d'alimentation Fed affecte uniquement l'amplitude du coefficient de réflexion S_{11} . Ceci montre que l'effet de la position d'alimentation se traduit par une dégradation de l'adaptation, tandis que la fréquence de résonance reste inchangée (2.4 GHz). Notons que la position du point d'alimentation optimisée pour le coefficient de réflexion minimal vaut 2.2 mm.

c. Influence du rayon du substrat

Afin d'étudier l'effet de la variation du rayon du substrat R_{sub} . Nous avons effectué des simulations en variant le paramètre R_{sub} avec un pas de 2mm dans l'intervalle de 11 mm à 15 mm. Les résultats obtenus sont présentés sur la figure III.8.

Nous pouvons observer que pour un rayon du substrat et superstrat proche du celui du patch $R_{sub} = 11\text{mm}$ on obtient un décalage important de la fréquence de résonance de l'antenne ($f_r = 2.64\text{GHz}$). Ceci peut être expliqué par les effets du bord du patch où une partie importante des lignes des champs se propagent dans l'air. Pour les valeurs du R_{sub} supérieur à 13mm l'effet du rayon du substrat sur la fréquence de résonance devient faible. Pour notre conception, on adopte la valeur minimale $R_{sub}=13\text{mm}$ pour une antenne la plus petite possible.

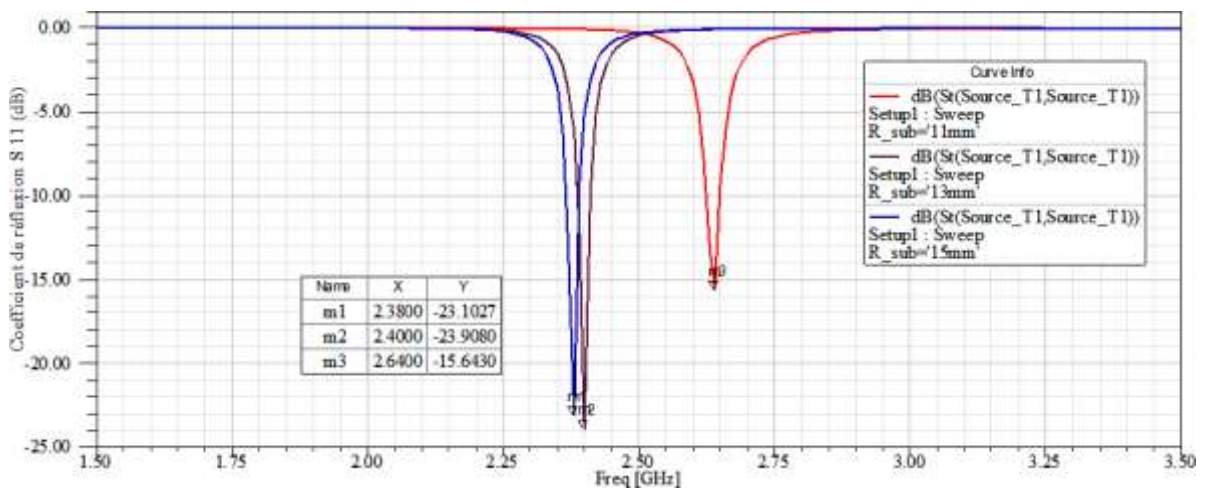


Figure III.8 : Effets de la variation du rayon du substrat et du superstrat R_{sub} .

Le tableau suivant résume les résultats de l'étude paramétrique de l'antenne patch circulaire en fonction du rayon de substrat :

Tableau III.5 : Effet du rayon du substrat R_{sub} sur les caractéristiques de l'antenne.

Rayon de substrat R_{sub} (mm)	Fréquence de résonance (GHz)	Coefficient de réflexion S_{11} (dB)
11 mm	2.64	-15.64
13 mm	2.4	-23.90
15 mm	2.38	-23.10

III.5. Conception de l'antenne patch circulaire implantable

III.5.1. Structure de l'antenne

Dans cette étude, l'antenne patch circulaire implantable modélisée sous HFSS est immergée dans le tissu gras au-dessous de la peau. La figure III.9 illustre le profil de la structure de l'antenne sous étude.

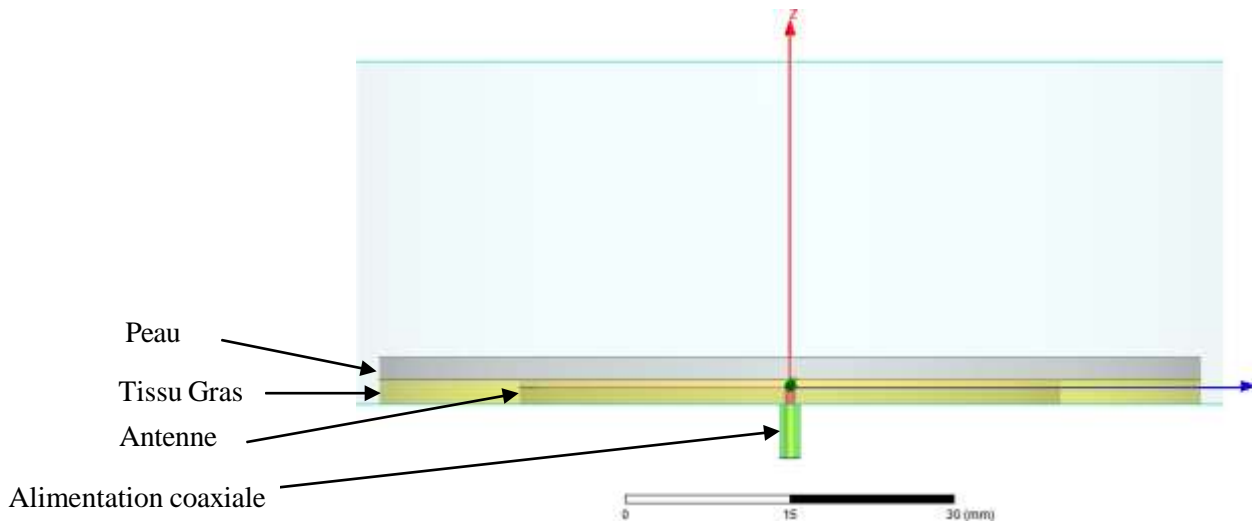


Figure III.9 : Profil de la structure de l'antenne patch circulaire implantée sous HFSS

Le tableau III.6 présente les caractéristiques des tissus dans lesquels l'antenne patch est immergée [32] :

Tableau III.6 : Les paramètres des tissus d'antenne patch.

Paramètre \ Tissu	Peau (mm)	Gras (mm)
Permittivité relative ϵ_r	38	5.3
Conductivité σ (S/m)	1.46	0.11
Epaisseur (mm)	2	2.25

Afin de déterminer les caractéristiques géométriques optimales de l'antenne, nous avons poursuivi la procédure suivante :

1. Choix du rayon du patch moyennant une étude paramétrique en fonction de 'a' ;
2. Choix de la position d'alimentation en effectuant une étude paramétrique en fonction du paramètre 'Fed' ;
3. Optimisation de la structure sous HFSS.

Chapitre III : Conception et simulation d'une antenne patch circulaire implantable.

La simulation de la structure de la figure III.9 sous HFSS en fonction du rayon et de la position d'alimentation a permis d'obtenir les résultats présentés par les figures III.10 et III.11. On constate que les caractéristiques de l'antenne en termes de fréquence de résonance et d'adaptation sont optimales pour les valeurs $a = 21\text{mm}$ et $Fed = 5\text{mm}$.

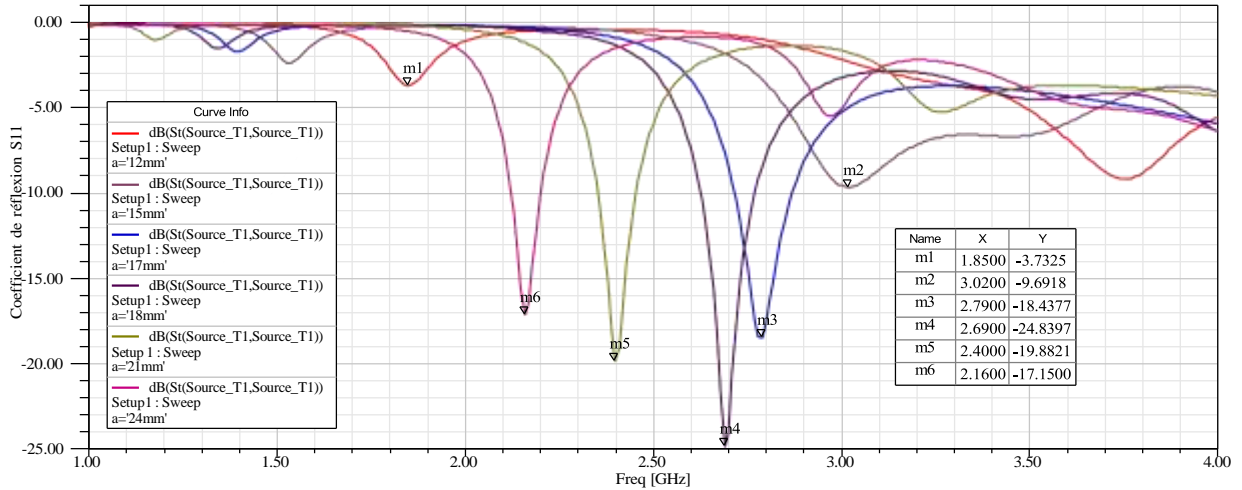


Figure III.10 : Evolution du coefficient de réflexion S_{11} (dB) en fonction de la fréquence pour différentes valeurs du rayon a .

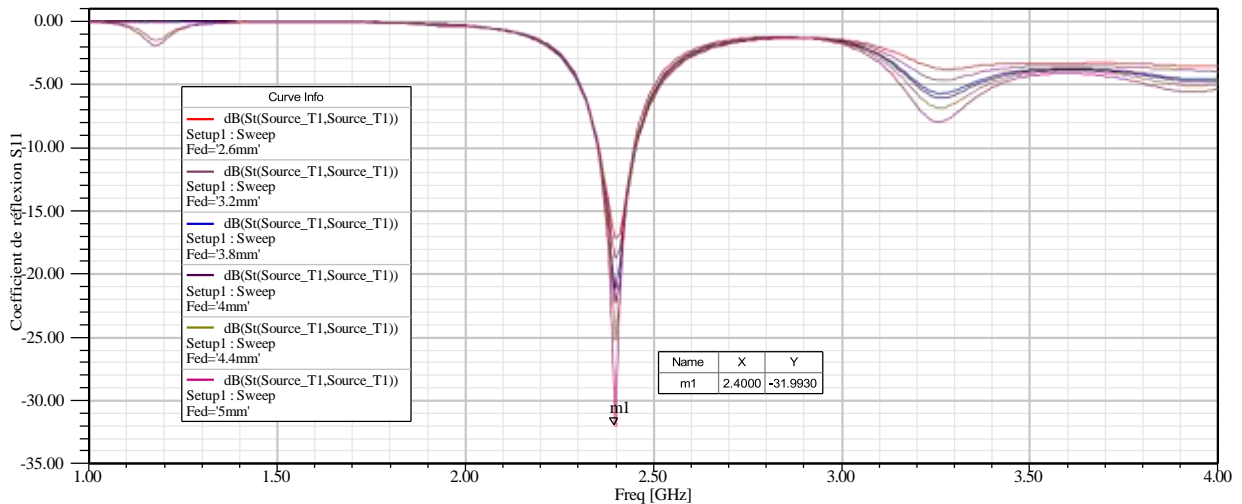


Figure III.11 : Evolution du coefficient de réflexion S_{11} (dB) en fonction de la fréquence pour différentes positions de l'alimentation.

Afin d'affiner les résultats obtenus, une opération d'optimisation est effectuée sous HFSS. Les résultats de l'optimisation représentés sur la figure III.12, montrent que l'antenne résonne efficacement à la fréquence 2.4 GHz avec un coefficient de réflexion $S_{11} = -26.1\text{dB}$ et ceci pour un rayon du patch $a = 21\text{mm}$ et une alimentation à la position $Fed = 4.5\text{mm}$.

On remarque aussi une amélioration de la bande passante de l'antenne implantée (définie à $m2$ et $m3$ ou $S_{11} = -10.15$ et -9.27dB respectivement) qui vaut 100 Mhz.

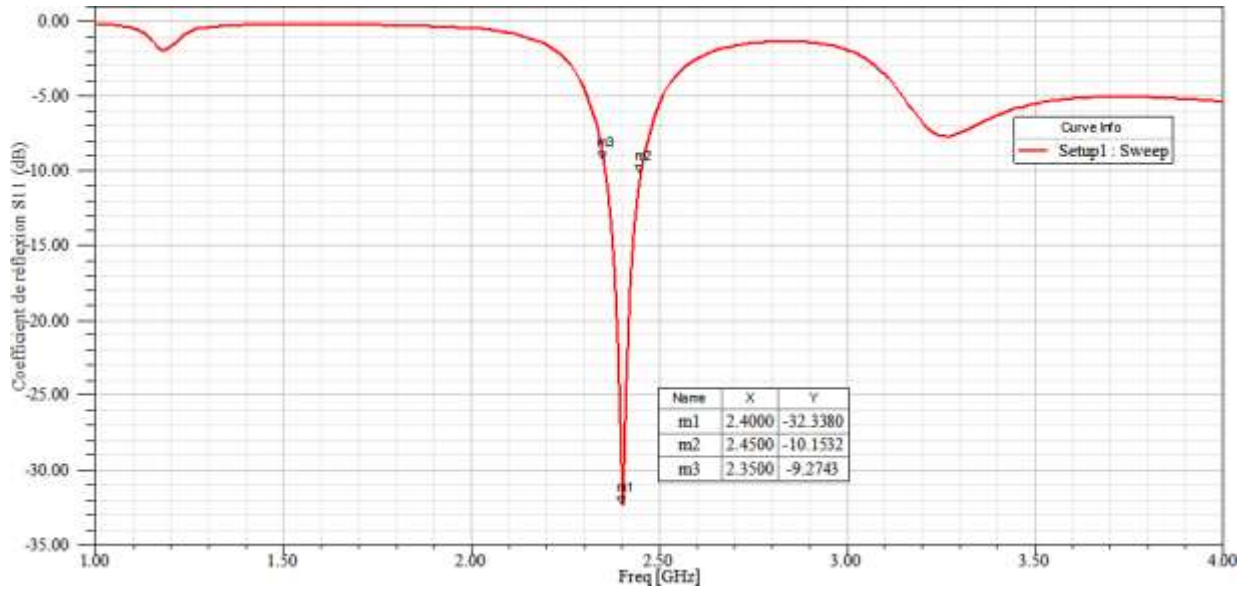


Figure III.12 : Variation en fonction de la fréquence du coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne après optimisation.

b. Diagramme de rayonnement

La figure III.13 montre le diagramme de rayonnement de l'antenne patch circulaire implantable en 3D. Les coupes de ce diagramme dans deux plans verticaux orthogonaux pour $\varphi = 90^\circ$ et $\varphi = 0^\circ$ obtenus sous HFSS à la fréquence 2.4 GHz sont représentées, respectivement, sur les figures III.14.a. et III.14.b.

En examinant les courbes ci-dessous et par comparaison avec les résultats obtenus pour l'antenne en air, on constate une modification significative du diagramme de rayonnement de l'antenne implantée. On remarque que l'effet des tissu se traduit par l'apparition de deux lobes principaux orientés dans la direction $\theta = 90^\circ$. Le gain maximum de l'antenne est d'environ -7dB obtenu dans la direction $\theta = 60^\circ$, ce qui correspond à une atténuation supérieur à 9dB par rapport au gain maximum de l'antenne en air.

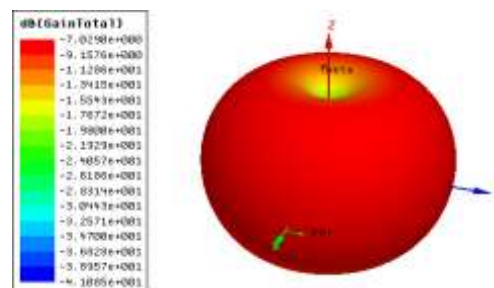


Figure III.13 : Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne sous HFSS.

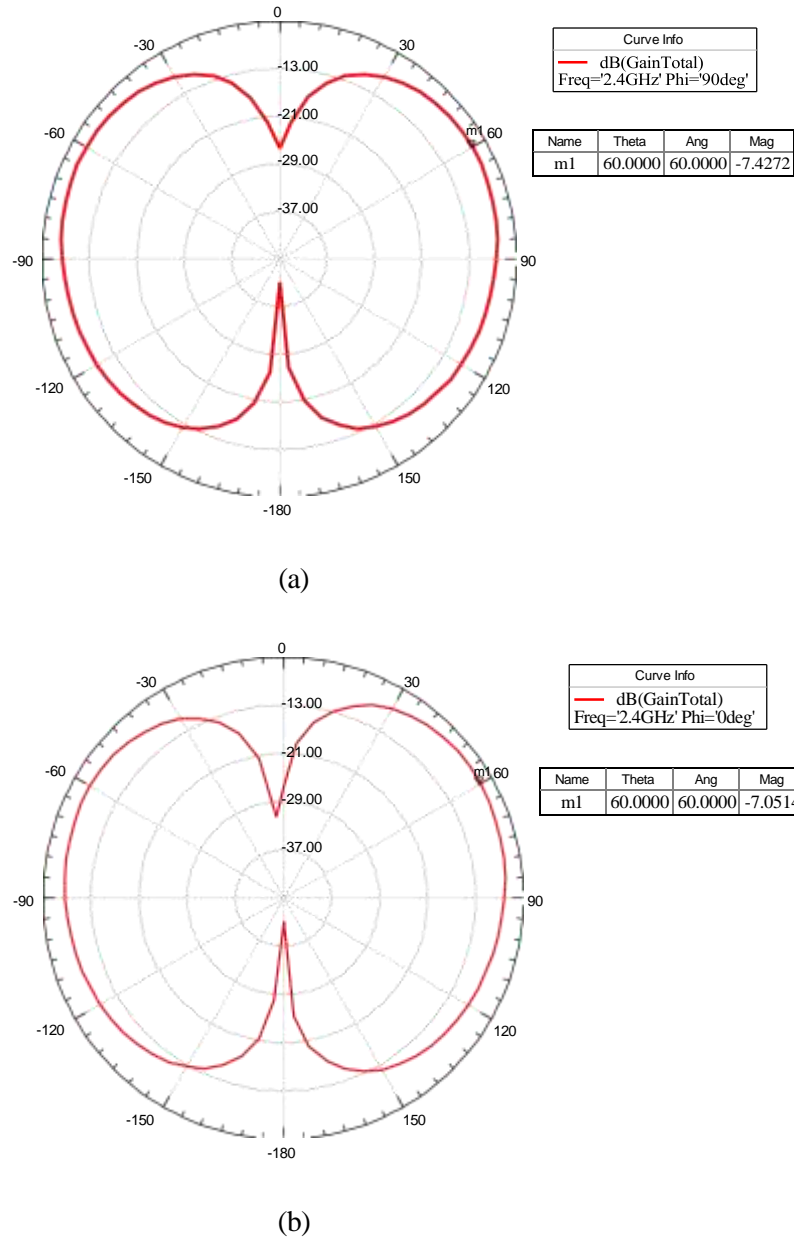


Figure III.14 : Diagramme de rayonnement en 2D l'antenne sous HFSS à 2.45 GHz : (a) Dans le plan $\varphi = 90^\circ$ (b) dans le plan $\varphi = 0^\circ$.

III.6. Conclusion

Ce chapitre est réservé à l'étude, la conception et la simulation d'une antenne patch circulaire fonctionnant à la fréquence 2,4 GHz. Dans un premier temps, l'étude est effectuée pour l'antenne placée en air, puis dans un milieu implantable. L'objectif principal était d'optimiser les performances de l'antenne en ajustant ses différents paramètres géométriques. Les différentes simulations effectuées ont mis en évidence, en particulier, l'effet du rayon du patch ainsi que celui de la position d'alimentation sur les caractéristiques radioélectriques de l'antenne.

Conclusion Générale

CONCLUSION GENERALE

Le travail présenté dans ce mémoire s'inscrit dans la thématique de la transmission d'énergie sans fil aux dispositifs biomédicaux implantables. L'objectif principal était d'étudier, concevoir et optimiser les performances d'une antenne patch circulaire fonctionnant à la fréquence 2.4 GHz et destinée pour la réception de l'énergie électrique sans fil et l'alimentation des dispositifs médicaux implantables.

L'étude a porté sur l'analyse des paramètres de conception tels que le rayon de l'antenne, la position de l'alimentation et le rayon du substrat, afin de maximiser le gain, assurer une bonne adaptation et minimiser la taille de l'antenne. Différentes simulations ont été réalisées sous le logiciel HFSS afin d'évaluer l'impact de ces paramètres sur la fréquence de résonance et l'adaptation de l'antenne.

Les résultats obtenus ont montré que les dimensions du patch circulaire ont un effet sur la fréquence de résonance, mais avec un impact relativement faible sur l'adaptation de l'antenne. La variation de la position de l'alimentation a affectée principalement l'amplitude du coefficient de réflexion, tandis que la fréquence de résonance est restée inchangée. De plus, le rayon du substrat a influencé la fréquence de résonance, avec un décalage significatif observé pour les valeurs du substrat et du superstrat proches du rayon du patch. Par ailleurs, on a constaté que les tissus humains ont un effet significatif sur les caractéristiques de l'antenne. Cet effet se traduit par une modification significative du diagramme de rayonnement et une diminution importante du gain de l'antenne due aux pertes très importantes dans le milieu de l'implant.

Ce travail de mémoire a contribué à une meilleure compréhension de l'impact des paramètres de conception des antennes implantables sur leurs performances. Les résultats obtenus fournissent des indications précieuses pour concevoir de futures antennes implantables plus performantes, ce qui ouvre la voie à de nouvelles avancées dans le domaine des dispositifs biomédicaux implantables et de la transmission d'énergie sans fil.

- [1] L. Bettaieb, F. Costa, and J. Lourme, “Transmission d'énergie par couplage inductif. Application aux capteurs biomédicaux intégrés,” Symposium de Génie Électrique, 2014.
- [2] M. Boudjema, “Etude Electromagnétique du Transfert sans Fil d'Énergie par voie de Couplage Inductif Résonant Série-Parallèle,” Mémoire de Master, Université Abderrahmane Mira de Bejaia, Algérie, 2017.
- [3] A. Lakhdari, “Développement d'un système de transfert d'énergie sans fil : application au domaine biomédical,” Thèse de Doctorat, Université Mohamed Boudiaf Oran, Algérie, 2020.
- [4] N. Shinohara, *Transfer via radiowaves*, Series Editor Pierre-Noël Favennec, Kyoto, Japon, 2018.
- [5] H. Takhedmit, “Modélisation et Conception de Circuits de Réception Complexes pour la Transmission d'Énergie Sans Fil à 2.45 GHz,” Thèse de Doctorat, École Centrale de Lyon, France, 2010.
- [6] A. Okba, “Conception et réalisation de Rectennas utilisées pour la récupération d'énergie électromagnétique pour l'alimentation de réseaux de capteurs sans fils,” Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, France, 2017.
- [7] A.Mansouri, and H.Bouayed, “Étude et Simulation d'une Rectenna, Application à la Récupération d'énergie RF,” Mémoire de Master, Université Aboubakr Belkaïd Tlemcen, Algérie, 2017.
- [8] S. Rahmani, H. Zerrouki and L. Dekkiche. “Novel Microstrip Patch Antenna for implantable medical telemetry devices,” *Journal of Applied Science and Engineering*, Vol. 24, No 6, pp 853-860, 2021.
- [9] Malik, N. Ahmed et al. “Implantable antennas for bio-medical applications.” *IEEE Journal of Electromagnetic, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, Vol 5, No.1, pp 84-96, 2020.
- [10] F. El Hatmi, “Conception d'antennes de communication à travers le corps humain pour le suivi thérapeutique,” Thèse de doctorat, Université Paris-Est, France, 2013.
- [11] M. Telkapalli, K. Haritha and K. Ch. Srikavya, “A Review Of Implantable And Wearable Antennas For Wireless Biomedical Applications,” *International Journal of Advanced Technology in Engineering and Science*, Vol. No.5, Issue No. 3, Mar. 2017.

- [12] R. Alrawashdeh, “Implantable Antennas for Biomedical Applications,” Thèse de doctorat, Université de Liverpool, UK, 2015.
- [13] G. Kossiavas, R. Staraj, C. Luxey, A. Papiernik, *Antennes imprimées - Bases et principes*, Technique de l’ingénieur, Référence E3310, 2007.
- [14] W. Deghfel, R. Merzougui, “ Etude et conception d’une antenne patch ultra large bande ULB à bande rejetée,” Mémoire de Master, Université Mohamed Boudiaf Msila Algérie, 2017.
- [15] J. Volakis, *Antenna engineering handbook*, Forth edition, McGraw-Hill Professional, 2007.
- [16] C. A. Balanis, *Antenna theory: Analysis and design*, Third edition, John Wiley & Sons, NY, 2005.
- [17] C.BENSMAIL, “Etude et Conception d’une Antenne Rectangulaire en Technologie Microruban,” Mémoire de Master en Electronique, Departement d’Électronique, Ecole Nationale Polytechnique, 2015.
- [18] H. Lalmi, “Conception et simulation d’un réseau d’antennes micro-rubans circulaires pour les applications radar,” Mémoire de Master, Université Mohamed Khider Biskra, Algérie, 2015.
- [19] K.Hamdis, and A.Boughazi, “Influence des Différents Paramètres physique d’une Antenne Patch Rectangulaire sur son Rayonnement,” Mémoire de Master Electronique, Université Kasdi Merbah Ouargla, 2018.
- [20] Z. BEN TAHAR, SY. BEN ABDESSELAM, “Réalisation d’une Interface Graphique de Calcul des Paramètres d’Antennes Patch et Conception Logicielle,” Mémoire de Master, Universitaire Belhadj Bouchaib d’Ain-Temouchent, 2019.
- [21] S.Alamri, “Implanted Antennas for Biomedical Application,” Degree of PhD, University of Sheffield, Uk, 2016.
- [22] A.Miquel, “Antenna Design and Characterization for Biomedical Applications,” Doctoral thesis, University of Barcelona, Spain, 2018.
- [23] N.A.Malik, “Design of Implantable Antennas for Biomedical Applications,” Doctoral thesis, University of Bedfordshire, January 2022.

- [24] A.N.Malik, P.Sant, Ur. Ajmal and Ur.M. Rehman, “Implantable antennas for bio-medical applications,” *IEEE Journal of Electromagnetics RF and Microwaves in Medicine and Biology*, Vol 5; No1: pp 84-96, 2020.
- [25] A. Tarawneh, “A Survey on Implantable Antennas for Far-field Biotelemetry Applications,” *Jordan Journal of Electrical Engineering*, Vol 6, No 1, pp 1-23, 2020.
- [26] A. Kiourti and K. S. Nikita, “Implantable Antennas,” *IEEE Microwave Magazine*, Vol. 15, No 4, pp 77-91, 2014.
- [27] I. Dioum, “Conception de systèmes multi-antennaires pour techniques de diversité et MIMO Application aux petits objets nomades communicants,” Thèse de Doctorat, Université de Nice-Sophia Antipolis, France, 2013.
- [28] M. Lev, RK. Hemanth, “Bio-Medical Applications Implantable Antennas,” *International Research Journal of Modernization in Engineering Technology and Science*, Vol 4, No 6, pp 1-6, 2022.
- [29] https://en.wikipedia.org/wiki/Spiral_antenna.doc (consulté 10/06/2023)
- [30] A. Belguenbour, “Etude et Conception de Quelques Structures d’Antenne pour les Systèmes Rectenna,” Mémoire de Master, Université Mohammed Seddik Ben Yahia de Jijel, 2021.
- [31] L. Oualli, “Simulations des antennes sous HFSS,” Mémoire de Master en Télécommunication et Réseaux, Département d’Electronique, Université Mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou, 2013.
- [32] VALLEJO et al., “Accurate human tissue characterization for energy-efficient wireless on-body communications,” *Sensors*, Vol. 13, No 6, pp 7546-7569, 2013.

RESUME

La récupération de l'énergie sans fil permet d'alimenter efficacement les dispositifs biomédicaux implantables. Le travail présenté dans ce mémoire est axé sur la conception et la simulation d'une antenne patch circulaire implantable fonctionnant à la fréquence 2.4GHz. L'objectif principal est d'optimiser les caractéristiques de l'antenne par l'étude de l'influence de ses différents paramètres géométriques, ce qui permettra de maximiser la récupération de l'énergie et d'assurer une transmission sans fil fiable. Par ailleurs, les résultats de simulation ont mis en évidence l'effet du milieu de l'implant sur les caractéristiques radioélectrique de l'antenne.

Mots-clés : Récupération d'énergie sans fil, Dispositifs biomédicaux implantables, Antenne patch circulaire, Paramètres géométriques, Optimisation des caractéristiques, Milieu de l'implant, Caractéristiques radioélectriques.

ABSTRACT

Energy harvesting enables efficient power supply for implantable biomedical devices. The work presented in this thesis focuses on the design and simulation of an implantable circular patch antenna operating at a frequency of 2.4GHz. The main objective is to optimize the antenna's characteristics through the study of the influence of its various geometric parameters, which will maximize energy harvesting and ensure reliable wireless transmission. Additionally, the simulation results have highlighted the effect of the implant environment on the radiofrequency characteristics of the antenna.

Keywords: Energy harvesting, Implantable biomedical devices, Circular patch antenna, Geometrical parameters, Optimization of characteristics, Implant medium, Radio-electric characteristic.

الملخص

يعمل تجميع الطاقة اللاسلكية على تزويد أجهزة الرصد الطبية المزروعة بالطاقة بكفاءة. يركز العمل المقدم في هذه الأطروحة على تصميم ومحاكاة هوائي دائري مطبوع و مزروع يعمل عند تردد 2.4 جيجا هرتز. الهدف الرئيسي هو تحسين خصائص الهوائي من خلال دراسة تأثير معلماته الهندسية المختلفة، مما يسمح بأقصى استرداد للطاقة وضمان انتقال لاسلكي موثوق به. علاوة على ذلك، أظهرت نتائج المحاكاة تأثير وسط الزرع على الخصائص اللاسلكية للهوائي.

الكلمات الرئيسية: تجميع الطاقة اللاسلكية، الأجهزة الطبية المزروعة، هوائي مطبوع دائري، المعلمات الهندسية، تحسين خصائص وسط الزرع، الخصائص اللاسلكية.