

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان -

Université Aboubakr Belkaïd- Tlemcen -

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

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

En : Télécommunications

Spécialité : Systèmes de Télécommunications

Par : LARIBI HANANE HAYAT et KAMNI NAIMA

Sujet

Conception d'antennes implantables larges bandes pour les applications médicales

Soutenu publiquement, le **01 / 07 / 2019**, devant le jury composé de :

Mr Derraz Fouad	MCB à l'université de Tlemcen	président
Mr Bousahla Miloud	MCB à l'université de Tlemcen	Encadreur
Mr Meriah Sidi Mohammed	Professeur à l'université de Tlemcen	Examineur

Dédicaces

Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être.

A mes très Chers Parents, *KAMNI MOHAMED* et *LAAMA FATIMA*, qui m'ont soutenu & encouragé tout le long de mes études, eux qui m'ont toujours apporté leur soutien moral et matériel depuis que j'ai connu le premier banc de l'école, jusqu'à la chaise de l'université, que DIEU les garde et les protège et qu'il m'aide à rendre leur bien.

A mes chères sœurs, *AMINA* et *KHADIDJA*, pour leurs aides, leurs encouragements et leurs prières.

A mon très cher frère *MOUSSA*, je leur souhaite tous le bonheur et la réussite dans tous les domaines.

A ma chère grand-mère qui n'ont jamais cessé de prier pour moi que Dieu leur prête une longue vie. Je le dédie aussi à mes oncles, mes tantes et leurs époux, je vous remercie pour votre soutien.

A mon fiancée *DJRARFAOUI AMINE* et leur famille, je leur souhaite tous le bonheur et la réussite.

A mon binôme *LARIBI HANANE HAYET*, ainsi qu'à mes amis et sœurs *HAMDANI IMEN* et *DAHOU FATIHA*. Merci pour les moments inoubliables passés ensemble, pour votre amitié, que Dieux vous comble et vous assure une excellente carrière.

A tous les personnes qui m'ont aidé, de près ou de loin à réaliser ce travail.

A toute ma promotion.

A tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin durant tout au long de mon cursus scolaire et universitaire.

Kamni Naima

Dédicaces

A mes très chers, honorables grands parents qui m'ont toujours soutenu, et encouragé tout au long de mes études, et m'ont épaulé pour que je puisse atteindre mon objectif. Veuillez trouver dans cet ouvrage l'expression de ma gratitude et de mon amour. Que DIEU tout puissant vous garde et vous procure santé et bonheur.

A mes très chers parents, qui m'ont soutenu et encouragé tout le long de mes études

A ma chère ibtissam et mon cher frère amine

A mon binôme KAMNI NAIMA, ainsi qu'à mes amis et sœurs NARIMEN, KAWTHER, DJAMILA, SAMIA, FADIA et KAWTHER. Merci pour les moments inoubliables passés ensemble, pour votre amitié, que Dieux vous comble et vous assure une excellente carrière.

A tous les personnes qui m'ont aidé, de près ou de loin à réaliser ce travail.

A toute ma promotion.

A tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin durant tout au long de mon cursus scolaire et universitaire.

LARIBI HANANE HAYET

Remerciements

Nous tenons à remercier avant tout DIEU " الله " le tout puissant qui nous a donné durant toutes ces années la santé, la volonté, le courage et la foi.

Nous tenons tout d'abord à remercier notre encadreur de mémoire, Mr Miloud BOUSAHLA qui a suivi attentivement et activement la progression de notre travail.

Nos profonds respects et remerciements vont également au membre de jury Mr F. Derraz et Mr SM. Meriah pour l'honneur qu'ils nous ont fait en acceptant de juger ce travail.

Nos remerciements vont également à tous les enseignants du département de télécommunications de l'université de Tlemcen et également à tout le personnel du Laboratoire de Télécommunications pour leurs gentilleses.

RÉSUMÉ

L'objectif de notre travail consiste principalement à la conception et à la caractérisation des antennes implantables placées à l'intérieur du corps humain pour les applications médicales. Pour que ces antennes soient capables d'assurer leurs fonctions convenablement, nous avons pris en considération, lors de la conception de nos antennes, le milieu dissipatif dans lequel se trouvent ces antennes. En effet, le corps humain, qui a une conductivité non nulle, n'est pas un milieu idéal pour la transmission des ondes RF à cause de l'atténuation liée aux propriétés diélectriques des tissus biologiques. Ceci affecte énormément les propriétés des antennes, ce qui dégrade significativement leurs performances.

Différents types d'antennes RF, employées à l'intérieur du corps humain, sont proposées dans la littérature. Parmi lesquelles, nous pouvons citer : la PIFA, la spirale, les dipôles méandres, etc. Nous avons simulé deux antennes existantes dans la littérature dans le but d'apprendre à simuler ce type d'antennes. Ensuite, nous avons proposé, conçu et caractérisé une antenne implantable large bande. Les résultats obtenus sont encourageantes pour les futures travaux sur la conception d'antennes dans les milieux dissipatifs et en particulier le corps humain.

Mots clé : antenne miniature, bande ISM, antenne implantable, model du corps humain.

ABSTRACT

The focus of our work is primarily on the design and characterization of implantable antennas placed inside the human body for medical applications. For these antennas to be able to perform their functions properly, we took into consideration, when designing our antennas, the dissipative environment in which these antennas are located. Indeed, the human body, which has a non-zero conductivity, is not an ideal medium for the transmission of RF waves due to the attenuation related to the dielectric properties of biological tissues. This greatly affects the properties of the antennas, which significantly degrades their performance.

Different types of RF antennas, used inside the human body, are proposed in the literature. Among which we can mention: the PIFA, the spiral, the meandering dipoles, etc. We have simulated two existing antennas in the literature in order to learn to simulate this type of antennas. Then we proposed, designed and characterized a broadband implantable antenna. The results obtained are encouraging for future work on the design of antennas in dissipative environments and in particular the human body.

Key words : miniature antenna, ISM band, implantable antenna, human body model.

ملخص

ينصب تركيز عملنا بشكل أساسي على تصميم وتوصيف الهوائيات القابلة للزرع الموضوعة داخل جسم الإنسان للتطبيقات الطبية. لكي تتمكن هذه الهوائيات من أداء وظائفها بشكل صحيح، أخذنا في الاعتبار، عند تصميم هوائياتنا، البيئة التبددية التي توجد بها هذه الهوائيات. في الواقع، فإن جسم الإنسان، الذي لديه موصلية غير صفرية، ليس وسيلة مثالية لنقل موجات التردد اللاسلكي بسبب التوهين المرتبط بالخصائص العازلة للأنسجة البيولوجية. يؤثر هذا بشكل كبير على خصائص الهوائيات، مما يؤدي إلى تدهور كبير في أدائها.

أنواع مختلفة من هوائيات RF، وتستخدم داخل الجسم البشري. يمكن أن نذكر من بينها: PIFA، الحلزوني، ثنائيات الأقطاب المتعرجة، إلخ. قمنا بمحاكاة اثنين من الهوائيات الموجودة في الأدب من أجل تعلم محاكاة هذا النوع من الهوائيات. ثم اقترحنا وصمنا وتميزنا بوجود هوائي قابل للزرع عريض النطاق. النتائج التي تم الحصول عليها مشجعة للعمل في المستقبل على تصميم الهوائيات في بيئات تبددية ولا سيما جسم الإنسان.

الكلمات المفتاحية: هوائي مصغر، نطاق ISM، هوائي قابل للزرع، نموذج جسم الإنسان.

Table des matières

<i>RÉSUMÉ</i>	IV
ABSTRACT	V
ملخص:	VI
Liste des figures :	XI
Liste des tableaux :	XIV
Listes des acronymes et symboles :	XV
Acronymes:	XV
Symboles :	XV
INTRODUCTION GÉNÉRALE	I
CHAPITRE I : Généralités sur les antennes	4
I.1. Introduction :	4
I.2. Historique des antennes imprimées :	4
I.3. Antenne imprimée :	4
I.4. structure d'une antenne imprimée :	5
I.4.1. L'élément rayonnant :	6
I.4.2. Le substrat :	6
I.4.3. Le plan de masse :	6
I.5. Alimentation des antennes imprimée :	7
I.5.1. Les alimentations par contact (Alimentation directe par une ligne micro ruban) :	7
I.5.2. Les alimentations par proximité (Couplage électromagnétique par ligne ou fente) :	9
I.5.2.1. Alimentation coaxiale :	9
I.5.2.2. Alimentation couplée par ouverture :	10
I.5.2.3. Alimentation couplée par proximité :	11
I.6. Paramètres et comportement d'une antenne imprimée :	12

I.6.1. L'impédance :	12
I.6.2. Bande passante d'une antenne :	13
I.6.3. Diagramme de rayonnement :	13
I.6.3.1. Puissance totale rayonnée :	13
I.6.3.2. Fonction caractéristique :	14
I.6.3.3. Diagramme de rayonnement :	14
I.6.4. la polarisation :	15
I.6.4.1. Polarisation rectiligne ou linéaire :	15
I.6.4.2. Polarisation circulaire :	15
I.6.4.3. Polarisation elliptique :	15
I.6.5. Directivité :	16
I.6.6. Gain :	16
I.6.7. Rendement de l'antenne :	16
I.7. Les paramètres géométriques d'une antenne imprimée :	17
I.7.1. Largeur du patch :	17
I.7.2. Longueur du patch :	17
I.8. Choix du substrat :	18
I.9. Matériaux employés pour la réalisation d'antenne :	20
I.9.1. Matériaux composites polymère-céramique :	20
I.9.2. Matériaux en céramique pour des applications dans les antennes mobiles :	21
I.10. Applications des antennes imprimées :	21
I.11. Avantages et inconvénients des antennes patch :	22
I.12. Conclusion :	23
CHAPITRE II : Les antennes sans fil dans le corps humain	24
II.1. Introduction :	25
II.2. Télémédecine :	25
II.2.1. Définition :	25

II .2.2. Les cinq composantes de la télémédecine :.....	26
II .2.2.1. Télésurveillance médicale :.....	27
II .2.2.2. Téléconsultation :.....	27
II .2.2.3. Télé-expertise :.....	27
II .2.2.4. Téléassistance médicale :.....	27
II .2.2.5. Régulation médicale :.....	27
II .2.3. Les domaines de la télémédecine :.....	28
II .2.4. Exemples de spécialités :.....	29
II.3. Dispositifs implantables :.....	29
II.3.1. Qu'est-ce qu'un dispositif médical ?.....	29
II .3.2. Qu'est-ce qu'un dispositif médical implantable ?.....	30
II .3.2.1. Historique :.....	30
II .3.2.2. Définition :.....	30
II .3.2.3. Le pacemaker (Stimulateur cardiaque) :.....	31
II .3.2.4. Système de capteur de pression intracrânienne :.....	32
II .3.2.5. Implant cochléaire :.....	32
II .3.2.6. Implant rétinien :.....	34
II.4. Les antennes implantables (les antennes sans fil dans le Corp humain) :.....	35
II.4.1. Antennes sans fil dans les applications biomédicales :.....	35
II.4.2. Canal de propagation :.....	35
II.4.3. Fréquences disponibles :.....	36
II.4.4. Exemples des antennes implantables :.....	36
II.4.4.1. Antenne imprimée :.....	37
II.4.4.2. Antenne F inversée plane (PIFA) :.....	38
II.4.5. Conception d'antennes :.....	39
II.5. Conclusion :.....	41
CHAPITRE III :Conception des antennes implantables	42

III.1. Introduction :	43
III.2. Méthodes de conception :	43
III.3. Choix du substrat :	43
III.4. Antenne circulaire implantable :	44
III.4.1. Résultat de simulation :	46
III.4.1.1. Le coefficient de réflexion S11 :	46
III.4.1.2. Le diagramme de rayonnement en 3D :	47
III.4.1.3. Le diagramme de rayonnement en 2D :	47
III.5. Antenne implantable large bande :	48
III.5.2. Résultat de simulation :	50
III.5.2.1. Le résultat de simulation de S11 :	50
III.5.2.2. Le diagramme de rayonnement en 3D :	52
III.5.2.3. Le diagramme de rayonnement en 2D :	53
III.5.2.4. La directivité en 2D :	53
III.6. Antenne large bande proposée :	54
III.6.1. Les résultats de simulation :	57
III.6.1.1. Résultat de simulation de S11 :	57
III.6.1.2. Le diagramme de rayonnement en 3D :	58
III.6.1.3. Le diagramme de rayonnement en 2D :	59
III.6.1.4. La directivité :	60
III.6.1.5. Le gain de l'antenne proposée:	61
III.6.1.6. Étude paramétrique de l'antenne ultra large bande proposée :	62
III.7. Conclusion :	62
Bibliographie:	67

Liste des figures

Figure.1: antenne imprimée [5].	5
Figure.2: Présentation d'une antenne imprimée [5].	5
Figure.3 : Divers types d'éléments rayonnants [6].	6
Figure.4 : Le patch alimenté par ligne micro ruban à travers un bord rayonnant [8].	8
Figure.5 : Le patch alimenté par ligne micro ruban à travers un bord non rayonnant [8].	8
Figure.6 : Le patch couplé capacitivement à ligne micro ruban [8].	9
Figure.7: Antenne micro ruban alimenté par sonde [8].	10
Figure.8 : Alimentation couplée par ouverture [8].	11
Figure 9: Alimentation couplée par proximité [8].	12
Figure.10: Schéma équivalent du dispositif à l'émission [4].	12
Figure.11: Diagramme de rayonnement [4].	14
Figure.12 : Les types de polarisation [9].	16
Figure.13 : la télémédecine [14].	26
Figure.14 : Les cinq composantes de la télémédecine [15].	28
Figure.15: Le pacemaker [20].	31
Figure.16: la position des sondes de pacemaker [20].	32
Figure.17: schéma d'un Implant cochléaire [21].	33
Figure.18: implant rétinien [22].	34
Figure.19 : Antenne patch 2,4 GHz. [25].	38
Figure.20 : L'ANTENNE PATCH INVERSE-F (PIFA) [9].	39
Figure.21: création d'antenne avec CST [9].	40
Figure 22: Antenne simulée avec le model du corps humain.	44
Figure 23: Plan de masse de l'antenne simulée.	45
Figure 24: Forme du patch.	45

Figure 25: coefficient de réflexion.	47
Figure 26: Diagramme de rayonnement en 3D.....	47
Figure 27: Le diagramme de rayonnement en 2D.....	48
Figure 28: Géométrie de l'antenne simulée (patch et paramètres).....	48
Figure 29: Antenne ULTRA large bande avec le modèle du corps humain.....	49
Figure 30: L'antenne large bande sous CST.....	50
Figure 31: Représentation du coefficient de réflexion.....	51
Figure 32: Coefficient de réflexion de l'antenne présentée dans l'article : wideband implantable antenna for 2.4 GHZ band biomédical application”	51
Figure 33:Diagramme de rayonnement en 3D à 2.2 GHZ	52
Figure 34: Diagramme de rayonnement 3D à 2.48 GHZ.....	52
Figure 35: Diagramme de rayonnement 2D à 2.2 GHZ.....	53
Figure 36: Diagramme de rayonnement 2D à 2.48 GHZ.....	53
Figure 37: La directivité à 2.2 GHz pour $\varphi=90^\circ$	54
Figure 38: la directivité à 2.48 GHz pour $\varphi=90^\circ$	54
Figure 39: l'antenne proposée avec le model du corps humain.....	55
Figure 40: Patch (structure et dimension)	56
Figure 41: Le plan de masse.....	
Figure 42:Représentation du coefficient de réflexion S11	57
Figure 43: :Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne large bande proposée à 2.33 GHZ.....	58
Figure 44: : Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne large bande proposée à 2.71 GHZ.....	58
Figure 45: Le diagramme de rayonnement en 2D à 2.33 GHz, plan $\phi=0^\circ$	59
Figure 46: Diagramme de rayonnement en 2D à 2.33 GHz, plan $\phi=90^\circ$	59
Figure 47: Diagramme de rayonnement en 2D à 2.71 GHz, plan $\phi=0^\circ$	60
Figure 48: Diagramme de rayonnement en 2D à 2.71 GHz, plan $\phi=90^\circ$	60

Figure 49: La directivité à 2.33 GHz.	61
Figure 50: La directivité à 2.71 GHz.	61
Figure 51: Gain de l'antenne proposée.	62
Figure 52: Étude paramétrique de l'antenne large bande proposée.	62

Liste des tableaux

Tableau 1: les dimensions de l'antenne circulaire.	46
Tableau 2: Les dimensions de l'antenne large bande.	50
Tableau 3: les dimention de l'antenne proposée	57

Listes des acronymes et symboles

Acronymes

- TMM:** Thermoset Microwave Material.
- PDMS :** Polydimethylsiloxane.
- LCP :** Polymère Liquide Cristal.
- PIFA:** Planar Inverted-F Antenna.
- MICS:** Medical Implant Communication Service.
- ISM:** Industrial Scientific and Medical bands.
- TIC :** Technologie de l'Information et de la Communication.
- CI :** Circuits Intégrés.
- DMI :** Dispositifs Médicaux Implantables.
- ECG:** Electrocardiogramme.
- BAN:** Body Area Network.
- MMIC:** Monolithic Microwave Integrated Circuits.
- IFA:** Inverted F Antenna.
- CST:** Microwave Studio.

Symboles

- L :** Longueur du patch.
- W :** Largeur du patch.
- t :** Epaisseur du patch.
- h :** Epaisseur du substrat.
- σ :** La conductivité.
- λ_0 :** Longueur d'onde dans le vide.
- λ_g :** Longueur d'onde guidée dans le diélectrique.
- λ :** Longueur d'onde.

ϵ : La permittivité.

ϵ_r : La permittivité diélectrique du substrat.

μ : La perméabilité.

c : La vitesse de la lumière.

Z_e : L'impédance d'entrée.

R_e : La partie réelle de l'impédance d'entrée.

X_e : La partie imaginaire de l'impédance d'entrée.

R_s : La partie réelle de l'impédance de sortie.

Z_0 : L'impédance caractéristique de la ligne de transmission.

I : L'intensité de rayonnement.

S : Densité surfacique de rayonnement.

P_{tot} : Puissance totale rayonnée.

$D(\theta, \varphi)$: La directivité.

$G(\theta, \varphi)$: Le gain.

η : Le rendement.

f : La fréquence de résonance.

ϵ_{eff} : Constant diélectrique effective du substrat.

\mathbf{K} : Le vecteur d'onde qui est colinéaire à la direction de propagation.

\mathbf{E} : Le vecteur champ électrique.

\mathbf{H} : Le vecteur champ magnétique.

S_{11} : coefficient de réflexion .

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Introduction générale

La conception des antennes microbandes imprimées a été étudiée en 1950, ces antennes à plusieurs domaines d'utilisations sont trouvées dans de nombreux systèmes de communication tels que la téléphonie mobile et les systèmes multimédia sans fil (Leurs applications couvrent un large domaine de fréquence de 100 MHz à 100 GHz).

Généralement, une antenne imprimée est constituée d'une fine couche conductrice métallique c'est élément rayonnant déposée sur un substrat diélectrique dont la face inférieure est entièrement métallisée pour constituer un plan de masse. En plus, elle a plusieurs caractéristiques comme le gain, la largeur de bande et rendement.

La télémédecine est la partie de la médecine qui utilise la transmission par télécommunication d'informations médicales, elle a deux branches la télémédecine médicale et la télémédecine informative.

Les systèmes de transmission sans fil sont de plus en plus employés dans les applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain dans les diagnostics médicaux, parmi ces systèmes on trouve le pacemaker ou le simulateur cardiaque. Les antennes fonctionnant à l'intérieur du corps humain, sont différentes de ceux antennes fonctionnant à l'extérieur du corps humain puisque le corps humain n'est pas un moyen idéal pour la transmission des ondes radiofréquences, il a d'habitude des permittivités élevées, cela va changer la fréquence de résonance des antennes couplées avec eux. En plus, pour établir une liaison sans fil à l'intérieure du corps humain, il faut faire attention au niveau de la conception de l'antenne qui doit être de petite taille.

Ce mémoire décrit l'ensemble de notre travail de master. Il est constitué d'une introduction générale, de trois chapitres et d'une conclusion.

Dans le premier chapitre, nous allons présenter des généralités sur les antennes telles que la structure de l'antenne imprimée, alimentation des antennes imprimée, les paramètres géométriques...

Dans le deuxième chapitre, nous allons présenter dans la première partie de ce chapitre après une introduction sur la télémédecine (médecine sans fil), des exemples sur les dispositifs médicaux implantables tels que le pacemaker et les implants cochléaires. Dans la seconde partie de ce chapitre, nous allons présenter les antennes implantables leurs canal de propagation, les fréquences disponibles et des exemples sur les antennes implantables.

Le troisième chapitre est consacré à la conception d'antennes dans le domaine médicale, nous allons présenter dans la première partie de ce chapitre, deux antennes trouvées dans la littérature, l'antenne circulaire implantable dans la bande ISM et l'antenne implantable large bande dans la bande ISM (2.4 GHz), nous allons redessiner et simuler ces deux antennes selon les paramètres données avec le logiciel de simulation EM 3D "**CST Microwave Studio**".

Dans la deuxième partie nous allons présenter, optimiser et caractériser notre propre antenne proposée.

Finalement, la conclusion résumera l'ensemble de notre travail de master et résumera les perspectives envisagées.

CHAPITRE I :

Généralités sur les antennes

I.1. Introduction

L'antenne microbande imprimée sur un substrat isotrope a fait l'objet d'un certain nombre de travaux de recherches durant les dernières décennies, le concept de la structure rayonnante a été étudié la première fois par Deschamps en 1950 [1] [2]. Les domaines d'utilisation privilégiés de ces antennes, sont trouvés dans de nombreux systèmes de communication tels que la téléphonie mobile, les systèmes multimédia sans fil (WIFI, Bluetooth) ou encore les communications spatiales. Elles trouvent également des applications dans certains systèmes radar ou de télé- détection et sont utilisées dans des bandes de fréquences allant de 1GHz jusqu'aux bandes millimétriques. Ces applications sont soumises à des critères sélectifs et à des limitations de poids, de volume et d'épaisseur [1], [3].

I.2. Historique des antennes imprimées

Le concept des antennes micro rubans fut initialement proposé en 1953 par Deschamps aux Etats Unis d'Amérique et en France par Guttan et Baissimot en 1955 [2].

Un peu plus tard le phénomène de rayonnement provenant des discontinuités dans les strip-lines fût observé et étudié par Lewin en 1960 [4]. Au début des années 70, Byron décrit une piste rayonnante conductrice gravée sur un substrat diélectrique ($\epsilon_r < 10$) et repose sur un plan de masse par la suite, les caractéristiques des patchs micro-ruban rectangulaires furent publiées par Howell [4], De son côté, Weinschel, développa plusieurs géométries de patchs micro-ruban pour l'usage en réseau cylindrique [4].

Les travaux additionnels sur les éléments basiques du micro-ruban furent publiés en 1975. A la fin des années 70, les antennes micro-ruban sont devenues plus connues et utilisées dans divers systèmes de communications. De nos jours, elles sont très utilisées dans les appareils téléphoniques, les ordinateurs portables, les systèmes embarqués (missiles, fusées, satellites, etc...) [4].

I.3. Antenne imprimée

Une antenne imprimée est constituée d'une fine couche conductrice métallique de forme arbitraire, appelé élément rayonnant, déposée sur un substrat diélectrique dont la face

inférieure est entièrement métallisée pour constituer un plan de masse. Même en haut de l'élément rayonnant on peut trouver un autre substrat (superstrat) [5].

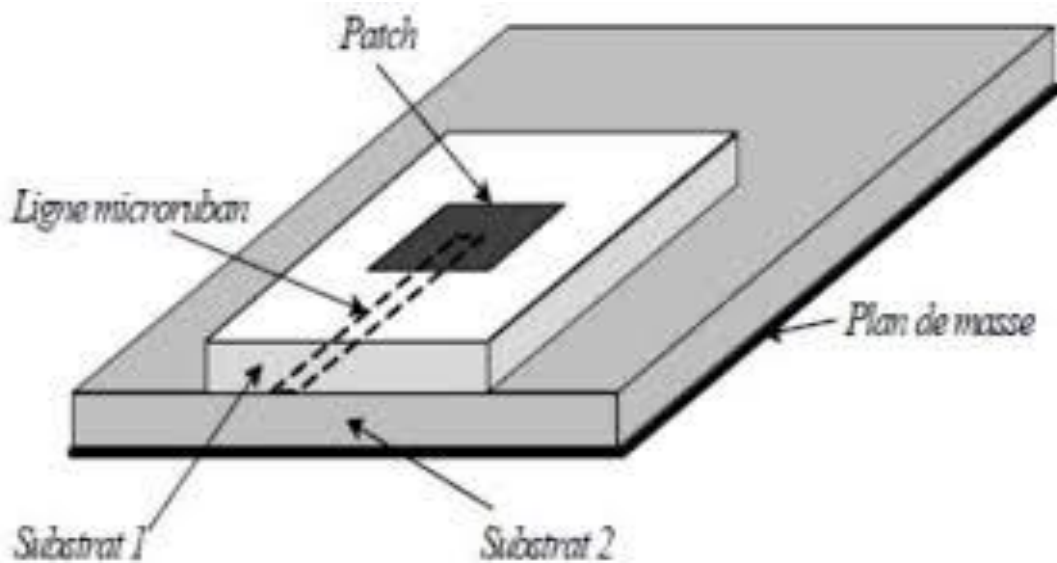


Figure.1: antenne imprimée [5].

I.4. structure d'une antenne imprimée

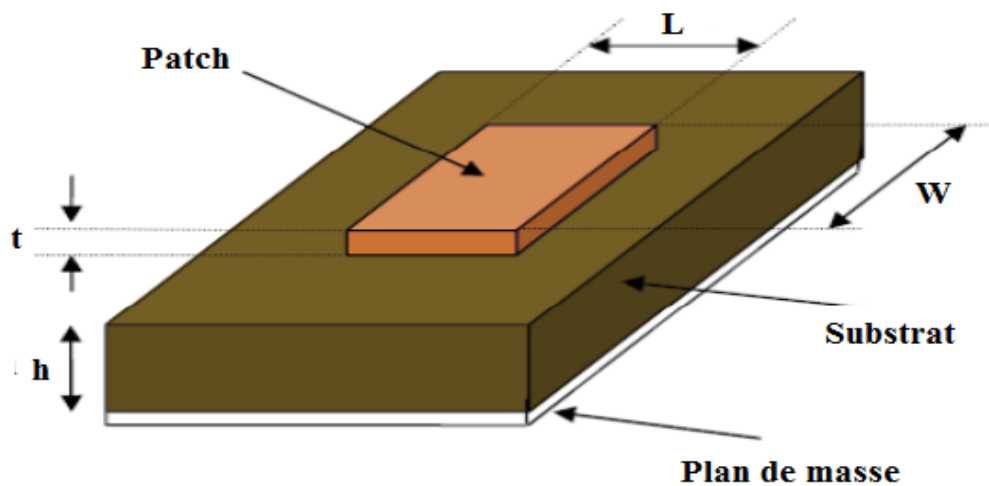


Figure.2: Présentation d'une antenne imprimée [5].

L : Longueur du patch,

t : épaisseur du patch.

W : Largeur du patch,

h : épaisseur du substrat.

I.4.1. L'élément rayonnant

L'élément rayonnant est un conducteur comme le cuivre, l'argent ou l'or (de conductivités respectives $\sigma = 5.8 \cdot 10^7, 6.2 \cdot 10^7$ et $4.1 \cdot 10^7 \text{ S.m}^{-1}$) mince ($t \ll \lambda$) [6].

Actuellement, les antennes patches deviennent de plus en plus importantes en raison de la grande variété des formes géométriques qu'elles peuvent prendre et qui les rendent applicables aux différentes situations d'intégration [7].

En pratique, on trouve essentiellement des rectangles, des disques, et plus rarement des anneaux ou des triangles.

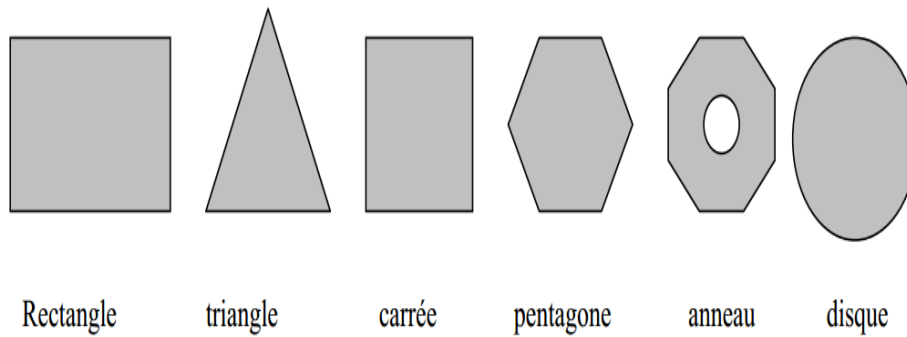


Figure.3 : Divers types d'éléments rayonnants [6].

I.4.2. Le substrat

Le substrat est caractérisé par sa permittivité ϵ_r (généralement $1 \leq \epsilon_r \leq 12$), sa hauteur h par rapport au plan de masse ($h \ll \lambda$, $0.003\lambda \leq h \leq 0.05\lambda$) et sa tangente de pertes diélectrique $\tan\delta$ (de l'ordre de 10^{-3}) [6].

I.4.3. Le plan de masse

Le plan de masse est un métal placé au-dessous du substrat, il est théoriquement de dimension infinie (théorème des images), mais en pratique, il est de l'ordre de 3 à 4 λ , ce qui perturbe les caractéristiques de l'antenne [6].

I.5. Alimentation des antennes imprimée

L'excitation est un point très important en étudiant des antennes imprimées. En effet, l'énergie est fournie à l'élément rayonnant d'une manière où on peut influencer directement sur son rayonnement et modifier ses performances. L'alimentation de l'antenne dépend de la manière dont l'antenne est intégrée dans le dispositif [8].

Les méthodes d'alimentation des antennes plaques peuvent être classées en deux catégories [8] :

- Les alimentations par contact (Par sonde ou ligne micro ruban).
- Les alimentations par proximité (Couplage électromagnétique par ligne ou fente).

I.5.1. Les alimentations par contact (Alimentation directe par une ligne micro ruban)

Dans ce type d'alimentation, une bande de conduite est reliée directement au bord du patch de micro ruban. La bande de conduite est plus petite dans la largeur par rapport au patch.

L'avantage de ce type d'alimentation est qu'elle peut être gravée sur la même face de l'antenne, elle est facile à fabriquer, et simple à adapter à la résonance [6]. C'est l'une des techniques les plus utilisées dans les antennes imprimées, elle a l'inconvénient de générer un rayonnement parasite.

On peut distinguer trois types [8] :

Alimentation par ligne micro ruban à travers un bord rayonnant

Dans ce cas la ligne d'alimentation entre en connexion directement sur le côté rayonnant du patch, cette technique est l'une des méthodes les plus utilisées. Il existe une variation de l'impédance d'entrée car le point d'alimentation est déplacé le long de ce côté [8].

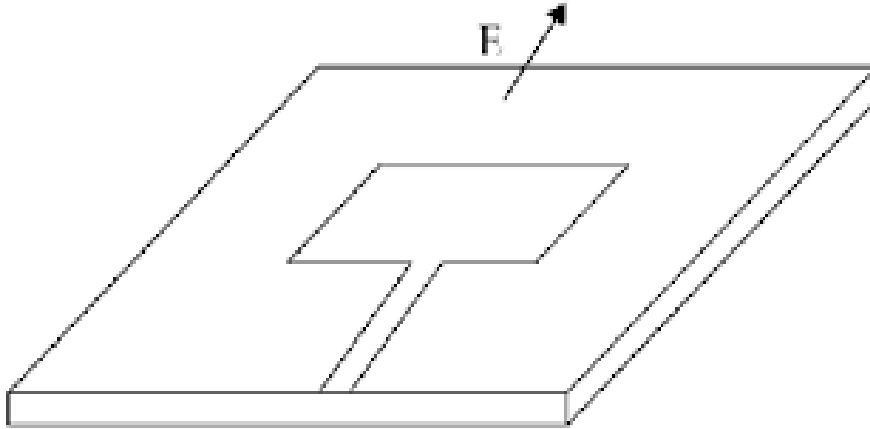


Figure.4 : Le patch alimenté par ligne micro ruban à travers un bord rayonnant [8].

Alimentation par ligne micro ruban à travers un bord non rayonnant

La ligne d'alimentation entre en contact avec le patch sur le bord non rayonnant, dans ce cas les calculs sont plus complexes, car les courants de la ligne d'alimentation, sont orthogonaux à ceux du patch [8].

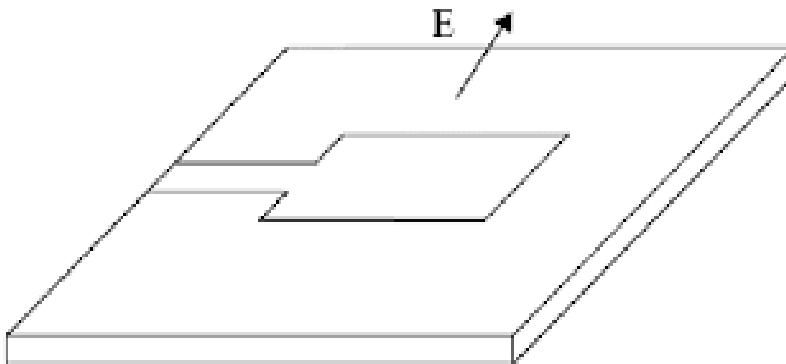


Figure.5 : Le patch alimenté par ligne micro ruban à travers un bord non rayonnant [8].

Antenne patch rectangulaire couplée capacitivement à une ligne micro ruban :

Dans ce cas l'élément rayonnant est couplé capacitivement à la ligne micro ruban injectée dans le substrat. L'utilisation de substrats différents entre la ligne d'excitation et l'antenne peut améliorer la largeur de la bande passante de l'antenne [8].

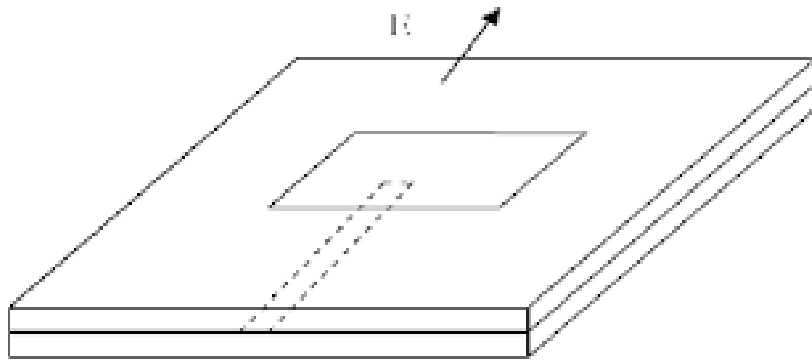


Figure.6 : Le patch couplé capacitivement à ligne micro ruban [8].

I.5.2. Les alimentations par proximité (Couplage électromagnétique par ligne ou fente)

I.5.2.1. Alimentation coaxiale

L'alimentation coaxiale ou l'alimentation de sonde est une technique très utilisée pour alimenter les antennes micro rubans. Dans ce cas le conducteur intérieur du connecteur coaxial traverse le diélectrique et est soudé au patch, alors que le conducteur externe est relié au plan de masse [8]

L'avantage principal de ce type d'alimentation est qu'elle peut être appliquée à n'importe quel endroit choisi à l'intérieur du patch, avec une facilité de fabrication.

Cependant, cette méthode présente des inconvénients au niveau du diagramme de rayonnement. En effet, la connexion génère un pic de courant localisé au niveau de l'élément rayonnant qui peut induire une dissymétrie dans le diagramme de rayonnement [8].

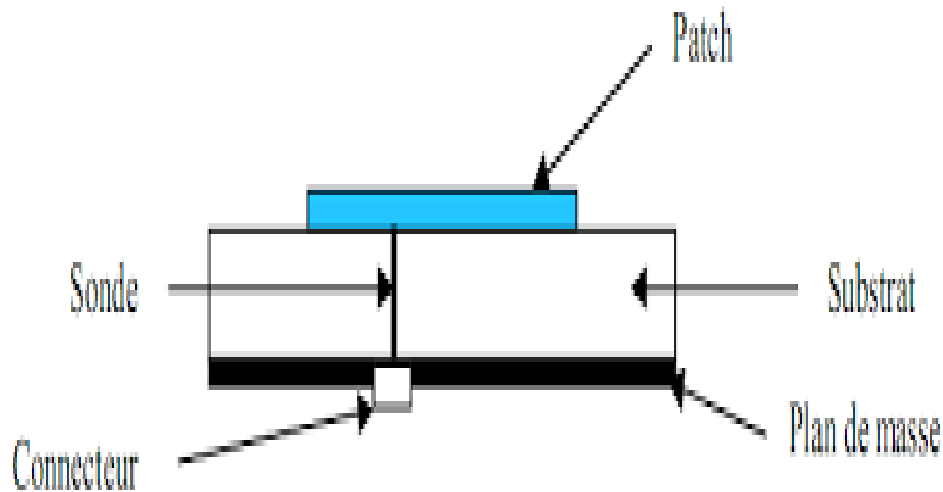


Figure.7: Antenne micro ruban alimenté par sonde [8].

I.5.2.2. Alimentation couplée par ouverture

Dans ce type d'alimentation, le patch de rayonnement et la ligne d'alimentation du micro ruban sont séparés en plan de masse, la jonction entre le patch et la ligne d'alimentation est faite par une ouverture ou une fente dans le plan de masse [8].

Généralement, les matériaux à permittivité élevée sont employés pour le substrat inférieur par contre les matériaux à faible constante diélectrique sont utilisés pour le substrat supérieur dans le but d'optimiser le rayonnement du patch.

Ce type d'alimentation est difficile à concevoir à cause des couches multiples, qui augmentent l'épaisseur d'antenne [8].

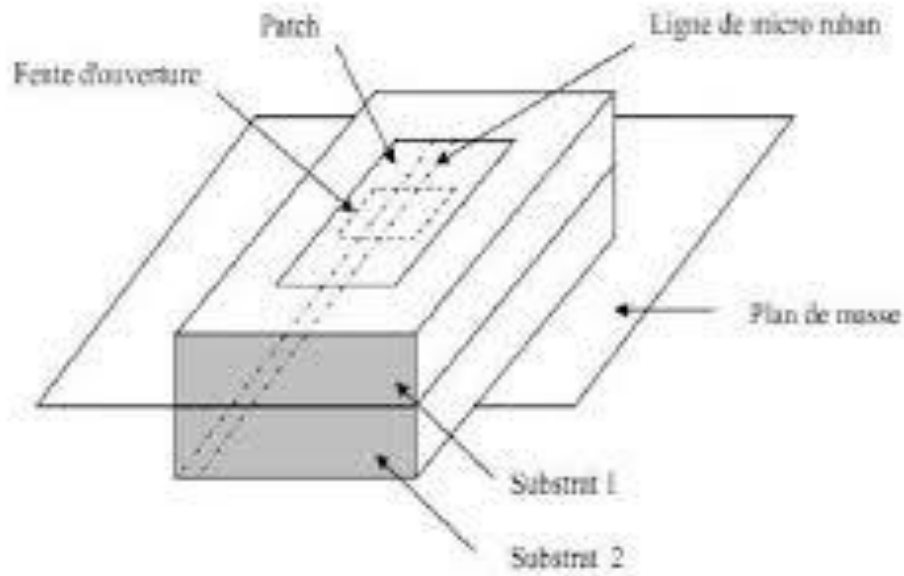


Figure.8 : Alimentation couplée par ouverture [8].

I.5.2.3. Alimentation couplée par proximité

Dans ce type d'alimentation, deux substrats diélectriques sont employés tels que la ligne d'alimentation est entre les deux substrats et le patch de rayonnement est sur le substrat supérieur. L'avantage principal de cette technique d'alimentation est l'élimination du faux rayonnement d'alimentation et l'obtention d'une bande passante plus large et ce par l'augmentation globale de l'épaisseur de l'antenne [8].

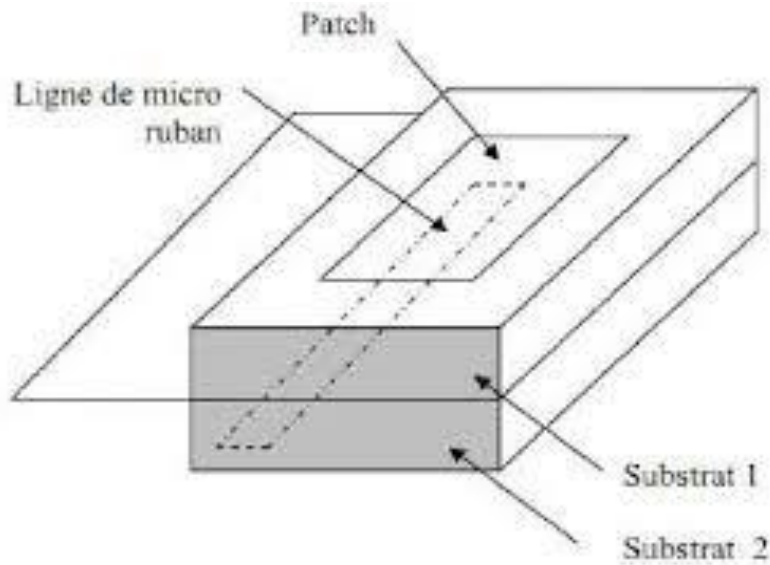


Figure 9: Alimentation couplée par proximité [8].

I.6. Paramètres et comportement d'une antenne imprimée

I.6.1. L'impédance

En ce qui concerne l'émission et conformément à la théorie des circuits linéaires, l'antenne peut être représentée par un dipôle d'impédance d'entrée complexe

$$Z_e(f) = R_e(f) + jX_e(f) \quad (I.1)$$

Chargeant à la sortie du circuit émetteur, modélisé par une source d'impédance interne

$$Z_s = R_s(f) + jX_s(f) \quad [4]. \quad (I.2)$$

Précisons que f est la fréquence de résonance de l'antenne.

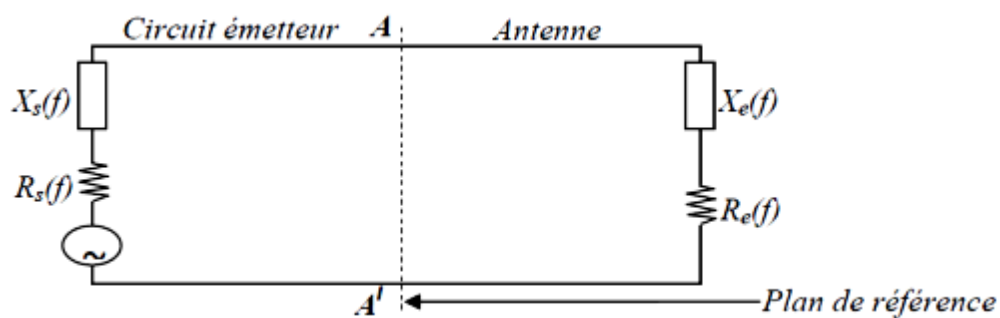


Figure.10: Schéma équivalent du dispositif à l'émission [4].

D'une part, la partie réelle de l'impédance d'entrée $R_e(f)$ caractérise la puissance dissipée par l'antenne, sous forme de rayonnement et de pertes diverses dans sa structure (effet Joule, onde de surface, etc.) et d'autre part, la partie imaginaire $X_e(f)$, d'interprétation plus délicate est liée à la puissance réactive concentrée au voisinage immédiat de l'antenne et au déphasage. L'impédance d'entrée de l'antenne est l'impédance vue de la part de la ligne d'alimentation au niveau de l'antenne [4]. Cette impédance est donnée par l'expression :

$$Z_{in} = Z_0 \frac{(1+S_{11})}{(1-S_{11})} \quad (I.3)$$

Z_0 : Impédance caractéristique de la ligne d'alimentation.

Où S_{11} est fonction de la fréquence, alors Z_{in} varie aussi avec la fréquence.

I.6.2. Bande passante d'une antenne

La bande passante d'une antenne est le domaine des fréquences pour lesquelles son opération est satisfaisante.

En général, la bande passante est définie comme étant la bande de fréquence sur laquelle 90% de la puissance incidente est transmise. Ce pourcentage dépend de ce qui est acceptable pour une application donnée [9].

I.6.3. Diagramme de rayonnement

I.6.3.1. Puissance totale rayonnée

Soit une antenne sans perte, alimentée par une puissance P_A .

L'intensité de rayonnement (I) est la puissance rayonnée dans une direction (θ, φ) dans un angle solide Ω (exprimé en stéradian Sr), elle est donnée par l'équation (I.4).

Par contre, la densité surfacique de rayonnement (S) est définie comme étant la puissance fournie à une surface élémentaire située à une distance R , elle est exprimée par l'équation (I.5). Ainsi, La puissance rayonnée totale correspond à la somme des puissances rayonnées dans toutes les directions de l'espace (Equation (I.6)) [10].

$$I(\theta, \varphi) = \frac{P_A}{\Omega} \quad \left(\frac{W}{Sr} \right) \quad (I.4)$$

$$S(\theta, \varphi) = \frac{P_A}{\Omega \cdot R^2} \quad (W/m^2) \quad (I.5)$$

$$P_{tot}(\theta, \varphi) = \iint S(\theta, \varphi) r^2 \sin \theta \, d\theta \, d\varphi \quad (W) \quad (I.6)$$

I.6.3.2. Fonction caractéristique

La fonction caractéristique de rayonnement $F(\theta, \varphi)$ de l'antenne permet d'avoir une vision globale du rayonnement.

Elle est définie comme étant le rapport de la puissance transmise dans une direction donnée $P(\theta, \varphi)$ la puissance P_{max} de la direction où le rayonnement est maximal. (Equation I.4) [6].

$$F(\theta, \varphi) = \frac{P(\theta, \varphi)}{P_{max}} \quad (I.7)$$

I.6.3.3. Diagramme de rayonnement

Il fournit des informations sur la capacité d'une antenne à rayonner dans l'espace. Il est possible à partir du diagramme de rayonnement, de définir plusieurs paramètres du rayonnement d'une antenne dont le niveau de puissance, l'ouverture, et la direction des lobes secondaires [10], il présente les variations de la puissance rayonnée par unité d'angle solide dans les différentes directions de l'espace [6].

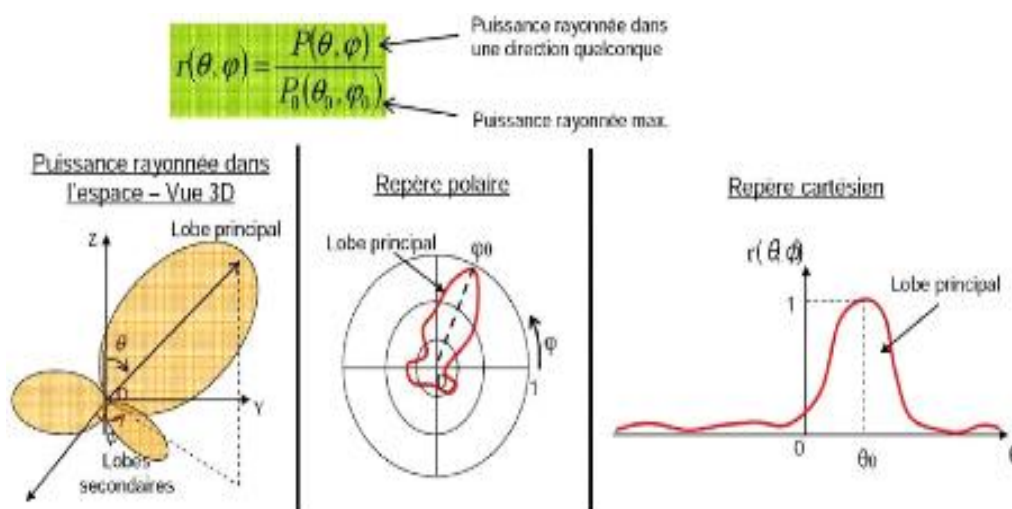


Figure.11: Diagramme de rayonnement [4].

I.6.4. la polarisation

Une antenne émet une onde électromagnétique qui est décrite par 3 vecteurs :

K : Le vecteur d'onde qui est colinéaire à la direction de propagation.

E : Le vecteur champ électrique.

H : Le vecteur champ magnétique.

La polarisation d'une antenne est en fait la polarisation de l'onde émise par celle-ci. On la définit en s'intéressant à la façon dont se propage le vecteur E [9].

I.6.4.1. Polarisation rectiligne ou linéaire

La polarisation de l'onde est dite rectiligne ou linéaire lorsque le champ électrique E se propage en maintenant une direction constante dans le temps [8].

I.6.4.2. Polarisation circulaire

La polarisation de l'onde est dite circulaire lorsque le champ électrique E décrit une hélice à section droite circulaire au cours du temps. Si on projette l'extrémité de E sur un plan orthogonal, on obtient un cercle. Ce cercle peut être décrit en fonction du temps dans un sens ou dans l'autre : On parle alors de polarisation circulaire droite ou gauche [9].

I.6.4.3. Polarisation elliptique

Une onde est polarisée elliptiquement, si son champ électrique décrit une ellipse au cours du temps par rapport à un observateur fixe.

C'est le cas général, lorsque les composantes du champ électrique varient sans relations particulière entre eux. De même que pour la polarisation circulaire, deux types de polarisation sont définis : Gauche et droite [9].

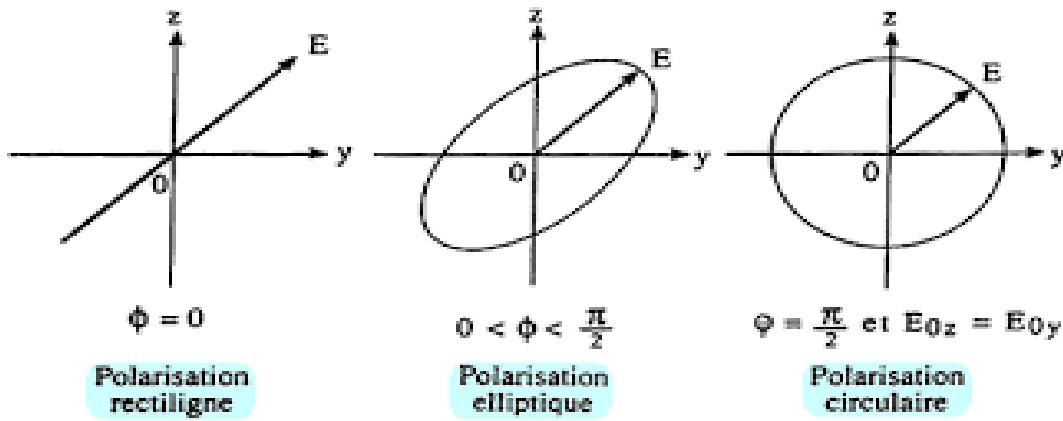


Figure.12 : Les types de polarisation [9].

I.6.5. Directivité

Il est souvent intéressant de connaître la directivité dans la direction du rayonnement maximal [6].

$$D(\theta, \varphi) = \frac{I(\theta, \varphi)}{\frac{P_R}{4\pi}} \quad (I.8)$$

I.6.6. Gain

Le gain $G(\theta, \varphi)$ dans la direction (θ, φ) est une grandeur proche de la directivité. Il est défini comme [9] :

$$G(\theta, \varphi) = \frac{P(\theta, \varphi)}{\frac{P_A}{4\pi}} \quad (I.9)$$

I.6.7. Rendement de l'antenne

Le rendement η d'une antenne traduit sa capacité à transmettre la puissance électrique en entrée P_A sous forme de puissance rayonnée P_R . On le définit comme le rapport entre la puissance totale rayonnée par l'antenne et la puissance qu'on lui est fournie. La directivité et le gain d'une antenne sont reliés par la relation [6] :

$$G(\theta, \varphi) = \eta D(\theta, \varphi) \quad (I.10)$$

I.7. Les paramètres géométriques d'une antenne imprimée

I.7.1. Largeur du patch

La largeur du patch à un effet mineur sur les fréquences de résonance et sur le diagramme de rayonnement de l'antenne, par contre, elle joue un rôle pour l'impédance d'entrée (sur le bord) de l'antenne (équation I.11) et la bande passante à ses résonances [4]

$$R_{IN} = 90 \frac{\varepsilon_r^2}{\varepsilon_r - 1} \left(\frac{L}{W}\right)^2 \quad (\text{I.11})$$

Pour permettre un bon rendement de l'antenne, une largeur W pratique est :

$$W = \frac{c}{2f_{01}} \sqrt{\frac{2}{\varepsilon_{r+1}}} \quad (\text{I.12})$$

Où le terme f_{01} représente la fréquence de résonance fondamentale de l'antenne, en contrepartie, le diagramme de rayonnement est légèrement dégradé car il apparaît plusieurs lobes secondaires.

Avec : C 'est la vitesse de la lumière ($c=3 \times 10^8 \text{ m/s}$) [4]

I.7.2. Longueur du patch

La longueur du patch détermine les fréquences de résonance de l'antenne. Il ne faut surtout pas oublier de retrancher deux fois la longueur ΔL qui correspond au débordement des champs (éq I. 13) [4]

$$L = \frac{\lambda_{g \text{ dielectric}}}{2} = \frac{c}{2f_{01} \sqrt{\varepsilon_{r \text{ eff}}}} - 2\Delta L \quad (\text{I.13})$$

La longueur L doit être légèrement inférieure que la longueur d'ondes dans le diélectrique. A cette fréquence d'opération, λ dépend de la constante diélectrique efficace (ϵ_{eff}). L'effet de débordement du champ fait électriquement, le patch semble plus grand que sa dimension physique. Il y a donc une augmentation de L (éq I.14) de chaque côté de patch. [4]

$$\Delta L = 0.421h \frac{(\epsilon_{eff}+0.3) \left(\frac{L}{h}+0.264\right)}{(\epsilon_{eff}-0.258) \left(\frac{L}{h}+0.8\right)} \quad (I.14)$$

Donc la dimension effective du patch sera [4]:

$$L_{eff} = L + 2\Delta L \quad (I.15)$$

I.8. Choix du substrat

Les substrats possèdent aussi des qualités en tant que métaux, leurs propriétés électromagnétiques sont caractérisées essentiellement par trois grandeurs physiques : conductivité, constante diélectrique relative, angle de perte. Les substrats exploités dans la conception des antennes imprimées sont nombreux et doivent être compatibles avec le matériau de patch [4].

Dans le cas où le matériau du patch de l'antenne est normal comme le cuivre, la permittivité relative du substrat varie de 1 à 12 [4].

Parfois, il est préférable d'utiliser des substrats diélectriques de grande épaisseur et de basse permittivité dans le but d'avoir une grande efficacité et une bande passante large, mais, les pertes par onde de surface augmentent et l'antenne devient de plus en plus encombrante. Au contraire, l'utilisation de minces substrats de permittivités élevées est conseillée pour les circuits micro-ondes permettant la minimisation des ondes de surfaces et des radiations non désirées. Toutefois, l'efficacité et la bande passante diminuent à cause de la grande perte dans le substrat. [4].

Dans le cas où le matériau de patch est supraconducteur, le substrat doit être monocristallin, de préférence isotrope pour permettre de limiter les défauts lors de la croissance du supraconducteur.

Ainsi que les pertes diélectriques doivent être les plus faibles possibles. Les tangentes de pertes des substrats employés sont généralement inférieures à 10^{-5} à $T=77$ K [4].

Les matériaux diélectriques utilisés

Le substrat joue un rôle double dans la technologie microbande. Il est à la fois un matériau diélectrique, où viennent se graver les circuits, et une pièce mécanique, car il supporte la structure.

Cela implique des exigences à la fois sur le plan mécanique et électrique, parfois difficiles à concilier d'épaisseur généralement faible devant la longueur d'onde de fonctionnement ($h \ll \lambda_0$), le substrat diélectrique affecte le comportement et les performances électromagnétiques de l'antenne [4].

On préfère souvent utiliser des substrats à faibles pertes diélectriques ($\tan \delta < 10^3$) qui favorisent le rendement de l'antenne et ceux à permittivité relative faible ($\epsilon_r < 3$) qui améliorent, le rayonnement tout en diminuant les pertes par ondes de surface pour une épaisseur donnée.

Les principales catégories de matériaux diélectriques utilisées sont [11] :

- Les matériaux semi-conducteurs

De type Arséniure de Gallium (GaAs) ou Silicium (Si), la surface disponible, généralement réduite pour réaliser des antennes, destinées à des applications dans le domaine millimétrique [11].

- Les matériaux ferromagnétiques

Ces matériaux comprennent les substrats ferrite. L'effet gyromagnétique est mis à profit pour concevoir des circulateurs, des isolateurs ou encore des antennes plaques rayonnant naturellement une onde en polarisation circulaire. Ce sont des matériaux anisotropes à forte permittivité relative (de 9 à 16) et à faibles pertes diélectriques [11].

- Les matériaux synthétiques

La plupart de ces matériaux possèdent d'excellentes propriétés électriques, une permittivité proche de 2 avec de faibles pertes ($\tan \delta < 0,003$). Cependant, les pertes deviennent vite importantes lorsque l'on monte en fréquence ($\tan \delta > 0,01$ à 26.5 GHz).

Un exemple de ces matériaux : le polyéthylène, le polyester, le téflon, le polypropylène, etc...) [11].

- Les matériaux céramiques

Couramment employés pour les circuits micro rubans, dont le plus répandu est sans doute l'alumine (Al_2O_3) avec une permittivité relative autour de 10. D'un point de vue mécanique, ces substrats disposent généralement d'excellentes qualités de surface et de rigidité mais sont cassants et donc fragiles. Leurs permittivités sont pour la plupart élevées et ils présentent de faibles pertes $\tan \delta = 10^{-3}$ [11].

- Les matériaux TMM (Thermoset Microwave Material)

Ces matériaux constitués de résines chargées de différents composants céramiques de faibles pertes ($\tan < 0.0018$) pour des permittivités respectivement égales à 3.25, 4.5, 6.5 , 9.8.

Rigides et moins cassants que les céramiques, ils conservent leurs dimensions et leurs permittivités à des températures élevées [11].

I.9. Matériaux employés pour la réalisation d'antenne

I.9.1. Matériaux composites polymère-céramique

Le composite polymère céramique est un bon choix pour la technologie d'antenne, comme ils fournissent des moyens pour commander les propriétés diélectriques du substrat $\epsilon_r = 2$ jusqu'à $\epsilon_r = 20$ ou même à 30, tenant compte de la miniaturisation [12].

Leur perte diélectrique est typiquement $\tan \delta < 0,02$ pour les fréquences jusqu'à plusieurs GHz. Pour obtenir une constante diélectrique plus élevée en utilisant des mélanges de polymère, la poudre en céramique est dispersée dans le polymère tandis qu'humide. Un tel polymère est le polydiméthylsiloxane (PDMS), les polymères organiques à base de silicone LCPs (polymère liquide cristal) sont d'autres polymères mais ont une

faible constante diélectrique. Le PDMS est une hydrophobe écurie à température élevée (jusqu'à 200°C), mais également de faible coût [12].

En outre, le PDMS a des pertes diélectriques très faibles pour des fréquences jusqu'à plusieurs GHz. Les diverses poudres en céramique, à savoir le titanate de baryum ($BaTiO_3$), le $Mg - Ca - Ti$ (MCT), titanate de strontium ($MgTiO_3$ ou D270) de Trans-Tech Inc, et Bi-Ba-ND-Titanate (BBNT) de Ferro Corp, elles pourraient être employées pour se mélanger aux matrices de polymère. Spécifiquement, on peut obtenir des diélectriques par la charge $BaTiO_3$ avec une constante diélectrique (de $\epsilon_r = 10$ à les milliers), selon sa forme chimique, taille de grain, température et les dopants supplémentaires. Les poudres BBNT, MCT et D270 ont des constantes diélectriques $\epsilon_r = 95, 140$ et 270 , respectivement.

I.9.2. Matériaux en céramique pour des applications dans les antennes mobiles

Nous décrivons deux cas concernant les antennes en céramique miniaturisées à micro-ondes : l'antenne à résonateur diélectrique (DRA) avec la métallisation partielle et l'antenne patch avec court-circuit (PIFA). Le bon choix de matériau en céramique assure une miniaturisation optimale et une efficacité de rayonnement élevée des antennes [12].

Les dimensions d'une antenne patch en céramique diminuent au facteur de $\epsilon_r^{-1/2}$ pour des valeurs croissantes de la constante diélectrique ϵ_r du matériau en céramique [12].

I.10. Applications des antennes imprimées

Vue leurs avantages et leurs capacités de répondre aux exigences technologiques actuelles, les antennes patchs couvrent un bon nombre d'applications, parmi lesquelles on peut citer [6] :

- Les télécommunications par satellites.
- La commande et le contrôle.
- La télémétrie par missile
- Les équipements portatifs
- Les antennes d'émissions utilisées en médecine
- Les récepteurs satellites de navigation

I.11. Avantages et inconvénients des antennes patch

Actuellement, les antennes micro rubans sont largement utilisées, leurs applications couvrent un large domaine de fréquence 100 MHz à 100 GHz, leur configuration et dimensions favorisent leurs intégrations sur de nombreux mobiles (avion, voiture, missile) [8].

Parmi les avantages de ces d'antennes, on peut citer [8] :

- Profil plat
- Faible poids.
- Volume réduit.
- La conformabilité et la possibilité d'intégrer les circuits micro-ondes au niveau des antennes.
- Simplicité de leurs structures.
- Faible coût de fabrication donc la production en grandes quantités devient facile.
- Plusieurs éléments radiants peuvent être placés sur la même plaque avec le réseau d'alimentation ou avec d'autres circuits imprimés (déphaseurs, commutateurs, etc.).
- Cependant, elles présentent les inconvénients suivants [8] :
- Faible bande passante (1 à 5 %), le facteur de qualité Q , va d'environ 50 jusqu'à 75.
- Faible puissance.
- Impureté de la polarisation.
- Faible gain.
- Faible
- efficacité.

I.12. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un aperçu général sur les antennes imprimées. Nous avons parlé de leur structure, leurs techniques d'alimentations, leurs avantages et inconvénients et finalement leurs applications.

CHAPITRE II :

**Les antennes sans fil dans le corps
humain**

II.1. Introduction

Ce chapitre est introductif et montre clairement l'état de l'art sur les antennes implantables pour la télémétrie médicale, après une brève introduction sur la médecine sans fils (La télémédecine), quelques dispositifs médicaux implantables parmi lesquels on trouve les implants cardiaques, tels que les stimulateurs cardiaques.

Pour les communications sans fil dans le domaine médical, les antennes implantées peuvent opérer dans la bande de fréquence MICS (Medical Implant Communications Service) qui est de 402-405 MHz, et dans la bande ISM (Industrial, Scientific and Medical bands)

En plus, pour établir une liaison sans fil à l'intérieure du corps humain, il faut faire attention au niveau de la conception de l'antenne qui doit être de petite taille.

II.2. Télémédecine

II .2.1. Définition

La télémédecine est la partie de la médecine qui utilise la transmission par télécommunication d'informations médicales (images, comptes-rendus, enregistrements, etc.), en vue d'obtenir à distance un diagnostic, un avis spécialisé, une surveillance continue d'un malade, une décision thérapeutique [13], et les technologies du numérique appliquées à la santé couvrent le champ de la santé ou télésanté et offrent des possibilités nouvelles d'accès aux soins, des champs nouveaux dans l'organisation des soins, des pratiques professionnelles et la formation des professionnels de la santé [14].

Les applications de la télémédecine sont larges, allant de la télémédecine médicale permettant de réaliser à distance des actes médicaux pour des malades, à la télémédecine informative qui s'occupe de la diffusion du savoir médical et des protocoles de prise en charge des malades et des soins [14].

La télémédecine représente ainsi le déploiement des technologies de l'information et de la communication dans le secteur médical, elle ne remplacera jamais le contact immédiat médecin-malade mais vient s'ajouter aux outils du médecin au service du patient [15].

Les premiers programmes de télémédecine ont été adoptés par les pays où la densité de population est faible, pour répondre au problème d'isolement géographique de certaines populations [15].

Parmi les avantages de ces d'antennes, on peut citer [14] :

- Se pratique à distance.
- Recours aux TIC's (technologies de l'Information et de la Communication).
- Intègre un professionnel médical.



Figure.13 : la télémédecine [14].

II .2.2. Les cinq composantes de la télémédecine

La télémédecine est définie par le code de la santé publique (art. L.6316-1), comme « une forme de pratique médicale à distance utilisant les technologies de l'information et de la communication ». Elle repose sur cinq types d'actes : La télésurveillance médicale, la téléconsultation, la télé-expertise, la téléassistance médicale et enfin la régulation médicale [16].

II .2.2.1. Télésurveillance médicale

La télésurveillance médicale a vocation de permettre à un médecin d'interpréter à distance les données nécessaires au suivi médical d'un patient. Elle permet au médecin de prendre des décisions à distance concernant la prise en charge du patient et éventuellement de déléguer des actions à un autre professionnel de la santé [14]. Elle permet [17] :

- D'améliorer le suivi médical à distance (post thérapeutique, préventif et curatif) et à domicile des personnes âgées en perte d'autonomie ou atteintes de pathologies chroniques.
- De fournir un accompagnement personnalisé à la personne concernée.
- D'éviter le prolongement de certaines hospitalisations et d'anticiper le retour au domicile.

II .2.2.2. Téléconsultation

Elle a pour objet de permettre à un professionnel médical de donner une consultation à distance à un patient. Un professionnel de santé peut être présent auprès du patient et, le cas échéant, assister le professionnel médical au cours de la téléconsultation [14].

II .2.2.3. Télé-expertise

Elle a pour objet de permettre à un professionnel médical de solliciter à distance l'avis d'un ou de plusieurs professionnels médicaux en raison de leurs formations ou de leurs compétences particulières [14].

II .2.2.4. Téléassistance médicale

Elle a pour rôle de permettre à un professionnel médical d'assister à distance un autre professionnel de santé au cours de la réalisation d'un acte [14].

II .2.2.5. Régulation médicale

La régulation médicale est un acte médical pratiqué par téléphone par un médecin régulateur à distance d'un patient. Elle permet au patient de bénéficier du juste soin grâce à l'adaptation de la réponse au niveau des soins requis pour le patient [18].

Vous avez dit télémédecine ?



Une activité médicale qui respecte entièrement vos droits

Dans le cadre d'un acte de télémédecine, tous vos droits en tant que patient ainsi que la déontologie médicale sont respectés. Vos données médicales restent confidentielles.

CONFIDENTIEL



De nombreux bénéfices pour votre santé

Accès rapide aux médecins spécialistes
Confort de vie
Proximité
Des soins de qualité
Prise en charge personnalisée

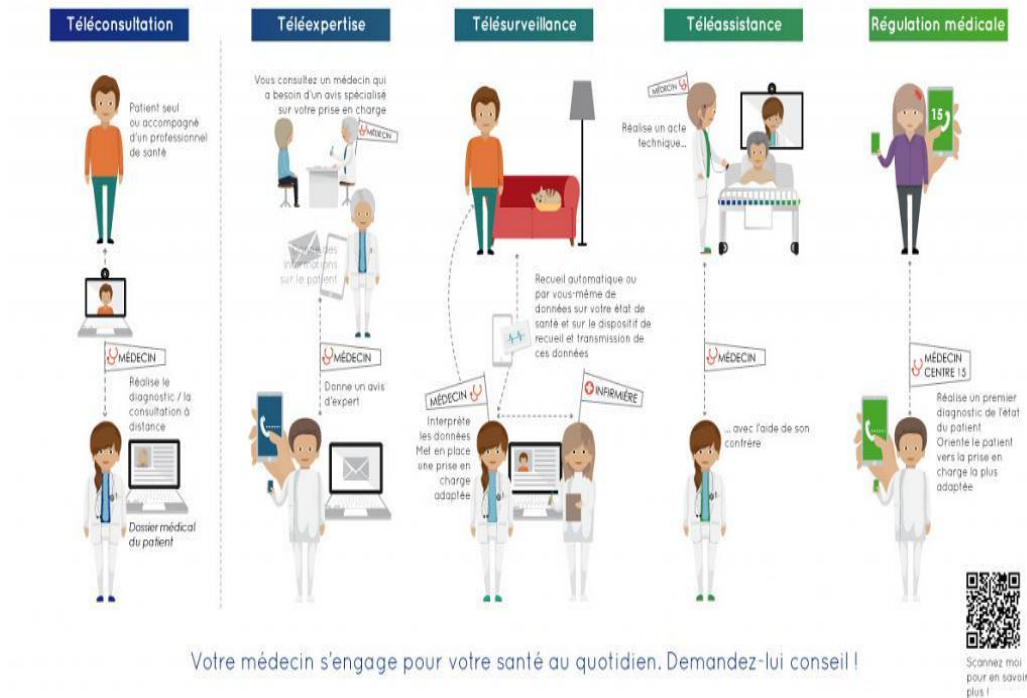


Figure.14 : Les cinq composantes de la télémédecine [15].

II .2.3. Les domaines de la télémédecine

Les grands domaines concernés par la télémédecine [19] :

- Diagnostic.
- Traitement (et coordination).
- Recherche.
- Évaluation.
- Formation.

II .2.4. Exemples de spécialités

Quelques exemples de spécialités [19] :

- **Téléconsultation** : Consultation, diagnostic et suivi du patient à distance.
- **Télé-Expertise** : Demande d'un deuxième avis à un médecin référent (Médecin Expert).
- **Téléassistance à domicile** : Téléalarme pour personnes âgées, femmes enceintes, handicapés...
- **Téléassistance des voyageurs isolés** : Nautisme, montagne, trekking ...
- **Télésurveillance** : surveillance du patient à distance.
- **Téléformation (e-learning)** : Formation et enseignement médical à distance.
- **Télé-Medico-Social** : Encadrement du patient maintenu à domicile.
- **Télétransmission** : Transferts d'informations médicales entre professionnels de santé et patient (Réseaux de soins).
- **Télé-Radiologie** : Interprétation d'examens radiologiques à distance (diagnostic et expertise).
- **Télé-Chirurgie** : Opération chirurgicale assistée à distance par ordinateur.
- **Télé-Psychiatrie** : Consultation, diagnostic et suivi d'un patient par un psychiatre.
- **Télé-Staff** : Réunion de professionnels de santé en visioconférence.

II.3. Dispositifs implantables

II.3.1. Qu'est-ce qu'un dispositif médical ?

Un dispositif médical est un produit de santé. Il accomplit son action médicale par un moyen mécanique. Beaucoup de produits différents répondent à cette définition.

Exemples : Un pansement qui couvre une blessure, une prothèse qui remplace une articulation abîmée, un scanner qui prend une « photo » du corps pour permettre au médecin de poser un diagnostic, un défibrillateur externe qui envoie une décharge électrique pour redonner un rythme cardiaque normal [20].

II .3.2. Qu'est-ce qu'un dispositif médical implantable ?

II .3.2.1. Historique

Le développement de circuits intégrés (CI), au cours des 35 dernières années, a facilité l'évolution de petits dispositifs médicaux complexes et hautement intégrés. La demande croissante pour des opérations chirurgicales non invasives a rendu l'utilisation de dispositifs médicaux implantables (DMI) dans le cadre de procédures médicales très attrayantes, par conséquent, des procédures invasives courantes pour obtenir des données physiologiques et biologiques peuvent être évitées en utilisant des dispositifs implantables, le grand impact des dispositifs implantables a été démontré par l'introduction de stimulateurs cardiaques au début des années 1960, ce qui a permis la surveillance et le traitement dans le corps humain [9].

II .3.2.2. Définition

Conformément aux dispositions du code de la santé publique, les dispositifs médicaux implantables (DMI) sont conçus pour être implantés en totalité ou en partie dans le corps humain ou placés dans un orifice naturel [21]. Par exemple, le pacemaker (stimulateur cardiaque ou pile), les prothèses articulaires de hanche.

Beaucoup des personnes à travers le monde dépendent de dispositifs médicaux implantables pour l'amélioration des conditions de soin et de vie. Les DMI sont utilisées pour plusieurs applications selon leur fonction, donc on a distingué deux catégories différentes :

- ✓ La première catégorie comprend tous les dispositifs utilisés pour diagnostiquer diverses maladies, Ces DMI en plus de leur système de communication avec l'environnement externe comprennent certains capteurs qui interagissent avec le corps humain pour mesurer les données physiologiques nécessaires. Cette catégorie comprend les microsystèmes implantés dans le corps humain pour surveiller les signaux biologiques importants [9].
- ✓ La deuxième catégorie comprend les dispositifs implantables utilisés comme stimulateurs, Les stimulateurs reçoivent des informations d'une unité externe et stimulent des nerfs spécifiques. De tels dispositifs sont des stimulateurs cardiaques et des défibrillateurs cardio-vasculaires, des stimulateurs électriques fonctionnels (FES), des implants cochléaires et rétiniens [9].

II .3.2.3. Le pacemaker (Stimulateur cardiaque)

Le stimulateur cardiaque est un appareil électronique qui permet au cœur de battre à un rythme cardiaque régulier (il surveille le rythme cardiaque).

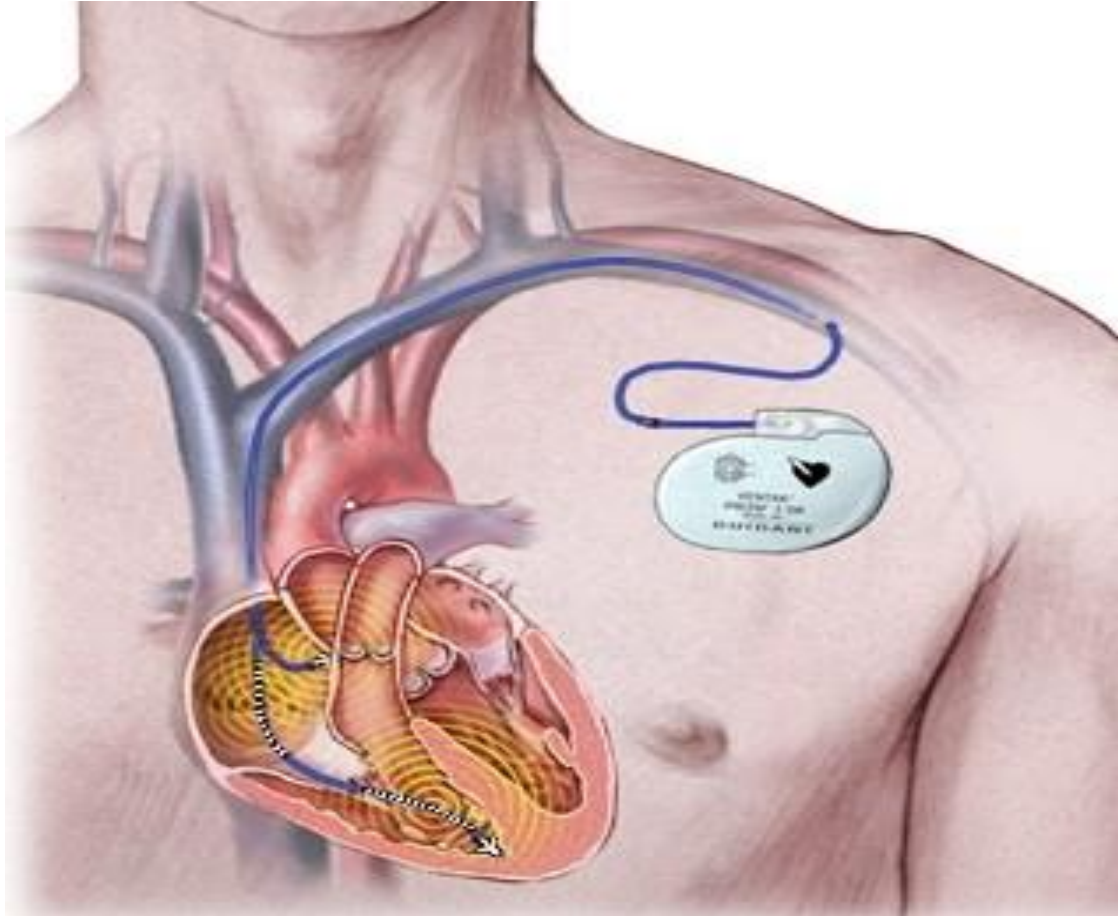


Figure.15: Le pacemaker [20].

Caractéristiques du stimulateur cardiaque

✓ Le générateur d'impulsion

Le générateur d'impulsion est un petit ordinateur qui contrôle le rythme cardiaque ou bien le rythme des impulsions envoyées au cœur.

Dans le cas où le rythme cardiaque de cœur est trop lent, il envoie au cœur des impulsions électriques pour corriger leur rythme.

✓ La sonde de stimulation

C'est un fil souple et isolé, une extrémité est reliée au cœur et l'autre est relié au générateur qui transmet des impulsions électriques au cœur (en peut avoir une ou plusieurs sondes).

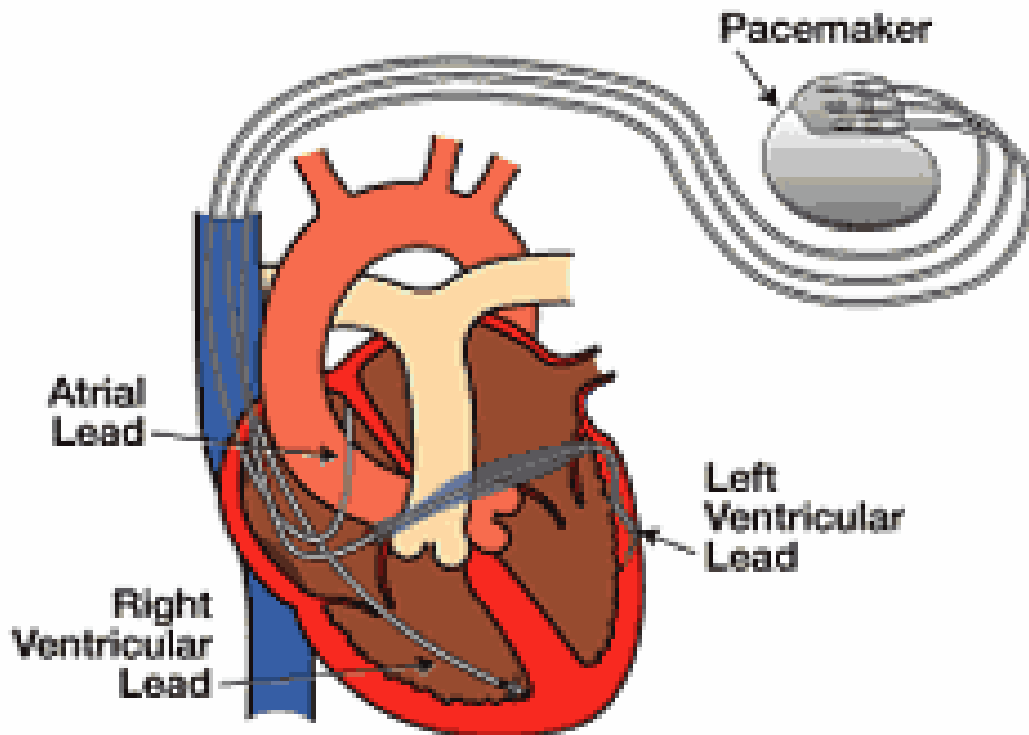


Figure.16: la position des sondes de pacemaker [20].

II .3.2.4. Système de capteur de pression intracrânienne

C'est un système qui est utilisé pour surveiller la pression intracrânienne. La nécessité de surveiller la pression intracrânienne est soit due à une blessure à la tête ou une déformation génétique. Le dispositif implantable est alimenté par un couplage inductif provenant d'une unité de commande externe. Grâce au même couplage, l'échange de données est assuré [21].

II .3.2.5. Implant cochléaire

L'implant cochléaire est un implant électronique qui vise à fournir un certain niveau d'audition pour certaines personnes atteintes d'une surdité profonde ou sévère et pour des personnes souffrant d'acouphènes (C'est un dispositif fait la conversion de l'énergie sonore mécanique en signaux électrique) [22].

Les antennes sans fil dans le corps humain

L'implant cochléaire est un appareillage auditif composé de deux parties :

- Une partie interne posée chirurgicalement.
- Une partie externe : Contour associé à une antenne.

Ces deux parties sont indépendantes mais indissociables. Le système ne sera fonctionnel qu'après les premiers réglages de la partie externe [22].

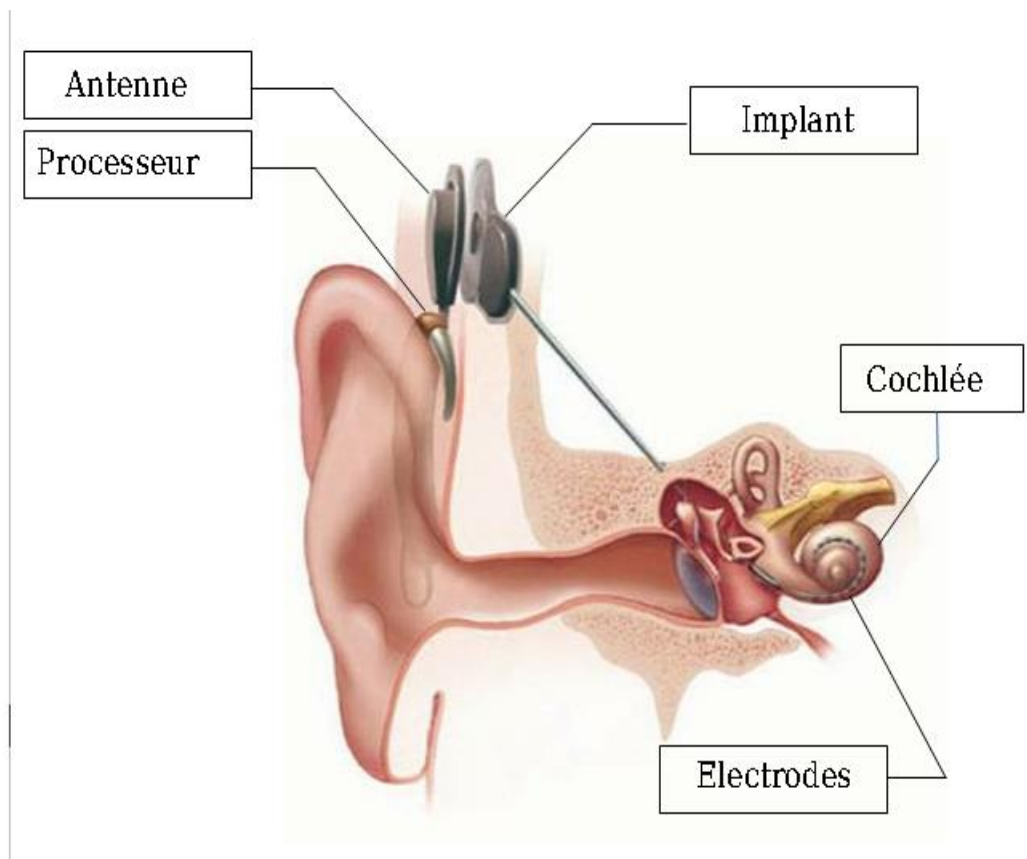


Figure.17: schéma d'un Implant cochléaire [21].

Comment fonctionne l'implant cochléaire ?

Le fonctionnement de l'implant cochléaire [22] :

1. Le microphone de l'appareil externe, appelé processeur vocal, capte les sons, les voix.
2. Le processeur vocal les transforme en signaux numériques.
3. A travers l'antenne, ces informations numériques sont envoyées à la partie interne.

4. Le récepteur-émetteur de la partie interne transforme ces informations en signaux électriques.
5. Ces signaux sont transmis au faisceau d'électrodes pour stimuler le nerf auditif.
6. Le cerveau analyse les signaux reçus.

II .3.2.6. Implant rétinien

Un implant rétinien est un implant électronique qui substitue les photorécepteurs se fixant au niveau de la rétine afin de restaurer partiellement la vision [23].

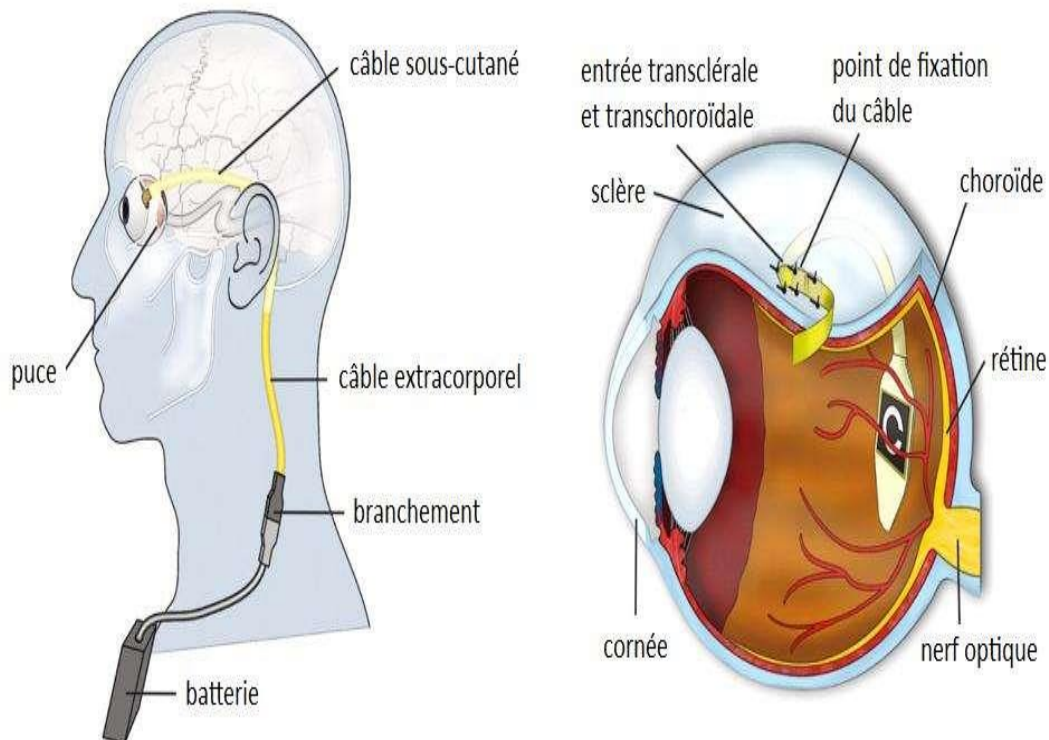


Figure.18: implant rétinien [22].

Les avantages d'un Implant rétinien

Ce dispositif a la possibilité de restaurer partiellement la vue et d'améliorer ainsi l'autonomie et la mobilité des patients, bien que les preuves de ses effets à long terme ne soient pas accessibles. Les études ont démontré que les patients qui ont reçu l'implant ont connu une amélioration de leur performance en détection des mouvements, en reconnaissance des lettres et en perception des couleurs [23].

II.4. Les antennes implantables (les antennes sans fil dans le Corp humain)

II.4.1. Antennes sans fil dans les applications biomédicales

La technologie sans fil moderne et la miniaturisation des antennes et des composants électroniques jouent un rôle très important pour rendre la télémédecine possible. Les systèmes de transmission sans fil sont de plus en plus employés dans les applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain dans les diagnostics médicaux et les suivis thérapeutiques pour des applications diverses. Parmi ces systèmes, on trouve le pacemaker, le défibrillateur implantable et la capsule endoscopique qui fonctionnent à l'intérieur du corps humain. Les moniteurs du rythme cardiaque, de la pression artérielle, de la saturation de l'oxygène dans le sang, de la respiration et de l'électrocardiogramme (ECG) sont des circuits médicaux portables permettant de fournir plus d'indications réalistes sur l'état de santé du patient en temps réel. Les liaisons sans fil à faible portée permettent de connecter ces circuits médicaux non invasifs avec les équipements de surveillance et de contrôle, ce qui permet d'améliorer le confort et la mobilité du patient et de limiter les frais d'hospitalisation [24].

Les réseaux BAN (Body Area Network) sont aussi employés en télémédecine pour transférer des données vitales issues de biocapteurs, installés à l'intérieur et ou à l'extérieur du corps humain, à des centres de surveillance à travers le réseau GPRS, ce qui permet de contrôler en permanence l'état du patient [25].

II.4.2. Canal de propagation

Pour établir les liaisons de communications nécessaires pour les circuits biomédicaux, des antennes qui sont placées à l'intérieur ou à l'extérieur du corps humain doivent être caractérisées à travers des techniques numériques et expérimentales, 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 [24]. 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 [25].

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.) [26]. 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 [24].

II.4.3. Fréquences disponibles

Pour les communications sans fil dans le domaine médical, les antennes implantées peuvent opérer dans la bande de fréquence MICS (Medical Implant Communications Service) qui est de 402-405 MHz. L'MICS est un service radio ultra basse puissance pour la transmission des données qui a pour but de faciliter le diagnostic et les fonctions thérapeutiques. La bande de fréquence MICS, qui correspond à $\lambda_{\text{air}} = 74 \text{ cm}$ et $\lambda_{\text{body}} = 9 \text{ cm}$, est régularisée par le FCC (Federal Communication Commission) et l'ERC (European Radiocommunication Committee) [24]. D'après l'ETSI (European Telecommunications Standards Institute), la puissance rayonnée maximale dans cette bande de fréquence est de $25 \mu\text{W}$ ERP. Cette limite permet au niveau de puissance implantée d'être amplifiée pour compenser les pertes causées par les tissus humains [26].

Les bandes ISM (Industrial, Scientific and Medical bands) à licence libre sont aussi attribuées aux circuits biomédicaux. Les fréquences allouées aux antennes radiofréquence (RF) dans ces bandes sont 434 MHz, 868 MHz et 2.4 GHz en Europe et 315 MHz, 915 MHz et 2.4 GHz aux U.S [27]. Récemment, les bandes de fréquence 1.2 GHz, 1.4 GHz ainsi que la bande MedRadio (Medical Device Radiocommunication Service), qui va de 401 à 406 MHz sont utilisées pour les applications médicales [28].

II.4.4. Exemples des antennes implantables

Pour établir une liaison sans fil à l'intérieure du corps humain, il faut faire attention au niveau de la conception de l'antenne qui doit être de petite taille.

La forme de l'implant détermine le type d'antenne utilisé. Normalement, la forme de l'antenne est définie par le boîtier de l'implant. Une antenne plate pourrait être appropriée pour un stimulateur cardiaque, tandis qu'une antenne hélicoïdale est nécessaire pour l'application d'un implant urinaire. Les éléments rayonnants implantables les plus couramment utilisés dans la bande Med Radio sont les éléments rayonnants planaires en

spirale et en méandres. En effet, leurs géométries avec et sans broche de mise à la terre facilitent la miniaturisation [9]. On cite quelques exemples des antennes implantables :

II.4.4.1. Antenne imprimée

L'antenne imprimée (ou l'antenne patch) est de faible profil conformable à des surfaces planes et non planes dont l'élément rayonnant est une surface conductrice généralement carrée, séparée d'un plan réflecteur conducteur par une lame diélectrique mécaniquement robustes lorsqu'elles sont montées sur des surfaces rigides, compatibles avec les conceptions MMIC (Monolithic Microwave Integrated Circuits) [9], [29].

Sa réalisation ressemble à un circuit imprimé double face, substrat, elle est donc favorable à une production industrielle, Elle peut être utilisée seule ou comme élément d'un réseau. De même, elle peut être intégrée au plus près des circuits électroniques en occupant un volume réduit et se conformant à différents types de surface [29].

Dans le domaine de la communication sans fil, les antennes imprimées sont intéressantes pour les applications implantables en raison de leur souplesse de conception, de leur conformabilité et de leurs formes, elles sont peu coûteuses, légères et faciles à intégrer avec l'électronique d'accompagnement [9].

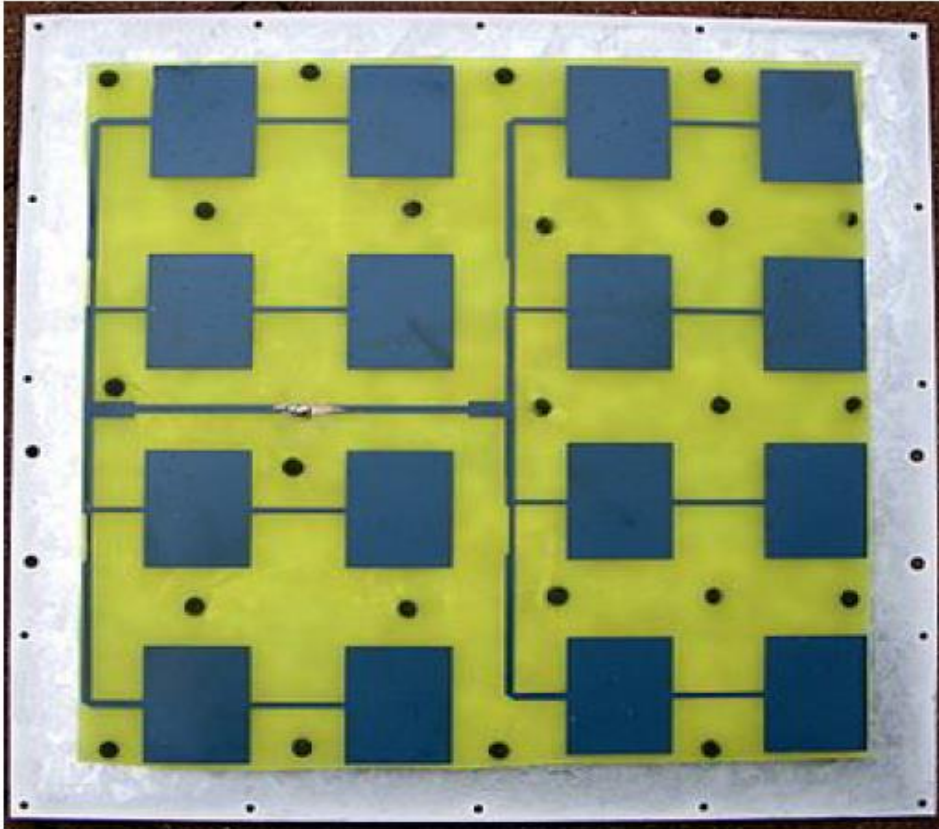


Figure.19 : Antenne patch 2,4 GHz. [25].

II.4.4.2. Antenne F inversée plane (PIFA)

L'antenne PIFA est le résultat de la transformation de l'antenne IFA (Inverted F Antenna) d'un élément filaire horizontale à une structure planaire afin de compenser ses pertes de désadaptation et améliorer ses caractéristiques de rayonnement, cette structure est constituée d'un élément rayonnant métallique parallèle au plan de masse. Un des bords du patch est relié à la masse par un plan de court-circuit qui constitue l'un des particularités de cette antenne. L'élément supérieur est généralement excité par une sonde coaxiale qui pénètre le substrat diélectrique [29].

La variation de ses dimensions, la position d'alimentation, le plan du court-circuit, la hauteur du substrat modifie les performances du PIFA [30].

Les concepteurs d'antennes sont toujours à la recherche de moyens créatifs pour améliorer les performances. Une méthode utilisée dans la conception des antennes à plaques est d'introduire des broches de court-circuit (de la plaque au plan de masse) à divers endroits qui mènent à l'antenne PIFA [9].

Le PIFA est de plus en plus utilisé dans les applications des dispositifs implantables. L'antenne est résonnante à un quart de longueur d'onde (ce qui réduit l'espace nécessaire dans l'implant) et possède généralement de bonnes propriétés SAR. Cette antenne ressemble à un F inversé, ce qui explique le nom PIFA. L'antenne PIFA est populaire parce qu'elle a un profil bas et un motif omnidirectionnel [31].

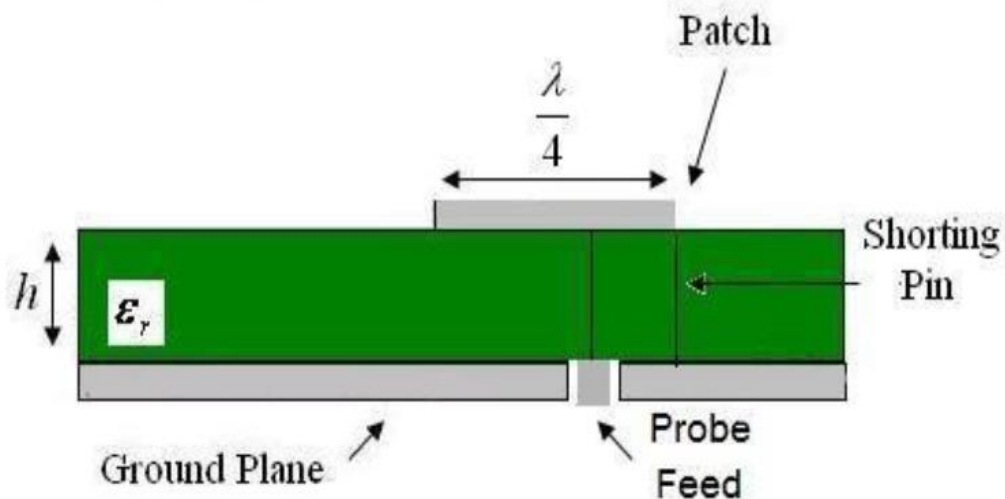


Figure.20 : L'ANTENNE PATCH INVERSE-F (PIFA) [9].

II.4.5. Conception d'antennes

Pour la conception d'antenne, on utilise logiciel de simulation électromagnétique (CST), qui permet de faire l'optimisation pour les paramètres d'antenne.

Met en œuvre la méthode des intégrales finies associées aux conditions limites pour résoudre un problème électromagnétique. L'utilisation de ce logiciel requière beaucoup d'expérience afin d'optimiser le temps de conception, plusieurs étapes sont nécessaires [9] :

- ❖ Définir la structure de l'antenne à l'aide de paramètres : Différentes fonctions du logiciel permettent de définir des structures simples et d'effectuer des opérations booléennes sur ces structures.
- ❖ Définir des matériaux diélectriques et conducteurs.
- ❖ Définir les conditions limites : Plusieurs types de conditions limites peuvent être définis dont un mur électrique ou un espace ouvert.
- ❖ Définir le port d'alimentation : Deux types de ports sont disponibles dont le port guide d'onde utilisé pour alimenter les lignes microstrips ou

coplanaires et les câbles coaxiaux, ainsi que le port discret adapté aux structures nécessitant des sources discrètes.

- ❖ Définir la plage de fréquence.
- ❖ Définir le maillage : CST Microwave Studio possède un générateur de maillage dont on peut paramétrer la densité. Le contrôle du maillage est une étape importante. Plus le nombre de maille est importante plus le temps de calcul est élevé.
- ❖ Vérification et analyse des résultats de simulations : Il faut vérifier que les résultats obtenus correspondent bien à ce qui est attendu en théorie afin de valider la simulation.
- ❖ Faire une étude paramétrique : Pour identifier les paramètres géométriques de l'antenne pouvant améliorer les propriétés désirées, il est possible de lancer une étude paramétrique qui permettra de voir l'influence d'un paramètre sur les propriétés de l'antenne. Cette étape permet de converger vers une solution.
- ❖ Faire une optimisation : Une fois que l'étude paramétrique est faite et une convergence vers une solution est obtenu, il est possible d'utiliser les outils d'optimisation disponible sous le logiciel.
- ❖ Exportation de la structure pour le prototypage une fois que les caractéristiques voulues sont obtenues.

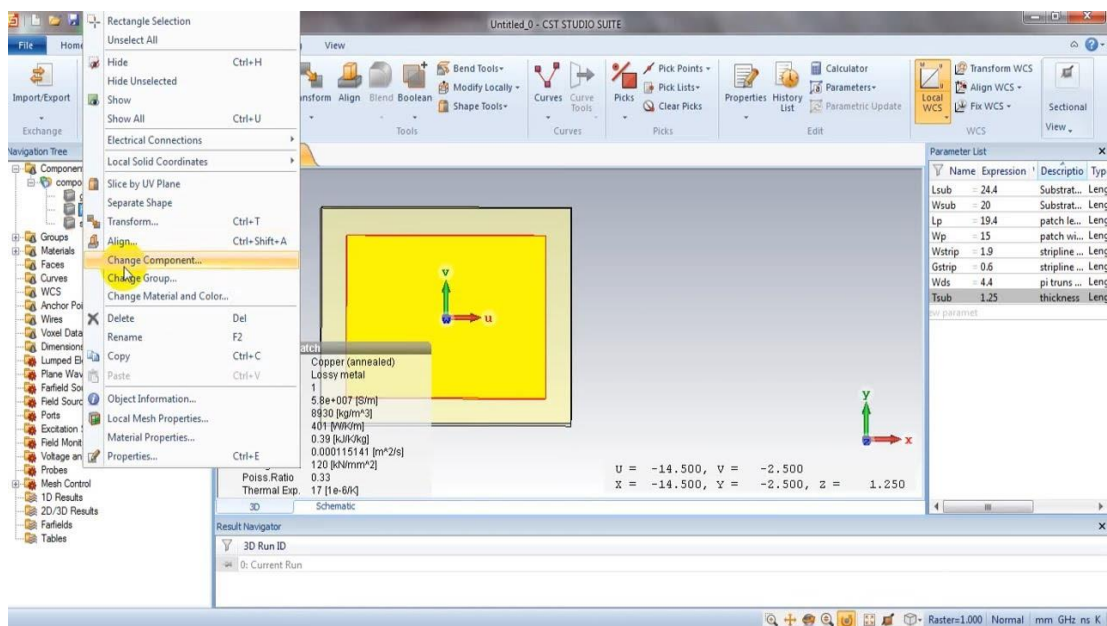


Figure.21: création d'antenne avec CST [9].

II.5. Conclusion

Ce chapitre a présenté, après une brève introduction sur la télémédecine (la médecine sans fils), quelques dispositifs médicaux implantables comme exemple les pacemakers, les implants rétiniens. Ensuite, on a présenté un état de l'art des antennes sans fil ainsi que les antennes implantées dans le corps humain en citant quelques exemples.

CHAPITRE III :

Conception des antennes implantables

III.1. Introduction

Les performances de l'antenne, placée à l'intérieur du corps humain, sont fortement réduites à cause de la perte de puissance causée par les tissus humains.

Ce chapitre présente la simulation et la conception des antennes RF à l'intérieur du corps humain. Après la description de la méthode de conception de ces antennes, nous présentons d'abord la conception de deux antennes de la littérature, implantables à l'intérieur du corps humain, ensuite nous terminons par présenter la conception de l'antenne proposée.

La simulation et la caractérisation de ces antennes a été faite en utilisant le logiciel Microwave Studio de CST (Computer Simulation Technologie).

III.2. Méthodes de conception

Pour la conception d'antenne, il est nécessaire de savoir les propriétés des matériaux diélectriques et conducteurs constituant une antenne et de connaître les propriétés des matériaux situés dans l'environnement proche de l'antenne puisque ils modifient les caractéristiques des antennes (le gain, le diagramme de rayonnement, la fréquence de résonance...).en plus ,il est important de connaître les caractéristiques de notre antennes avant la simulation par exemple : La bande de fréquence , les dimensions.

III.3. Choix du substrat

Il existe plusieurs qualités du substrat, elle dépend par trois grandeurs physiques : De conductivité, constante diélectrique relative et angle de perte.

Pour avoir une grande efficacité et une bande passante large il est préférable d'utiliser des substrats de basse permittivité. Au contraire, les substrats dont la permittivité diélectrique est élevée sont conseillés pour les circuits micro-ondes permettant la minimisation des ondes de surfaces.

III.4. Antenne circulaire implantable

La première antenne que nous présentons ici est une antenne implantable circulaire qui fonctionne dans la bande ISM 2,45 GHz [32].

Le corps humain est un environnement complexe et son tissu biologique possède ses propres propriétés diélectriques. Par exemple, la peau des tissus est indépendante de la fréquence. On peut le voir ici que la permittivité de la peau diminue à mesure que la fréquence augmente, alors que la conductivité est opposée.

Le modèle corporel qu'on a utilisé est constitué de trois couches :

- ✓ Muscle (constante diélectrique (ϵ_r) = 52.79, conductivité (σ) = 1.705 S/m.
- ✓ La graisse (constante diélectrique (ϵ_r) = 5.285, conductivité (σ) = 0.12 S/m.
- ✓ Le tissu (constante diélectrique (ϵ_r) = 42.79, conductivité (σ) = 1.652 S/m.

La dimension du modèle de corps hexaédrique est de 9 cm × 9 cm × 4.5 cm.

L'antenne est implantée dans la peau à une profondeur de 4,7 mm.

Sa structure et sa géométrie sont présentées sur la figure suivante :

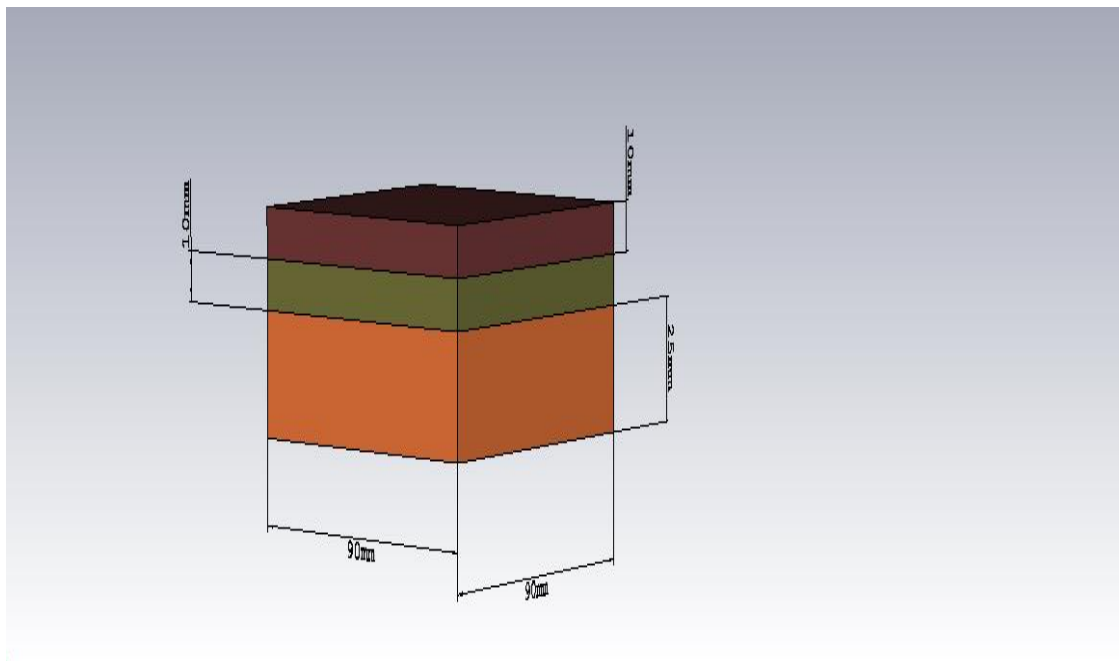


Figure 22: Antenne simulée avec le model du corps humain.

Cette antenne a été conçue pour les dispositifs médicaux pour une fréquence de 2.45 GHz (ISM). L'élément rayonnant est situé sur une couche diélectrique (substrat), ($\epsilon_r = 10,2$, $\tan \delta = 0.0023$) (Rogers RT3010).

L'origine du système de coordonnées est située au centre du plan de masse (partiel) de 10 mm de longueur et 2.3 mm de largeur avec une souche en forme de «L», comme l'illustre la figure 23.

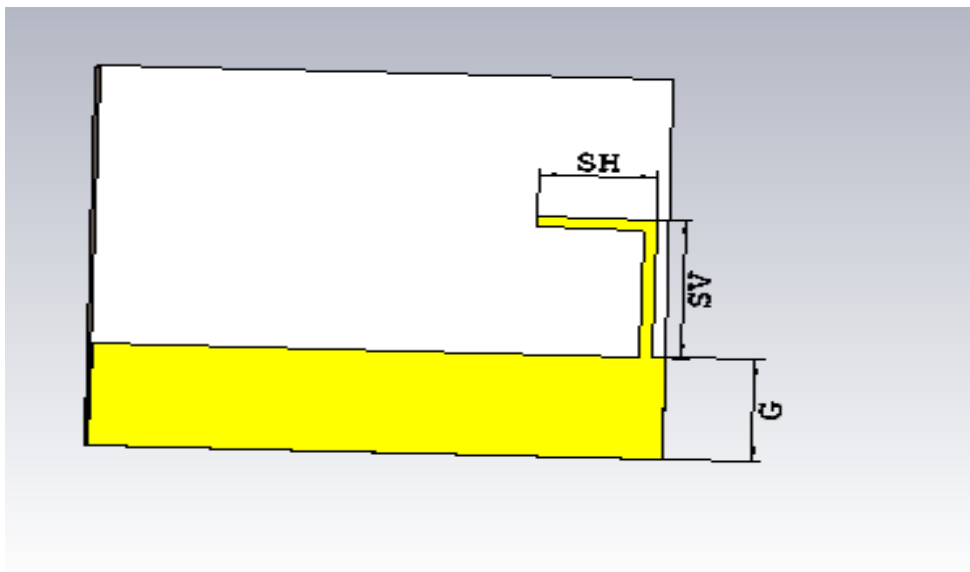


Figure 23: Plan de masse de l'antenne simulée.

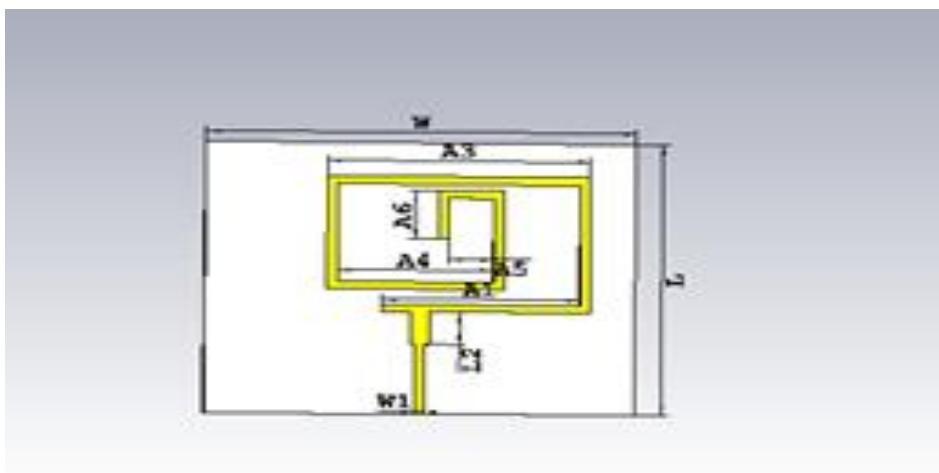


Figure 24: Forme du patch.

III.4.1. Résultat de simulation

Les résultats de simulation ont permis d'extraire les paramètres optimaux d'adaptation de cette antenne et ces paramètres sont présentés dans le tableau 1.

Les Paramètres	Les valeurs (mm)	Les Paramètres	Les valeurs (mm)
L	10	SV	3
l_1	3.2	A_1	4.5
L_2	1	A_2	5.3
w	10	A_3	6.1
w_1	0.28	A_4	4.54
G	2.65	A_5	1.1
SH	2.3	A_6	2.5

Tableau 1: les dimensions de l'antenne circulaire.

III.4.1.1. Le coefficient de réflexion S_{11}

La représentation du coefficient de réflexion de cette antenne est donnée sur figure 25. L'adaptation de l'antenne est très bonne avec une valeur du coefficient de réflexion de -10.20.

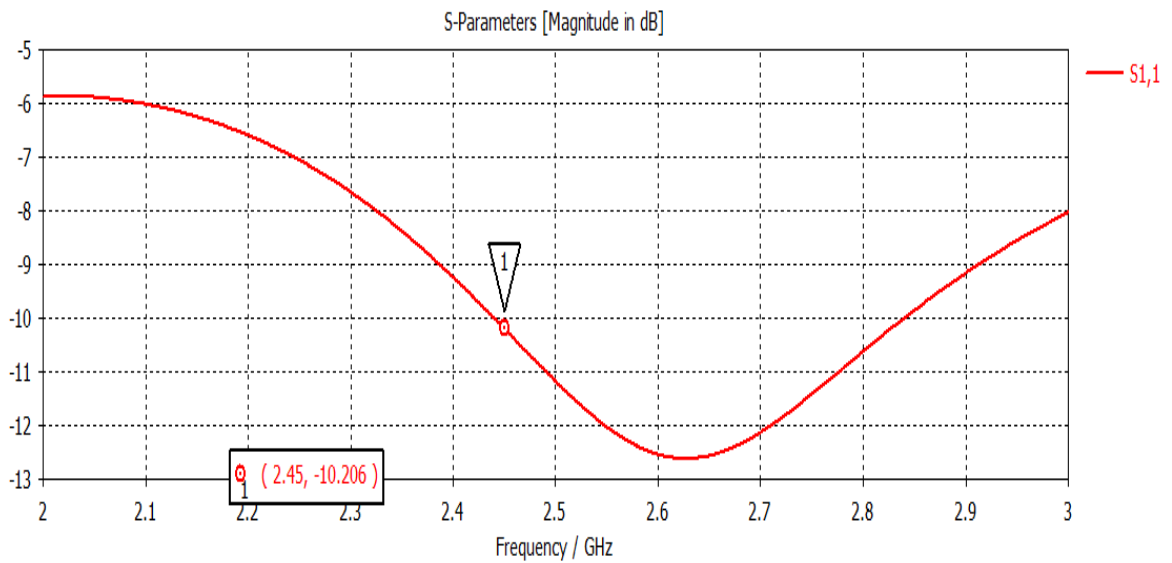


Figure 25: coefficient de réflexion.

III.4.1.2. Le diagramme de rayonnement en 3D

Le diagramme de rayonnement en 3D simulé de cette antenne à 2.45 GHz est représenté sur figure 26. La valeur maximale du gain à cette fréquence est de -25.3.

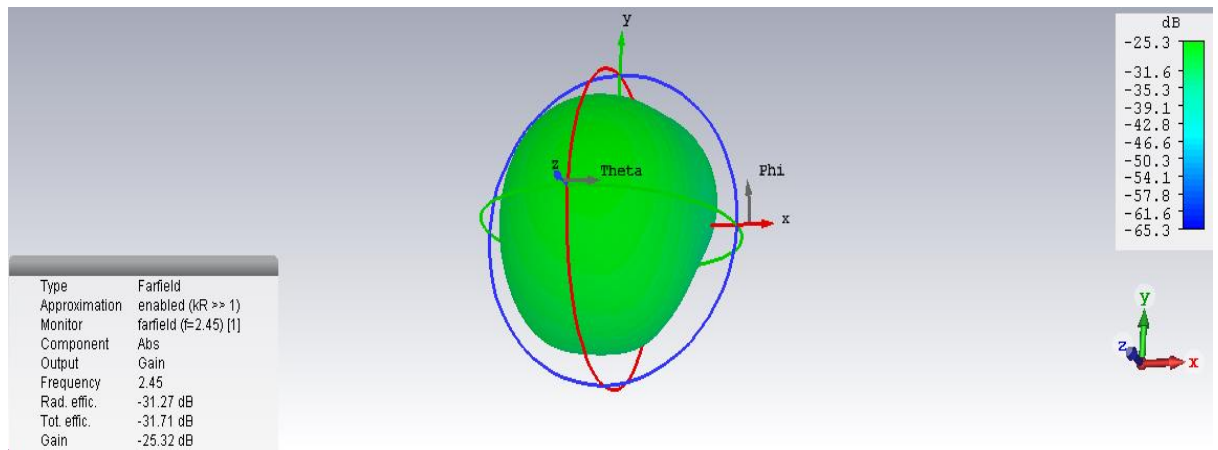


Figure 26: Diagramme de rayonnement en 3D.

III.4.1.3. Le diagramme de rayonnement en 2D

La figure suivante représente le diagramme de rayonnement en 2D de cette antenne à 2.45 GHz. Nous remarquons la présence d'un lobe principal dans la direction $\theta = 10^\circ$.

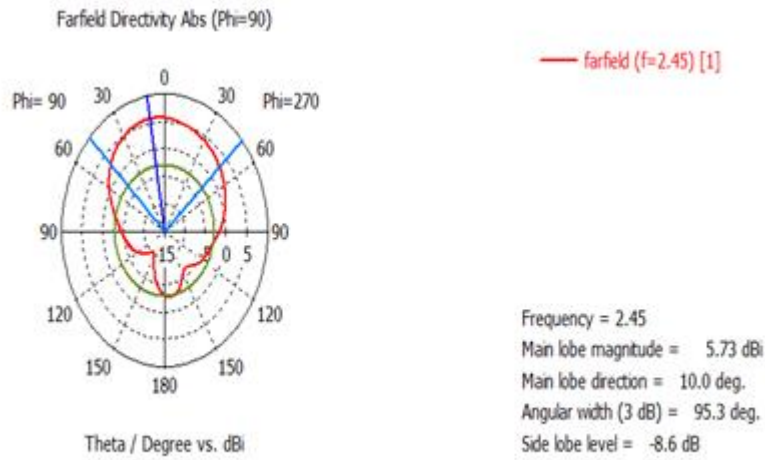


Figure 27: Le diagramme de rayonnement en 2D.

III.5. Antenne implantable large bande :

La deuxième antenne que nous présentons ici est une antenne implantable large bande qui fonctionne dans la bande ISM 2,4 GHz est conçue pour les applications biomédicales [33].

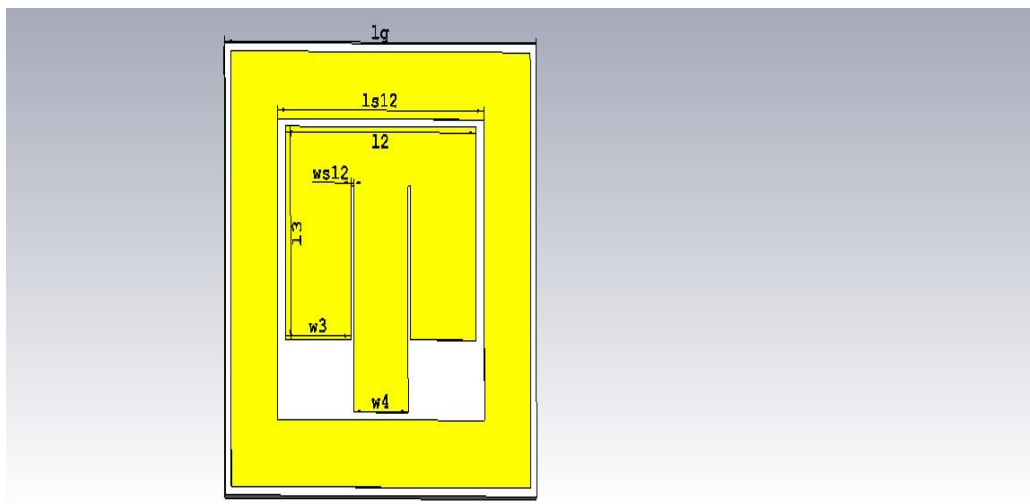


Figure 28: Géométrie de l'antenne simulée (patch et paramètres).

Nous avons utilisé un modèle corporel simplifié qui consiste en un seul tissu cutané (Constante diélectrique (ϵ_r) = 38.01, conductivité (σ) = 1.64 S/m, masse volumique (ρ) = 1100 Kg /m³ [32]), comme le montre figure 29.

La dimension du modèle de corps hexaédrique est de 10 cm × 10 cm × 4.4 cm et l'antenne est positionnée au centre de ce modèle à une distance du bas du corps de 2 cm.

Comme on peut le voir sur cette figure, une sonde coaxiale est utilisée pour alimenter directement cette antenne.

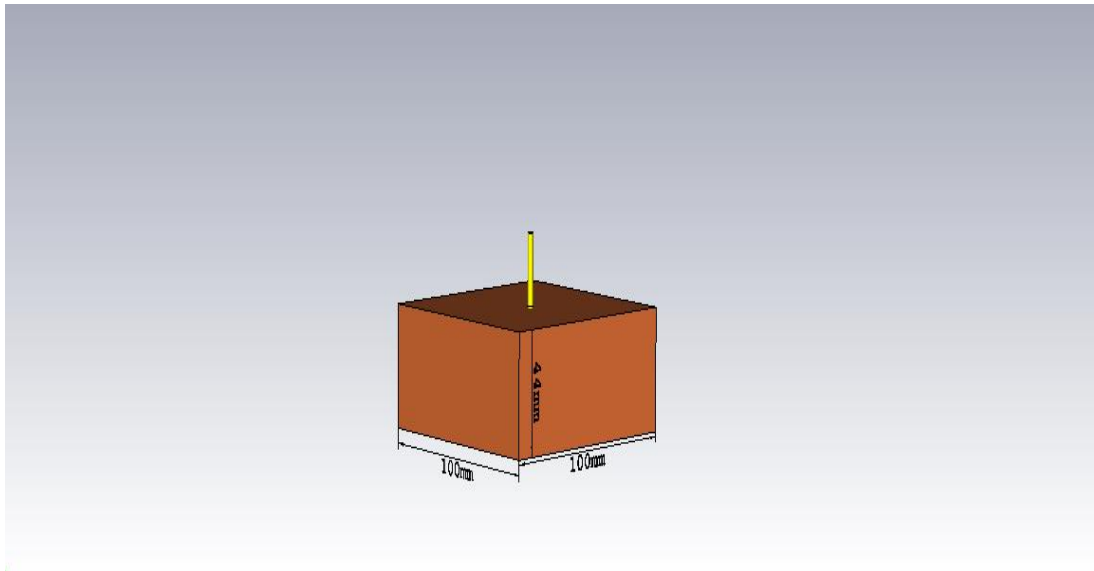


Figure 29: Antenne ULTRA large bande avec le modèle du corps humain.

Le schéma de l'antenne simulée est illustré à la figure 30. Une broche de court-circuit est utilisée pour relier l'élément rayonnant avec le plan de masse. Le rayon de cette broche est de 0,25 mm. Le superstrat et le substrat sont tous deux faits de Rogers RO6010 (ϵ_r = 10.2, $\tan \delta$ = 0.0023) avec une épaisseur (h) de 0,63 mm.

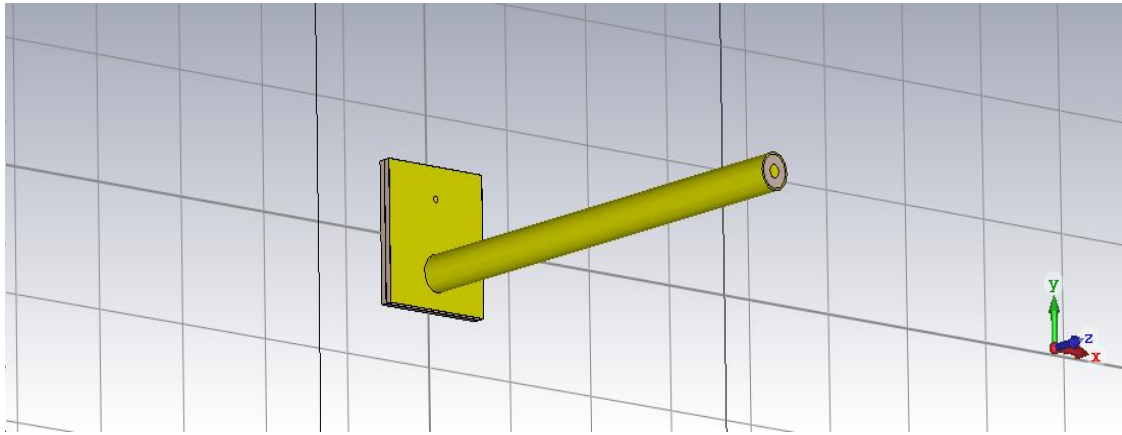


Figure 30: L'antenne large bande sous CST.

Les résultats de simulation ont permis d'extraire les paramètres optimaux d'adaptation de cette antenne et ces paramètres sont présentés dans le tableau 2.

Les Paramètres	Les valeurs (mm)	Les Paramètres	Les valeurs (mm)
l_1	11	w_3	2.5
l_{s11}	7.6	w_4	2
l_2	7.2	d_s	0.5
l_{s12}	3.9	d_f	0.8
w_{s12}	0.1	l_g	11.4
l_3	5.4	h	0.63

Tableau 2: Les dimensions de l'antenne large bande.

III.5.2. Résultat de simulation

III.5.2.1. Le résultat de simulation de S_{11}

La figure 31 représente le coefficient de réflexion de cette antenne. Nous avons trouvé une bonne adaptation de l'antenne de 2,13 à 2,62 GHz.

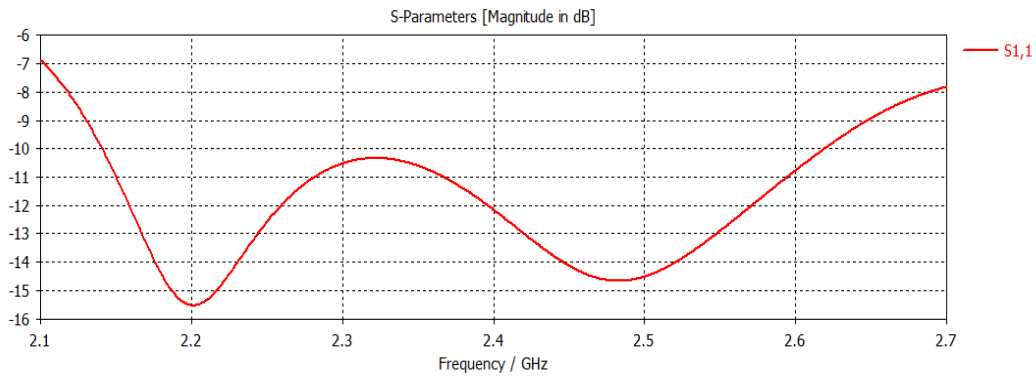


Figure 31: Représentation du coefficient de réflexion.

La figure 32 montre les résultats de cette antenne présentée dans l'article : **wideband implantable antenna for 2.4 GHz band biomedical application**.

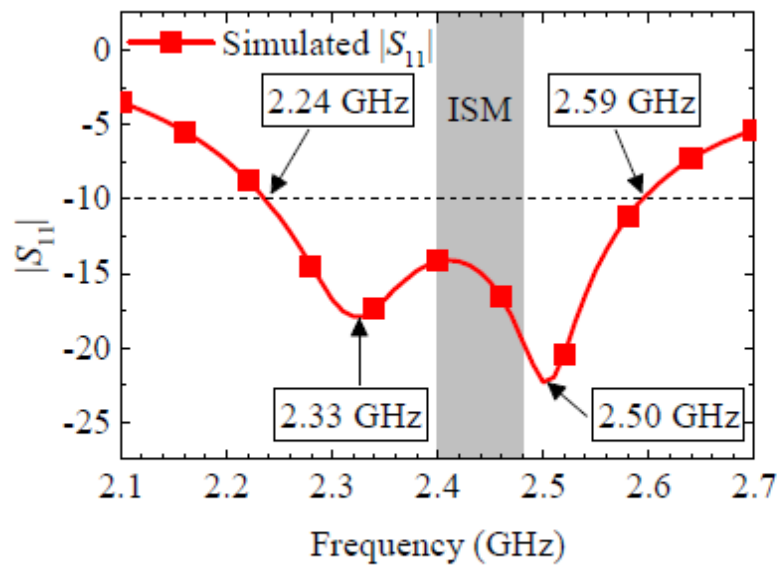


Fig. 4 Simulated reflection coefficient of proposed antenna

Figure 32: Coefficient de réflexion de l'antenne présentée dans [33]

Nous avons retrouvé le même résultat. Nous avons ré-optimisé cette antenne pour améliorer encore l'adaptation.

III.5.2.2. Le diagramme de rayonnement en 3D

Le diagramme de rayonnement en 3D simulé de cette antenne à 2.2 GHz est représenté sur figure 33 :

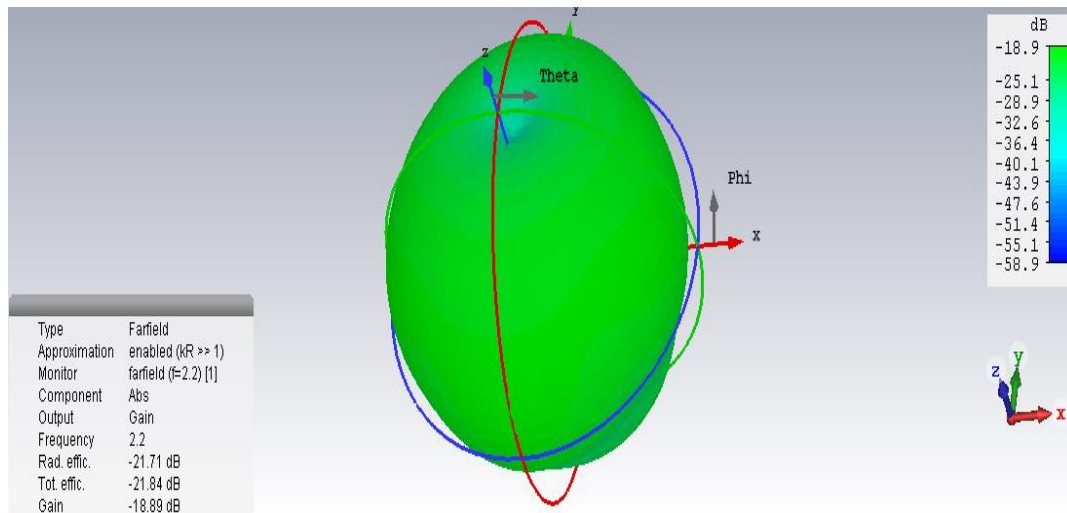


Figure 33: Diagramme de rayonnement en 3D à 2.2 GHz .

Le diagramme de rayonnement en 3D simulé de cette antenne à 2.48 GHz est représenté sur figure 34.

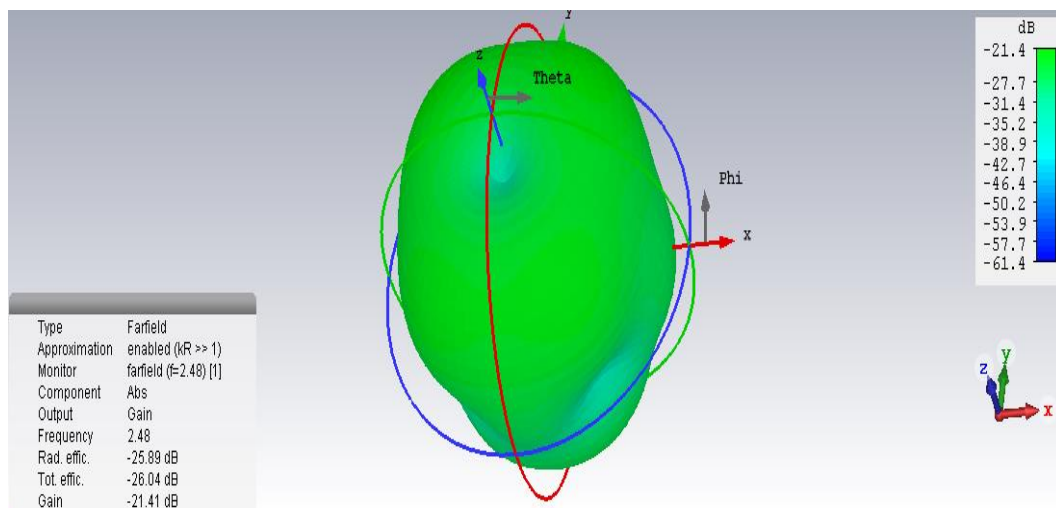


Figure 34: Diagramme de rayonnement 3D à 2.48 GHz.

La valeur maximale de gain est de -18.9 dB et -21.4 dB pour les fréquences 2.2 GHz et 2.48 GHz.

III.5.2.3. Le diagramme de rayonnement en 2D

Les figures 35 et 36 représentent les diagrammes de rayonnement en 2D de l'antenne simulée pour les fréquences 2.2 GHz et 2.48 GHz.

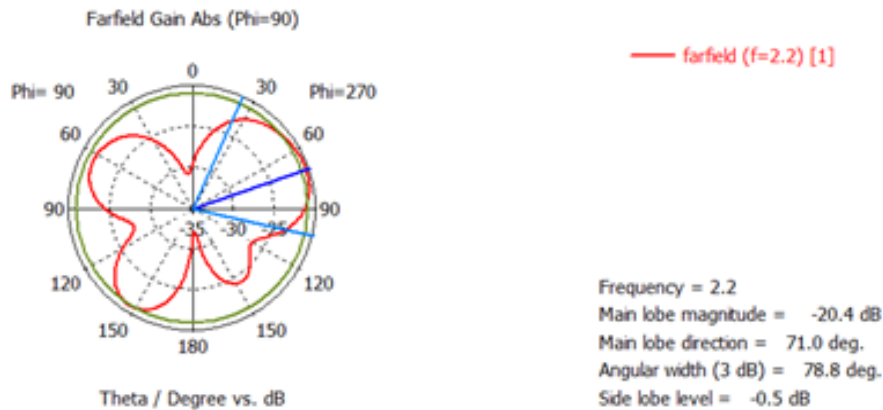


Figure 35: Diagramme de rayonnement 2D à 2.2 GHz

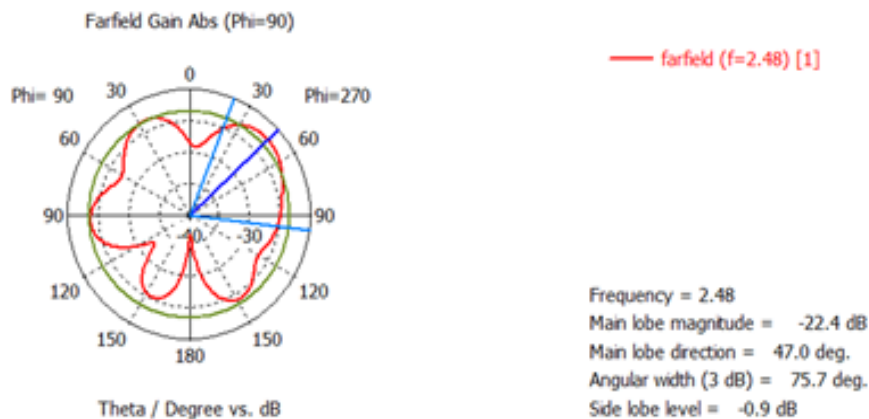


Figure 36: Diagramme de rayonnement 2D à 2.48 GHz.

III.5.2.4. La directivité en 2D

Les directivités en 2D simulées de cette antenne à 2.2 GHz et 2.48 GHz sont représentées sur les figures 37 et 38 (pour PHI = 90 °).

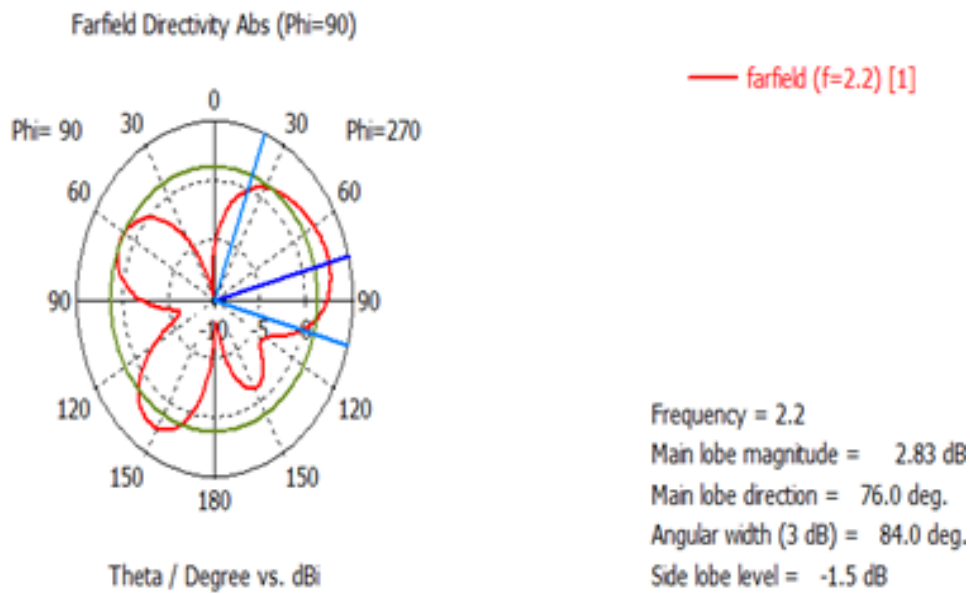


Figure 37: La directivité à 2.2 GHz pour $\varphi=90^\circ$.

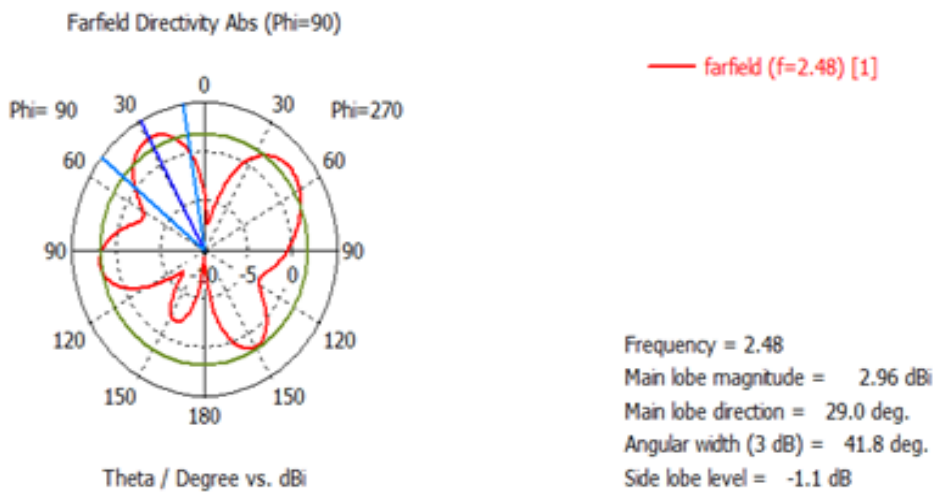


Figure 38: la directivité à 2.48 GHz pour $\varphi=90^\circ$

III.6. Antenne large bande proposée

L'antenne que nous avons conçue et caractérisée est une antenne miniature implantable, elle a été simulée et optimisée avec le logiciel CST Microwave Studio.

Le modèle corporel qu'on a utilisé est constitué de trois couches [35] :

- Muscle (constante diélectrique (ϵ_r) = 52.73, conductivité (σ) = 1.73 S/m, masse volumique (ρ) = 1040 Kg /m³).

- La graisse (constante diélectrique (ϵ_r) = 5.28, conductivité (σ) = 0.1 S/m, masse volumique (ρ) = 909.4 Kg /m³).
- Le tissu (constante diélectrique (ϵ_r) = 38.01, conductivité (σ) = 1.64 S/m, masse volumique (ρ) = 1100 Kg /m³).

La dimension du modèle de corps hexaédrique est de 10 cm × 10 cm × 3 cm, et l'antenne a été positionnée au centre du muscle à une distance du bas du corps de 2.5 cm.

Sa structure et sa géométrie sont présentées sur les figures 39 et 40.

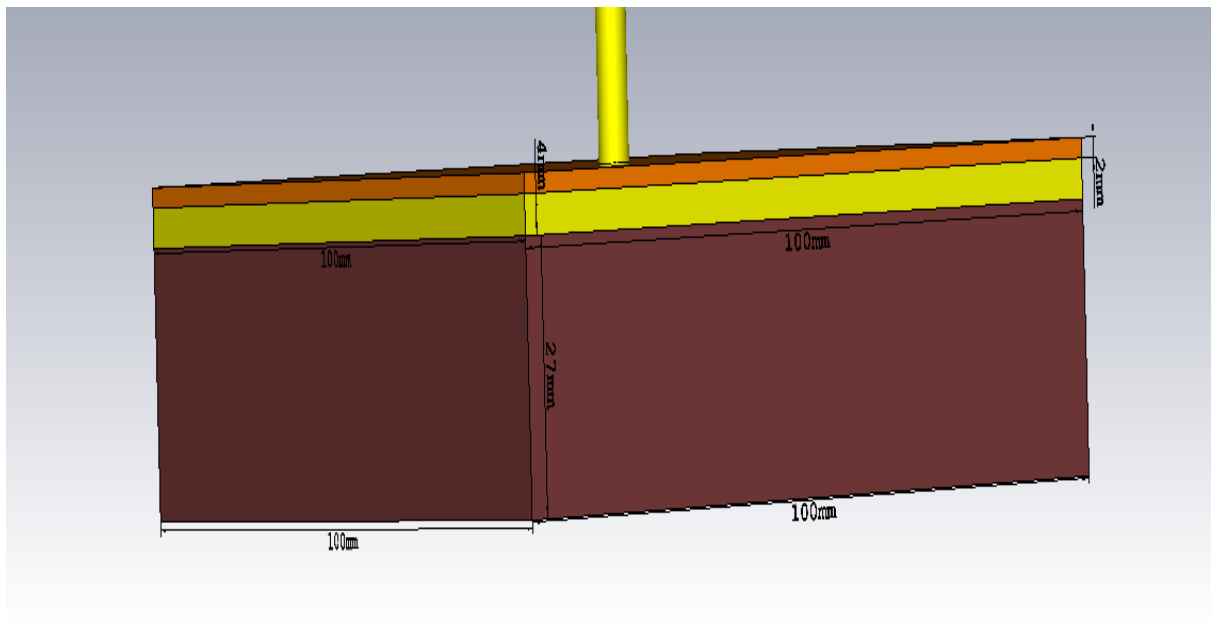


Figure 39: l'antenne proposée avec le model du corps humain.

Cette antenne a été conçue pour un dispositif médical implantable à l'intérieur d'un corps humain dans une gamme de fréquences biomédicales de 2.4 à 2.5 GHz (ISM). L'élément rayonnant est situé entre deux couches diélectriques le substrat et le superstrat dont les constantes diélectriques ($\epsilon_r = 10,2$, $\tan \delta = 0.0023$) (Rogers RT6010) et l'épaisseur est de 0.63 mm.

L'origine du système de coordonnées est située au centre du plan de masse (partiel) de 12.5 mm de longueur et 5 mm de largeur, comme l'illustre la figure 41 :

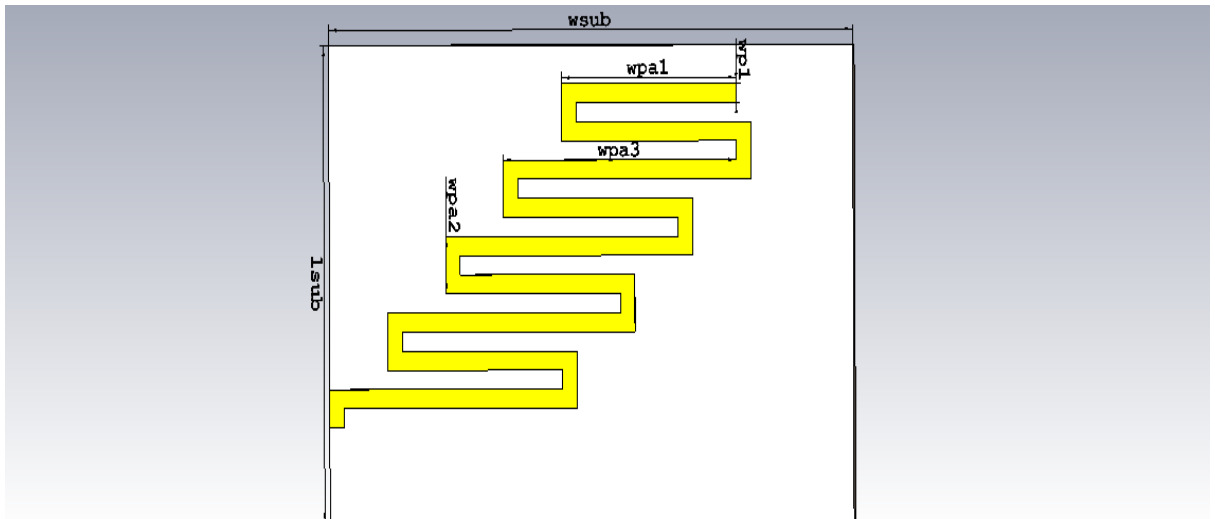


Figure 40: Patch (structure et dimension).

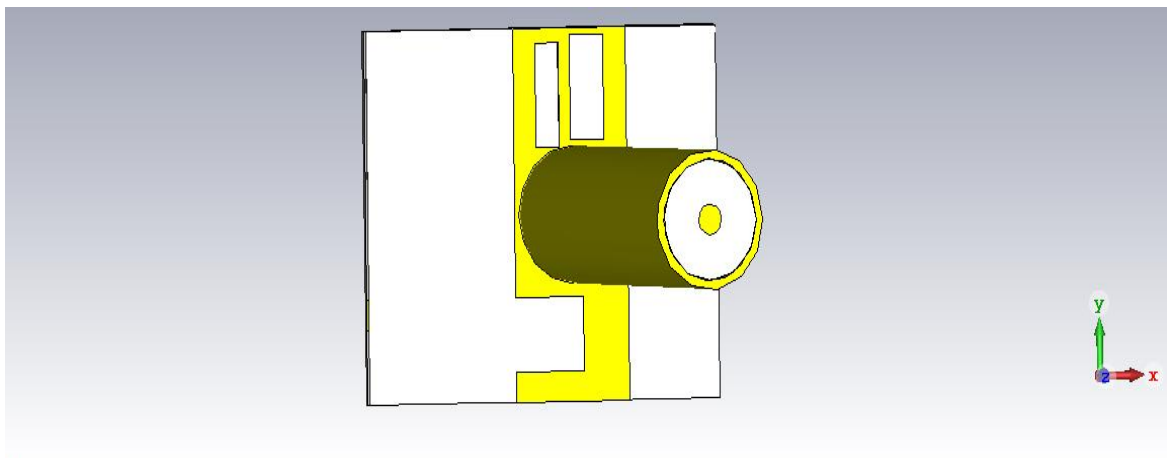


Figure 41: Plan de masse.

Les résultats de simulation ont permis d'extraire les paramètres optimaux d'adaptation de cette antenne et ces paramètres sont présentés dans le tableau 3.

Les Paramètres	Les valeurs (mm)	Les Paramètres	Les valeurs (mm)
L_{sub}	12.5	W_{Pa}	2
l_g	2.5	W_{Pa1}	6
w_{sub}	18	W_{Pa2}	8
h	0.63	W_{Ps}	1

Tableau 3: les dimention de l'antenne proposée

III.6.1. Les résultats de simulation

III.6.1.1. Résultat de simulation de S_{11}

La représentation du coefficient de réflexion est donnée sur la figure 42. Ce résultat montre que notre antenne est bien adaptée de 2.24 GHz à 2.83 GHz.

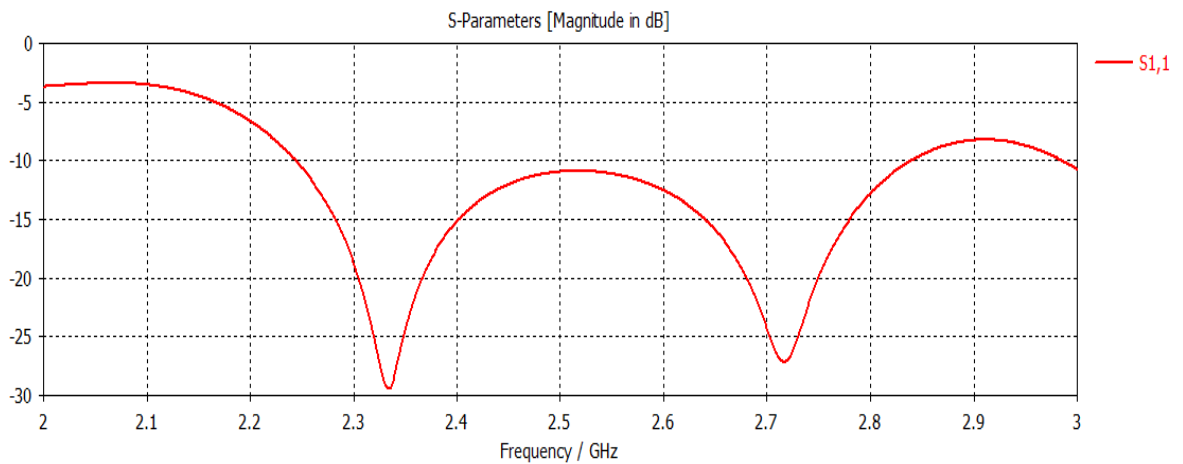


Figure 42: Représentation du coefficient de réflexion S_{11} .

III.6.1.2. Le diagramme de rayonnement en 3D

Les diagrammes de rayonnement de notre antenne dans le plan E ($\phi = 0^\circ$) et dans le plan H ($\phi = 90^\circ$) ont été simulés à deux fréquences différentes (2.33 et 2.71 GHz) et sont représentés sur les figures 43 et 44. Les valeurs maximales du gain à ces fréquences sont respectivement -19.7 dB et -18.4 dB.

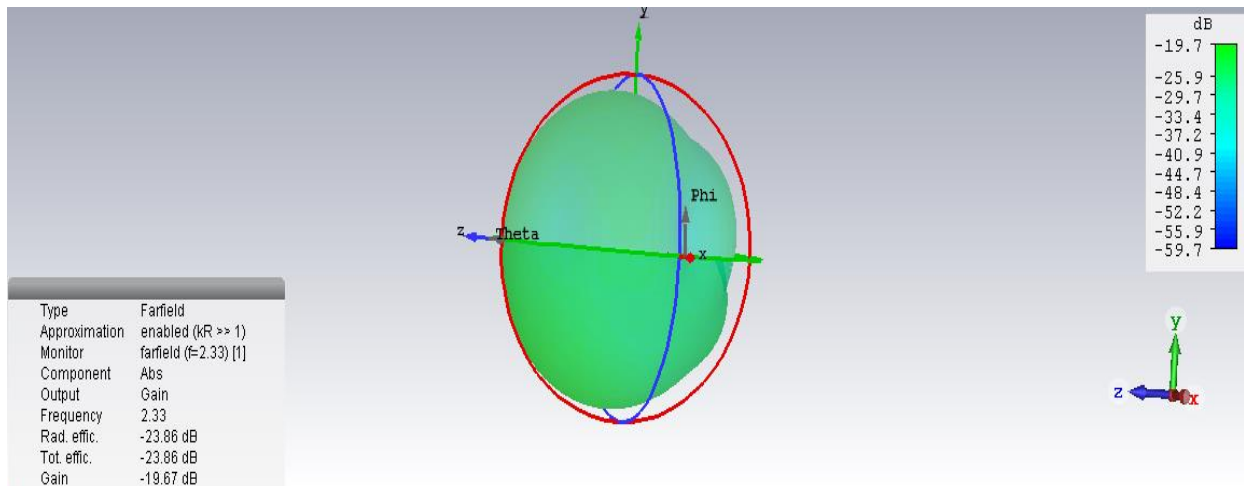


Figure 43: Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne large bande proposée à 2.33 GHZ.

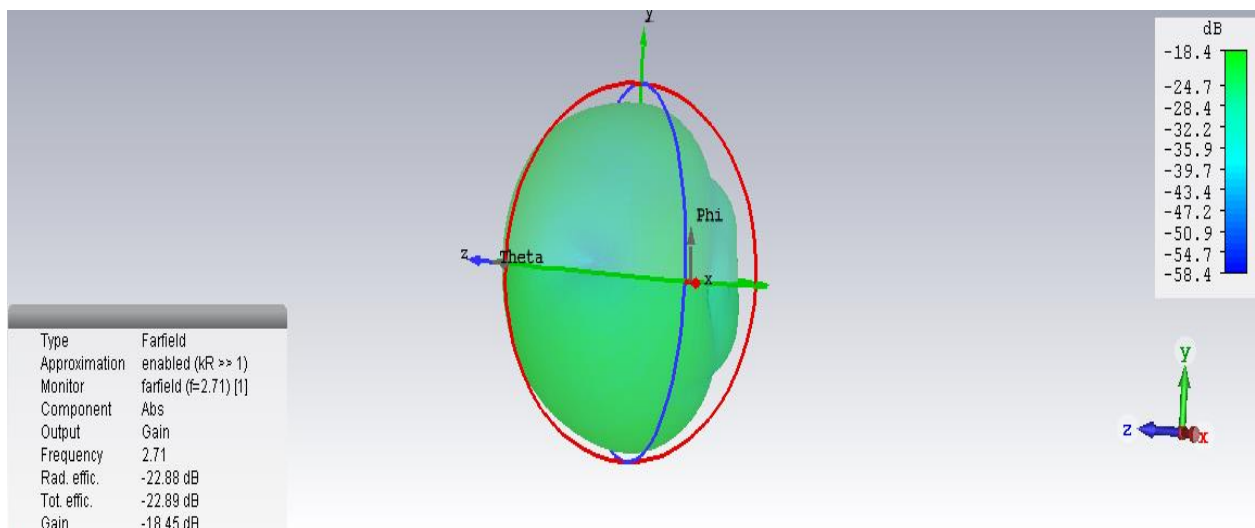


Figure 44: Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne large bande proposée à 2.71 GHZ.

III.6.1.3. Le diagramme de rayonnement en 2D

Les figures 45 et 46 représentent les diagrammes de rayonnement en 2D de l'antenne proposée à la fréquence 2.33 GHz dans les deux plans principaux $\phi=0^\circ$ et $\phi=90^\circ$.

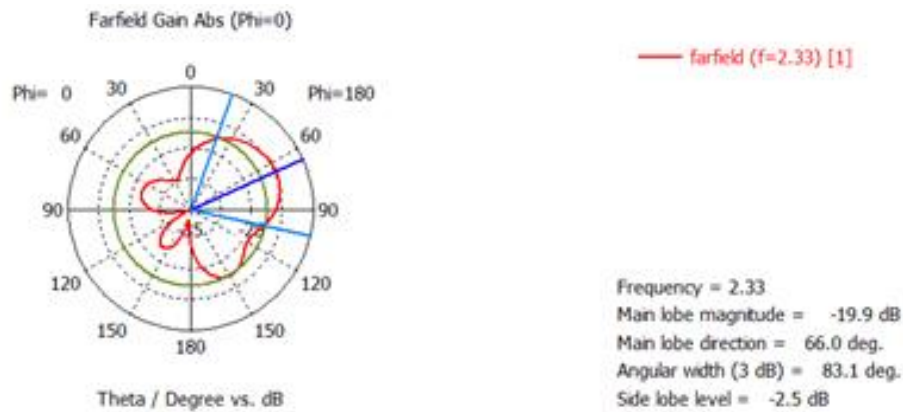


Figure 45: Le diagramme de rayonnement en 2D à 2.33 GHz, plan $\phi=0^\circ$.

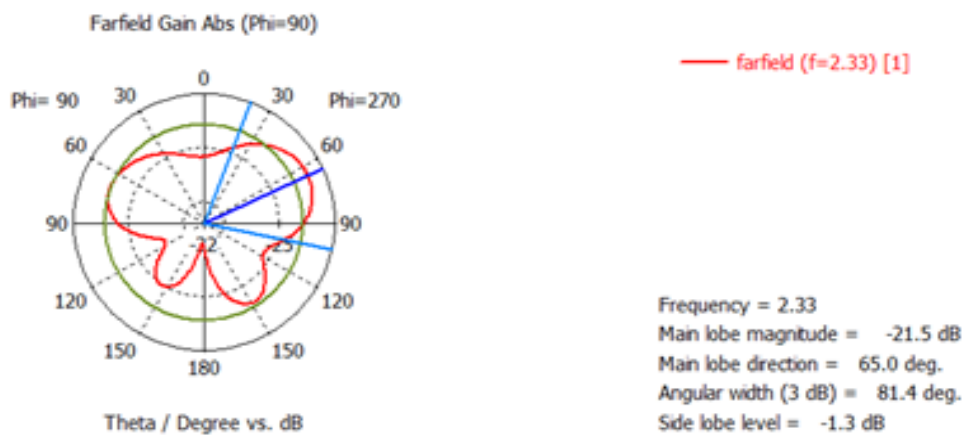


Figure 46: Diagramme de rayonnement en 2D à 2.33 GHz, plan $\phi=90^\circ$.

Les figures 47 et 48 représentent les diagrammes de rayonnement en 2D de l'antenne proposée à la fréquence 2.71 GHz dans les deux plans principaux $\phi=0^\circ$ et $\phi=90^\circ$.

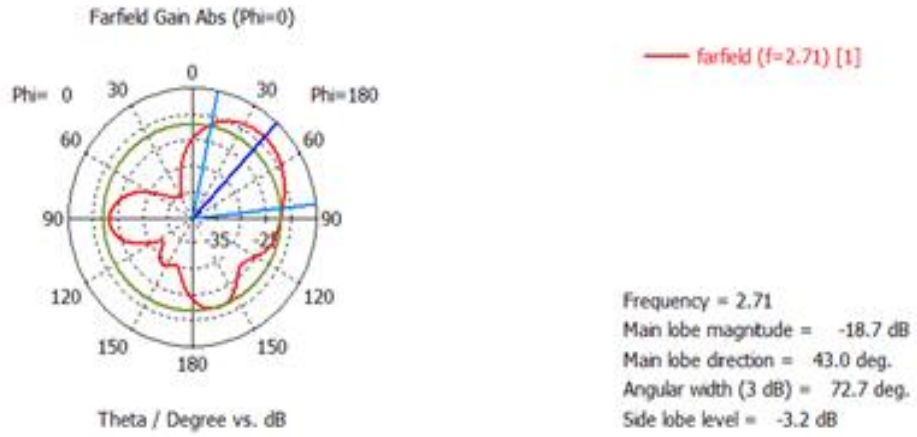


Figure 47: Diagramme de rayonnement en 2D à 2.71 GHz, plan $\phi=0^\circ$.

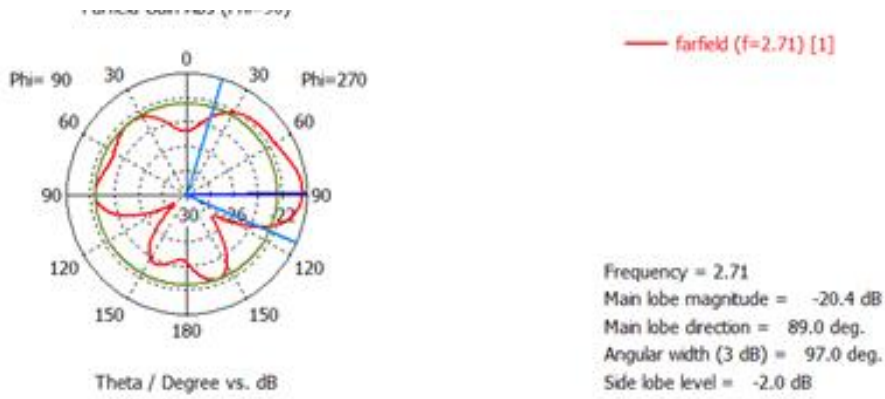


Figure 48: Diagramme de rayonnement en 2D à 2.71 GHz, plan $\phi=90^\circ$.

III.6.1.4. La directivité

Les diagrammes de directivité à 2.32 GHz et 2.71 GHz sont représentés sur les figures 49 et 50.

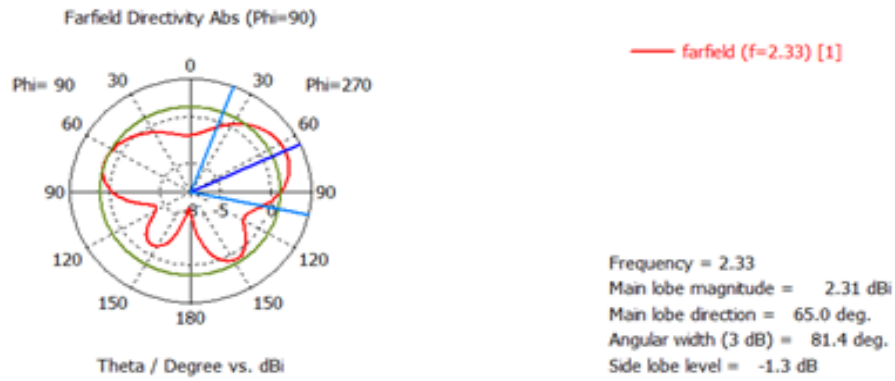


Figure 49: La directivité à 2.33 GHz.

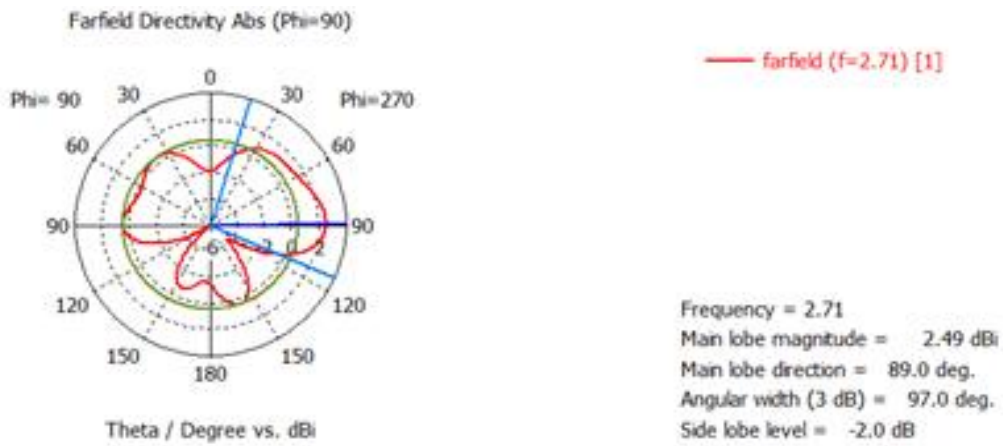


Figure 50: La directivité à 2.71 GHz.

III.6.1.5. Le gain de l'antenne proposée

La figure 51 montre la variation du gain en fonction de la fréquence de l'antenne proposée. Le gain varie entre -14.62 et -18.35 dB pour une plage de fréquences de 2,3 à 3 GHz, avec un gain maximal de -14.62 dB à $f = 3$ GHz.

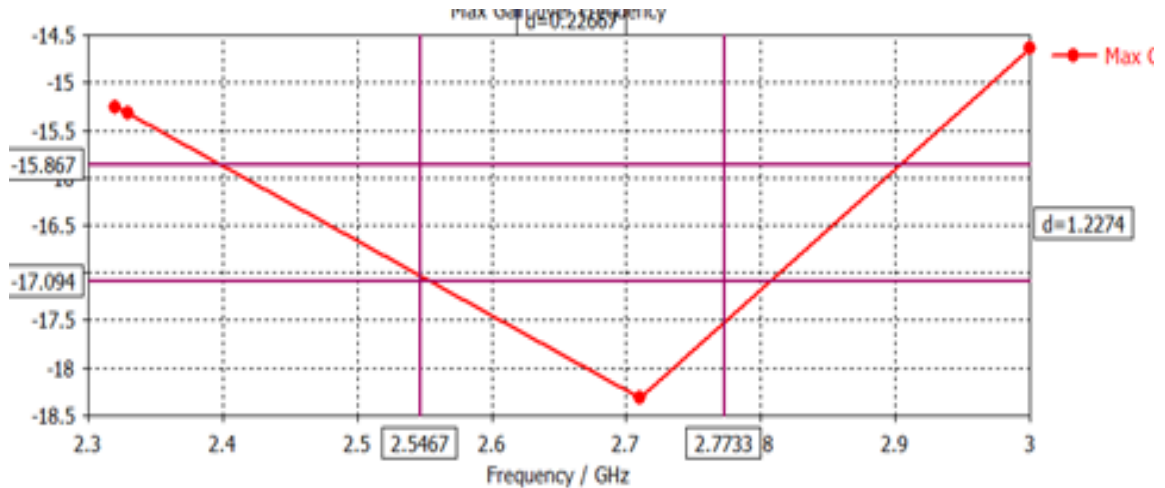


Figure 51: Gain de l'antenne proposée.

III.6.1.6. Étude paramétrique de l'antenne ultra large bande proposée

Dans cette étude paramétrique, nous avons changé la largeur du plan de masse. Plus la largeur augmente plus l'adaptation change et tend vers un fonctionnement bi-bande.

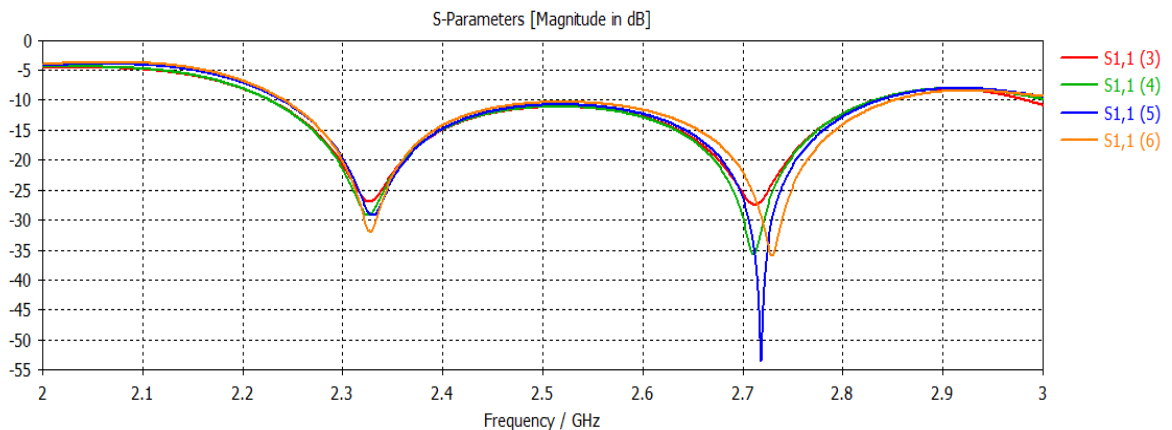


Figure 52: Étude paramétrique de l'antenne large bande proposée.

III.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons commencé par voir les études sur les propriétés diélectriques du corps humain, qui représente le canal de transmission au lieu de l'air. La deuxième étape était le choix du type d'antenne implantable. Différents types d'antennes RF, employées à l'intérieur du corps humain, sont proposées dans la littérature. Parmi lesquelles, nous pouvons citer : la PIFA, la spirale, les dipôles méandres, etc. Nous avons

simulé deux antennes larges bandes existantes dans la littérature dans le but d'apprendre à simuler ce type d'antennes. Ensuite nous avons proposé, conçu et caractérisé une antenne faible profil, optimisée pour fonctionner à l'intérieur du corps humain pour une large gamme d'applications médicales pour les êtres humains et les animaux.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Les systèmes de transmission sans fil sont de plus en plus employés dans les applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain dans les diagnostics médicaux et les suivis thérapeutiques pour des applications diverses. Parmi ces systèmes, on trouve le pacemaker, le défibrillateur implantable [1] et la capsule endoscopique [2] qui fonctionnent à l'intérieur du corps humain.

Les liaisons sans fil à faible portée permettent de connecter ces circuits médicaux non invasifs avec les équipements de surveillance et de contrôle, ce qui permet d'améliorer le confort et la mobilité du patient et de limiter les frais d'hospitalisation.

Compte tenu des études sur la fréquence de fonctionnement optimal pour les appareils *in-body* [5], [6], nous avons choisi MedRadio (*medical device radiocommunications service*, 401–406 MHz) et ISM (*the industrial, scientific and medical*, 433–434,8 MHz) comme les bandes de fréquences les plus appropriées, sans licence, et disponibles dans le monde.

L'objectif de notre travail consiste principalement à la conception et à la caractérisation des antennes implantables placées à l'intérieur du corps humain pour les applications médicales. Pour que ces antennes soient capables d'assurer leurs fonctions convenablement, nous avons pris en considération, lors de la conception de nos antennes, le milieu dissipatif dans lequel se trouvent ces antennes. En effet, le corps humain, est un ensemble de plusieurs tissus possédant chacun ses propres propriétés diélectriques, n'est pas un milieu idéal pour la transmission des ondes RF à cause de l'atténuation liée aux propriétés diélectriques des tissus biologiques. Ceci affecte énormément les propriétés des antennes, ce qui dégrade significativement leurs performances.

Nous avons commencé notre travail par voir les études sur les propriétés diélectriques du corps humain, qui représente le canal de transmission au lieu de l'air.

La deuxième étape de notre travail était le choix du type d'antenne implantable. Différents types d'antennes RF, employées à l'intérieur du corps humain, sont proposées dans la littérature. Parmi lesquelles, nous pouvons citer : la PIFA, la spirale, les dipôles méandres, etc. Nous avons simulé deux antennes larges bandes existantes dans la littérature dans le but d'apprendre à simuler ce type d'antennes. Ensuite nous avons proposé, conçu et caractérisé une antenne faible profil, optimisée pour fonctionner à l'intérieur du corps humain pour une large gamme d'applications médicales pour les êtres humains et les animaux. Nous avons chargé notre antenne par un superstrat pour réduire le couplage

antenne–corps et ainsi réduire les pertes induites par la conductivité importante des tissus et améliorer l'efficacité de rayonnement et la robustesse de l'antenne en termes d'adaptation.

Plusieurs formes de fantômes existent (par exemple cubique, cylindrique ou sphérique). Tout fantôme géométrique peut agir comme un résonateur diélectrique, affectant ainsi la performance du rayonnement. Lors de la simulation, nous avons utilisé un fantôme cubique avec différentes propriétés EM. L'antenne est placée à l'intérieur du fantôme. Les dimensions du fantôme sont choisies suffisamment grandes pour ne pas perturber l'impédance de l'antenne.

Nous avons fait une étude comparative entre deux modèles du corps humain : un fantôme cubique mono couche et multicouche. Nous avons déterminé les performances de l'antenne pour chaque modèle. Ainsi, l'utilisation d'un fantôme humain multicouche est plus réaliste.

L'antenne ainsi conçue reste bien adaptée ($S < -10$ dB) pour une large gamme des tissus. La bande passante de 621 MHz est suffisante pour un fonctionnement en tant qu'antenne implants.

Les résultats obtenus sont encourageantes pour les futures travaux sur la conception d'antennes dans les milieux dissipatifs et en particulier le corps humain.

Perspectives :

Concevoir une antenne robuste qui peut rester adaptée dans toute la bande de fréquences dans la plage des propriétés EM données de l'environnement biologique pour une large gamme de tissus muscles, graisse, ...

Évaluer les performances de l'antenne pour différentes applications en implantant l'antenne dans la tête, l'estomac, le côlon ...

Bibliographie

- [1] I. J. Bahl and P. Bhartia, "**Microstrip antennas**," Dedham, Ma: Artech House 1980.
- [2] K. R. Carver and J. W. Mink "**Microstrip antennas technology**," IEEE Transaction On Antennas and Propagation, Vol. AP-29, N°.1, pp. 2-24 January 1981.
- [3] D. M. Pozar, "**Microstrip antennas**," IEEE, Vol. 80, N°.1, pp. 79-91, January 1992.
- [4] mémoire Master Recherche Génie Electrique _ Université de Mohamed Khider-Biskra Faculté Technologie "**Étude et caractérisation d'antennes imprimée pour les systèmes ULTRA_LARGE_BANDE**."
- [5] Salima Azzaz Rahmani et Nouredine Boukli Hacene, "**Analyse des antennes imprimées en anneaux concentriques : Etude et simulation des antennes imprimées fonctionnant en multibandes**", avril 2012.
- [6] GUENNACH Mohamed, Université Sidi Mohamed Ben Abdellah Faculté des Sciences et Techniques Fès Département Génie Electrique "**Conception d'une antenne "PIFA" Multi-bandes pour applications sans fil**"
- [7] Ms.Barka, "**La technologie ULB**" Mémoire Master Recherche Télécommunications – Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie
- [8] A. Boufrioua, "**Contribution à l'étude des antennes à patch résistif et parfaitement conducteur tenant compte d'une source d'excitation et des nouvelles formes asymptotiques de courant**", Thèse de Doctorat, Université Mentouri, Constantine, 2006.
- [9] Abdenour Yassine, Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie "**Étude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales**"
- [10] Chaouti Leila, Université Mentouri-Constantine, "**Contribution à l'étude d'antennes imprimées rectangulaires double bande et multi bandes tenant compte de l'effet de couplage**".31/01/2009
- [11] A. Boufrioua, "**Contribution à l'étude des antennes à patch résistif et parfaitement conducteur tenant compte d'une source d'excitation et des nouvelles formes asymptotiques de courant**", Thèse de Doctorat, Université Mentouri, Constantine, 2006.

[12] mémoire magister Recherche Instrumentation _ UNIVERSITE SETIF-1 UFAS Faculté Technologie, "**Etude des matériaux composites (Titanate oxyde) : application pour la réalisation des substrats d'antennes miniatures** "

[13] Marion ALBOUY-LLATY, "**La télémédecine**", Télémédecine - Staff SP 30/03/2011.

[14] GHOUALI Samir, Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie, "**Développement d'applications de Télémédecine sur Smartphones**", 21 Juin 2017.

[15] A. Franco, "**La télémédecine au service de l'autonomie**", La revue de médecine interne, vol. 24, pp. 390–393.

[16] collège de médecine du Québec, "**La médecine la télémédecine et les technologies de l'information et de la télécommunication**", 02 /2015 GUIDE D'EXERCICE

[17] Sandrine DEGOS, Joëlle BOUET, Rozenn GUELLEC, Rebecca AMMAR, "**Pipame - E-santé : faire émerger l'offre française en répondant aux besoins présents et futurs des acteurs de santé**", Date de parution : 2016, Couverture : Hélène Allias-Denis, Brigitte Baroin ; Édition : Martine Automme, Nicole Merle-Lamoot, ISBN : 978-2-11-139399-9.

[18] Braun F., Berthier F, "**Les interconnexions de la Régulation Médicale**", Conférence Congrès Urgences 2009, chapitre 81. Paris ; 2009, pp.817-29.

[19] F. Brunet –28 octobre 2010, "**La télémédecine**".

[20] Federaal agentschap voor geneesmiddelen en gezondheidsproducten, Agence fédérale des médicaments et des produits de santé, Eurostation II, "**Informations sur les dispositifs médicaux à destination des patients**".

[21] institut national de recherche et de sécurité "**dispositifs médicaux implantables**" septembre 2018

[22] centre hospitalier universitaire de Toulouse "**Implant cochléaire**" Professeur Olivier Deguine pôle céphalique.

[23] réseau canadien pour l'analyse de l'environnement en santé "**Implant rétinien pour améliorer la vision** "

[24] D. M. Pozar, "**Microwave engineering**", 4th ed. Hoboken, NJ : Wiley, 2012.

- [25] Université paris-est école doctorale MSTIC " **conception d'antennes de communication à travers le Corp humain "**
- [26] S.I. Kwak, K. Chang, and Y.J. Yoon, "**Small spiral antenna for wideband capsule endoscope system**", Electronics Letters, vol. 42, pp. 1328 - 1329, Nov 2006.
- [27] K. Y. Yazdandoost and R. Kohno. (2008, Dec) "**Body Implanted Antenna**". [Online].<https://mentor.ieee.org/802.15/dcn/08/15-08-0858-00-0006-body-implantedantenna.pdf>
- [28] L. Wang, T.D. Drysdale, and D.R.S. Cumming, "**In Situ Characterization of Two Wireless Transmission Schemes for Ingestible Capsules**", Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 54, pp. 2020 - 2027, Nov 2007.
- [29] F. Merli et al. "**Design, Realization and Measurements of a Miniature Antenna for Implantable Wireless Communication Systems**", Antennas and Propagation, IEEE Transactions on, vol. 59, pp. 3544 - 3555, 2011.
- [30] Antenne_patch.pdf «**antenna patch**»
- [31] Panagiotis Blanos, National Technical University of Athens, University of Patras, "**Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications**", June 2013.
- [32] Pujayita Saha, Progress In Electromagnetics Research, «**A Circularly Polarized Implantable Monopole Antenna for Biomedical Applications "**, 2018.
- [33] Zhi-Jie Yang, University of Electronic Science and Technology of China, "**A wideband implantable antenna for 2.4 GHz ISM band biomedical application**", mars 2018.
- [34] Md. Shazzadul Islam, International Islamic University Malaysia, "**Microstrip Patch Antenna with Defected Ground Structure for Biomedical Application**", 2019.
- [35] Merih Palandoken, University of IZMIR Katip Celebi, Turkey, "**compact biomplantable MICS and ISM band antenna design for wireless biotelemetry applications**"2017.

