

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université 8 Mai 1945 – Guelma
Faculté des Sciences et de la Technologie
Département d'Electronique et Télécommunications



Mémoire de Fin d'Etude
pour l'Obtention du Diplôme de Master Académique

Domaine : **Sciences et Techniques**
Filière : **Télécommunications**
Spécialité : **Systemes des Télécommunications**

**Développement d'une nouvelle antenne miniaturisée
biocompatible pour des applications ISM**

Présenté par :
ABDA akram

BOUNAB borhane

Sous la direction de :
Dr. CHAABANE abdelhalim

Juin 2023

Remerciements

Au terme de ce travail, nous tenons à exprimer nos sincères remerciements avec une profonde gratitude à toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à sa réalisation.

Nous tenons en premier lieu remercier ALLAH le tout puissant qui nous a donné le pouvoir, le courage et la patience à l'élaboration de cette œuvre.

Un spécial remerciement à notre encadreur **CHAABANE abdelhalim** pour avoir accepté de diriger notre travail malgré leurs nombreuses occupations, leurs conseils et leurs remarques si pertinentes nous ont guidés dans l'élaboration de ce travail.

Nous remercions particulièrement Dr **BOUALIEG Ahcene** et **KHALFALLAOUI Abderrezak** pour tous les efforts fournis qui nous a apporté son aide et qui a contribué à l'élaboration de ce mémoire.

Sans oublier nos familles, nos proches qui nous ont toujours encouragés au cours de la réalisation de ce mémoire.

En fin, nos remerciements les plus respectueux aux membres de jury qui ont accepté d'évaluer ce modeste travail.

Akram et Borhane

DÉDICACES

Je dédie ce modeste travail à :

Ma très chère et douce mère **Farida KHALLA**, Mon très cher père **Noureddine**, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de mes études.

A ma chère sœur **Halima**, pour leur encouragement permanent, et leur soutien moral.

A mes chers frères **Zaki** et **Mohammed Fakhr El Islam**, pour leurs appuis et leurs encouragements.

A toute la famille **ABDA** et la famille **KHALLA**.

A mes très chers amis : Abdelali, Amar, Salaheddine, Abderrahmen, Daya, Mous-tafa, Chrif, Moncef, Abderahim, Khaled, Aymen et Achraf.

Enfin, je tiens à dédier ce travail à toute la promotion de télécommunication 2022/2023. Votre engagement et votre dévouement ont contribué à rendre cette expérience éducative exceptionnelle.

Mon binôme : Borhane et Mes collègues Mouslim Madjed

AKRAM

DÉDICACES

Aujourd'hui, je termine ce projet final avec un mélange d'émotions. Alors que je célèbre cette étape importante de ma vie, mon cœur est rempli de souvenirs et de nostalgie, car je sais que tu ne peux pas être physiquement présent à mes côtés. Cette dédicace est mon humble façon de t'honorer et de te rendre hommage.

PaPa Que ton âme repose en paix

Je dédié ce travail

Mon père ABD EL HAMID

Ma mère qui m'a entouré d'amour, d'affection et qui a tout fait pour ma réussite, elle qui a été un père et une mère pour moi. Je la remercie pour tout le soutien qu'elle a pu m'apporter depuis ma naissance.

Mes chers frères Moatez . Zahrouni .

Ma chère sœur

Ma demi Lufy

Ma belle-sœur et mes nièces Maria Anaïs Samar

Mes amis : Anis Mohammed Oussama Abdallah Hani Amine Wassim Seif Ayoub

Nedjme

Mon binôme : Akram et Mes collègues Mouslim Madjed Housseem

BORHANE

RÉSUMÉ

Le choix de la technologie WBAN (Wireless Body Area Network) est déterminé en fonction de l'application biomédicale spécifique, qu'il s'agisse d'implants, d'applications portables sur le corps ou d'applications dans l'environnement. Les applications WBAN requièrent l'utilisation d'antennes spécifiquement conçues et adaptées à cette technologie. Ce mémoire étudie les caractéristiques spécifiques, liées à la conception d'antenne imprimée de forme d'insigne Audi, dans la bande de fréquence ISM [2.4- 2.5] GHz, L'antenne est alimentée par une ligne d'impédance adaptée à 50Ω et une sonde coaxiale, offrant un rayonnement optimal, une taille compacte et un coût limité. Les résultats des simulations ont été vérifiés à l'aide d'une méthode d'analyse numérique en utilisant le logiciel CST. L'objectif principal de ce projet est de concevoir et de fabriquer une antenne qui offre de bonnes performances de transmission et de réception tout en étant adaptée à une utilisation dans des environnements biomédicaux.

Mots clés : Antennes imprimées, Technologie WBAN, ISM.

ABSTRACT

The choice of WBAN (Wireless Body Area Network) technology is determined based on the specific biomedical application, whether it involves implants, wearable applications on the body, or applications in the environment. WBAN applications require the use of antennas specifically designed and tailored for this technology. This thesis examines the specific characteristics related to the design of a printed antenna in the shape of an Audi badge, operating in the ISM frequency band [2.4-2.5] GHz. The antenna is powered by a 50-ohm impedance matched transmission line and a coaxial probe, offering optimal radiation, compact size, and limited cost. The simulation results have been validated using a numerical analysis method with the CST software. The main objective of this project is to design and manufacture an antenna that provides good transmission and reception performance while being suitable for use in biomedical environments.

Keywords : Patch antennas, WBAN technology, ISM.

ملخص

يتم تحديد اختيار تقنية WBAN (شبكة منطقة الجسم اللاسلكية) من خلال التطبيق الطبي الحيوي المحدد، سواء كان غرسات أو تطبيقات جسم محمولة أو تطبيقات في البيئة. تتطلب تطبيقات WBAN استخدام الهوائيات المصممة والمكيفة خصيصاً لهذه التكنولوجيا. يبحث هذا الموجز في الخصائص المحددة المتعلقة بتصميم الهوائي المطبوع على شكل شارة أودي في نطاق تردد ISM [2.4-2.5] GHz. يتم تشغيل الهوائي بواسطة خط معاوقة مناسب 50Ω ومسبار محوري، مما يوفر الإشعاع الأمثل والحجم المضغوط والتكلفة المحدودة. تم التحقق من نتائج المحاكاة باستخدام طريقة التحليل العددي باستخدام برنامج CST. الهدف الرئيسي لهذا المشروع هو تصميم وتصنيع هوائي يوفر أداءً جيداً للنقل والاستقبال بينما يكون مناسباً للاستخدام في البيئات الطبية الحيوية.

الكلمات المفتاحية: هوائيات مطبوعة، تقنية شبكة منطقة الجسم اللاسلكية، الصناعي والعلمي والطبي.

LISTE DES ACRONYMES

2D Two Dimension

3D Three Dimension

ISM Industrial, Scientific and Medical

RF Radio Frequency

SAR Specific Absorption Rate

E-field Electric Field

VSWR Voltage Standing Wave Ratio

CST Computer Simulation Technology

dB Decibel

WBAN Wireless Body Area Networks

FCC Federal Communications Commission

ERC European Research Council

MICS Medical Implant Communication Service

ERP Enterprise Resource Planning

ANT Antenna

ECG Electrocardiogram

ISO International Organization for Standardization

IEEE Institute of Electrical and Electronics Engineers

EMC/EMI Electromagnetic Compatibility/Electromagnetic Interference

TABLE DES MATIÈRES

	vi
Liste des figures	xiv
Liste des tableaux	xv
Introduction générale	
Chapitre 1 Généralités sur les antennes imprimées	1
1.1 Introduction	1
1.2 Définition de l'antenne imprimée	2
1.3 Structure d'une antenne imprimée	2
1.4 Domaine d'application des antennes imprimées	3
1.5 Caractéristiques de l'antenne	4
1.5.1 Coefficient de réflexion (S11)	4
1.5.2 Rapport d'onde stationnaire (ROS)	4
1.5.3 L'impédance d'entrée	5
1.5.4 Bande passante	5
1.5.5 Directivité	6
1.5.6 Gain	6
1.5.7 Efficacité	6
1.5.8 Diagramme de rayonnement	7

1.5.9	Angle d'ouverture (angle à -3dB)	10
1.6	Mécanismes d'alimentations	11
1.6.1	Alimentation avec contact	11
1.6.1.1	Sonde coaxiale.....	11
1.6.1.2	Ligne micro ruban	12
1.6.2	Alimentation sans contact (par proximité)	13
1.6.2.1	Ligne microbande en sandwich.....	13
1.6.2.2	Guide d'onde coplanaire.....	14
1.6.2.3	Couplage par fente	15
1.7	Les avantages et les inconvénients.....	15
1.8	Conclusion.....	16
Chapitre 2 Antenne miniaturisée biocompatible		17
2.1	Introduction	17
2.2	Exemples d'implants biomédicales	18
2.3	Antennes dans le domaine biomédicale	20
2.4	Systèmes de télémétrie biomédical	22
2.4.1	Corps humain.....	22
2.4.2	Isolation	23
2.4.3	Alimentation	23
2.4.4	Canal de propagation.....	23
2.4.4.1	Fréquences disponibles	24
2.5	Surveillance de la santé des patients à distance	25
2.5.1	Médecine sans fil.....	25
2.5.2	Télémédecine	26
2.5.3	Numérisation de la santé	27
2.5.4	Données biophysiques	28
2.5.5	WBAN (Wireless Body Area Network)	29
2.5.6	Implants médicaux.....	31

	x
2.5.6.1	Implant Pacemaker 32
2.5.6.2	Implant Cochléaire 33
2.5.6.3	Dosimètre in vivo 34
2.6	Logiciel CST Microwave Studio (MWS) 35
2.7	Conclusion 36
Chapitre 3	Simulation et résultats 37
3.1	Introduction 37
3.2	Choix de l'outil de simulation 37
3.3	Géométrie et conception de l'antenne 39
3.3.1	Géométrie 39
3.3.2	Les étapes de conception 40
3.3.3	Dimension d'antenne final 43
3.4	Simulation d'antenne sur CST 43
3.4.1	Coefficient de réflexion S_{11} 43
3.4.2	Diagramme de rayonnement 44
3.4.3	Gain 45
3.4.4	VSWR 45
3.4.5	L'impédance Z_{11} 46
3.5	L'antenne avec bras humains 46
3.6	Simulation d'antenne avec bras humain sur CST 48
3.6.1	Coefficient de réflexion S_{11} 48
3.6.2	Diagramme de rayonnement 49
3.6.3	Gain 50
3.6.4	VSWR 50
3.6.5	L'impédance Z_{11} 51
3.6.6	SAR 51
3.7	Réalisation d'antenne 52
3.7.1	Description de machine LPKF et logiciel CircuitProtoMat S103 52

	xi
3.7.2 Le modèle d'antenne réalisé.....	53
3.7.3 Connecteur SMA	54
3.8 Mesure expérimentale	54
3.8.1 Analyseur de réseau vectoriel ZNB20	54
3.8.2 Mesure de coefficient de réflexion S_{11} d'antenne.....	56
3.8.3 Mesure d'impédance Z_{11} d'antenne	57
3.8.4 Mesure de coefficient de réflexion S_{11} d'antenne avec bras humain .	58
3.8.5 Mesure d'impédance Z_{11} d'antenne avec bras humain	59
3.9 Conclusion	60
Conclusion générale	61

LISTE DES FIGURES

1.1	Structure d'une antenne imprimée	2
1.2	Les différentes formes du patch	3
1.3	Structure d'une antenne imprimée	5
1.4	Diagramme de rayonnement classique d'une antenne directive	8
1.5	Les types des représentations de diagramme de rayonnement Polaire b) scalaire c) 3D	8
1.6	Diagramme de rayonnement antenne Isotope	9
1.7	Diagramme de rayonnement antenne omnidirectionnel	10
1.8	Diagramme de rayonnement d'une antenne directif	10
1.9	Les techniques d'alimentation	11
1.10	Antenne imprimée alimentée par sonde coaxiale	12
1.11	Antenne imprimée alimentée par micro ruban	13
1.12	L'alimentation par une ligne micro ruban.....	13
1.13	Ligne microbande en sandwich	14
1.14	Guide d'onde coplanaire	15
1.15	Couplage par fente	15
2.1	Système à capsule endoscopique ingérable	19
2.2	Implant cochléaire	20

2.3	Implantation d'un stimulateur cardiaque dans la poitrine humaine.....	21
2.4	Implant rétinien	21
2.5	Un système de bio-téléométrie numérique sans fil qui Sur veille les signes vitaux à l'aide d'un téléphone intelligent	26
2.6	La téléomédecine	26
2.7	Architecture general de Wireless Body Area Networks	30
2.8	Implant Pacemaker	33
2.9	Implant cochléaire	34
2.10	DosimètreeenVIVO	35
3.1	Entrée du logiciel CST.....	38
3.2	L'interface du logiciel CST	39
3.3	Antenne patch de forme des anneaux d'insigne audi attaché par deux anneaux 40	
3.4	Dimension d'antenne final.....	43
3.5	Coefficient de réflexion S_{11} d'antenne.....	43
3.6	Diagramme de rayonnement d'antenne sur deux plans (A) Plan E. (B) Plan H	44
3.7	Le gain de l'antenne en fonction de la fréquence.....	45
3.8	Le VSWR de l'antenne en fonction de fréquence.....	45
3.9	L'impédance Z_{11} d'antenne en fonction de fréquence.....	46
3.10	L'antenne en contact avec le modèle du bras humain sur CST	47
3.11	Coefficient de réflexion S_{11} d'antenne avec bras humain.....	48
3.12	Diagramme de rayonnement d'antenne avec bras humain sur deux plans (A) Plan E, (B) Plan H.....	49
3.13	Le gain d'antenne avec bras humain	50
3.14	Le VSWR d'antenne avec bras humain	50
3.15	L'impédance Z_{11} d'antenne avec bras humain.....	51
3.16	SAR d'antenne avec bras humain.....	52

3.17 La machine LPKF PL	53
3.18 Antenne réalisé	53
3.19 Antenne réalisé avec le connecteur SMA	54
3.20 Antenne réalisé sur l'analyseur de réseau vectoriel ZNB20	55
3.21 Coefficient de réflexion S_{11} simulé et mesuré d'antenne	56
3.22 L'impédance Z_{11} simulé et mesuré d'antenne	57
3.23 Mesure d'antenne avec bras humain en réalité	58
3.24 Coefficient de réflexion S_{11} simulé et mesuré d'antenne avec bras humain.....	58
3.25 L'impédance Z_{11} simulé et mesuré d'antenne avec bras humain	59

LISTE DES TABLEAUX

3.1	Les étapes de conception d'antenne.....	41
3.2	Les étapes nécessaires pour obtenir le meilleur résultat final de l'antenne	42
3.3	Les paramètres d'antenne	43

Introduction générale

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Les antennes jouent un rôle important dans les systèmes de radiocommunication. Son importance remonte à l'époque de James Clerk Maxwell, qui a fait une grande percée en unifiant les théories de l'électricité et des aimants. Ses équations profondes, connues sous le nom d'équations de Maxwell, ont été publiées en 1873. Ces équations ont permis de représenter les relations entre électricité et aimants de manière globale. De plus, Maxwell a montré que la lumière est une onde électromagnétique qui se propage à une vitesse constante et bien définie. Ainsi, l'histoire des antennes est inextricablement liée aux découvertes de Maxwell et à ses travaux innovants. [1] En raison des épidémies graves et des maladies contagieuses qui ont affaibli les services de santé et rendu difficile le diagnostic direct des patients ces dernières années, il est nécessaire de trouver une solution alternative. La télémédecine est une composante de la médecine qui permet la transmission de données médicales par le biais d'appareils électroniques.

Les antennes jouent un rôle crucial dans ce processus en assurant la transmission des informations médicales du patient vers l'environnement extérieur. Selon leur fonction, les antennes médicales peuvent être implantées dans le corps humain pour transmettre des informations sur l'état de santé du patient au médecin afin de permettre un diagnostic à distance. Ces antennes peuvent également agir comme des stimulateurs cardiaques (pacemakers) pour réguler le rythme cardiaque. Par ailleurs,

il existe des antennes tissulaires placées sur les vêtements, qui opèrent dans la bande ISM (bandes industrielles, scientifiques et médicales) aux fréquences de 902,8 - 928 MHz et 2,4 - 2,5 GHz. [2]

Cette mémoire décrit la recherche de master, consiste en Introduction générale, à partir de trois chapitres et conclusion.

Le premier chapitre traite des informations générales sur les antennes, Les différentes caractéristiques d'alimentation des antennes imprimées, la structure de l'antenne imprimée, etc. . .

Dans le deuxième chapitre, nous présenterons les différentes applications de l'antenne biomédicale et de son canal de propagation et comment surveillé à distance la santé du patient.

Le troisième chapitre est consacré à la conception et réalisation d'une antenne patch qui fonction dans la bande ISM (2.4 GHz) pour des applications biomédicales. Différentes caractéristiques de cette antenne sont présentées au niveau du logiciel de simulation CST Microwave Studio.

Enfin, on termine notre travail par une conclusion générale résumant tous les travaux et efforts que nous avons déployés pour terminer le mémoire de master.

Chapitre I :

Généralités sur les antennes imprimées

CHAPITRE 1

GÉNÉRALITÉS SUR LES ANTENNES IMPRIMEES

1.1 Introduction

La technologie des antennes imprimées a été développée dans les années 1960 et a récemment connu une popularité croissante en raison de ses avantages économiques et de sa facilité de fabrication. Ces antennes sont composées d'un substrat diélectrique, d'une couche conductrice et d'un plan de masse.

Les antennes imprimées sont largement utilisées dans divers domaines tels que les communications sans fil, la télédétection et la navigation par satellite. Elles peuvent être fabriquées dans différentes formes et tailles afin de répondre aux exigences spécifiques de chaque application.

Ce chapitre présente d'abord la définition et la structure des antennes imprimées. Ensuite, il examine les domaines d'utilisation, les caractéristiques, les techniques d'alimentation ainsi que les avantages et les inconvénients de ces antennes.

1.2 Définition de l'antenne imprimée

Les antennes imprimées ont émergé dans les années 1950, mais ce n'est qu'à partir des années 1970 que les premiers résultats ont été observés, principalement dans le domaine militaire. Ce n'est que dans les années 1990 que leur utilisation s'est réellement étendue à l'industrie,[3] grâce aux travaux de Howel et Munson.

Les antennes imprimées, également connues sous le nom d'antennes micro ruban ou "patch" en anglais, sont des éléments rayonnants plans fabriqués en gravant un circuit imprimé. Elles offrent plusieurs avantages majeurs, tels que des coûts de production réduits et des capacités d'intégration élevées. Aujourd'hui, elles sont présentes dans de nombreux appareils électroniques et sont considérées comme le type d'antenne privilégié pour les fréquences micro-ondes dans les systèmes de communication intégrés modernes.[4]

1.3 Structure d'une antenne imprimée

Les antennes imprimées sont composées de fines couches conductrices en métal, qui prennent différentes formes et sont appelées éléments rayonnants. Ces éléments sont déposés sur un substrat diélectrique, dont la surface inférieure est entièrement métallisée pour créer un plan de masse. Il est possible de trouver un autre substrat, appelé superstrat, au-dessus de l'élément rayonnant. [5]

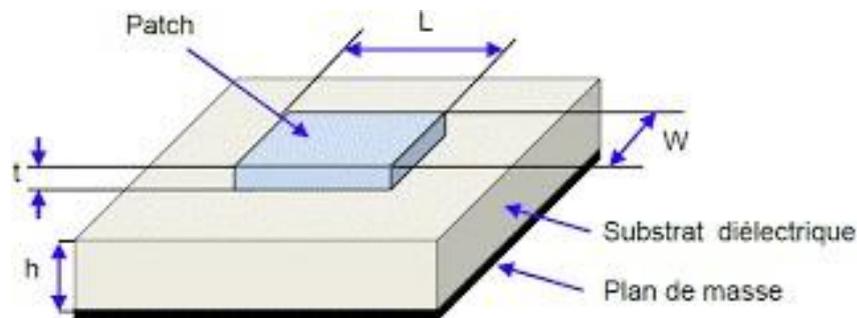


FIGURE 1.1 – Structure d'une antenne imprimée [6]

Plusieurs formes du patch peuvent être distinguées comme la montre dans FIGURE 1.2

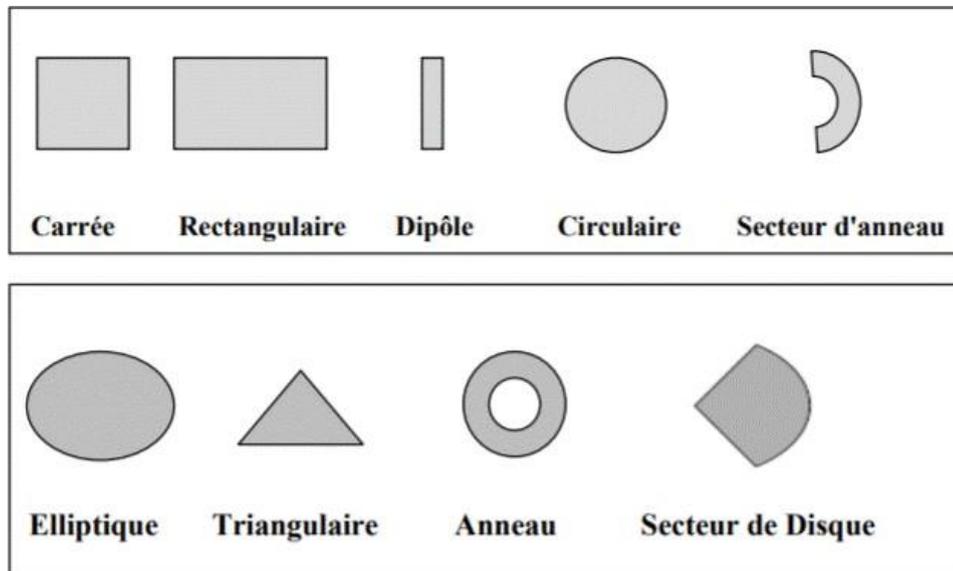


FIGURE 1.2 – Les différentes formes du patch [6]

1.4 Domaine d'application des antennes imprimées

Les applications des antennes imprimées se diversifient de plus en plus, les applications principales sont :

1. La téléphonie mobile.
2. Les radars.
3. Les télécommunications spatiales.
4. La télémétrie des missiles et la télésurveillance.
5. Guidage des missiles et télédétection.

1.5 Caractéristiques de l'antenne

1.5.1 Coefficient de réflexion (S11)

Plus précisément, le coefficient de réflexion S11 est défini comme la fraction de la puissance de l'onde électromagnétique qui est réfléchi par rapport à la puissance de l'onde incidente lorsqu'elle rencontre une impédance différente, telle qu'une jonction de ligne de transmission ou un dispositif d'adaptation d'impédance. [7] C'est un paramètre important dans le concept des circuits RF et des micro-ondes. [8]

$$|S_{11}| = \frac{P_r}{P_i} \quad (1.1)$$

$$\Gamma = \frac{Z_{\text{ant}} - Z_0}{Z_{\text{ant}} + Z_0} \quad (1.2)$$

S11 est généralement exprimé en dB (I.3), et sa valeur peut varier de 0 (pas de réflexion) à 1 (pleine réflexion). Un S11 de -10 dB signifie que seulement 10% de l'énergie est réfléchi, et un S11 de -20 dB signifie que seulement 1% de l'énergie est réfléchi. [7]

$$S_{11} = 20 \cdot \log(\Gamma) \quad (1.3)$$

1.5.2 Rapport d'onde stationnaire (ROS)

Le rapport d'onde stationnaire (ROS), est un paramètre utilisé en électromagnétisme pour décrire la qualité de l'adaptation entre deux systèmes de transmission d'ondes. [9] [10]

$$\text{ROS} = \frac{P_1 + P_2}{P_1 - P_2} = \frac{1 + \Gamma_{\text{in}}}{1 - \Gamma_{\text{in}}} = \frac{1}{S_{11}} \quad (1.4)$$

1.5.3 L'impédance d'entrée

L'antenne est alimentée par une ligne de transmission qui possède une impédance caractéristique, l'impédance de l'antenne peut être considérée comme une impédance complexe :

$$Z_a = R_a + jX_a \quad (1.5)$$

La valeur de l'impédance d'entrée de l'antenne est influencée non seulement par la configuration physique de l'antenne, mais également par le degré de couplage entre la ligne de transmission et l'antenne. La partie réelle de l'impédance d'entrée de l'antenne doit être aussi proche que possible de 50Ω et sa partie imaginaire est nulle [8]

1.5.4 Bande passante

La bande passante représente la plage dans laquelle le transfert d'énergie entre l'alimentation et l'antenne (ou entre l'antenne et le récepteur) est maximal. Habituellement, la bande passante est déterminée en fonction du coefficient de réflexion, bien qu'il n'existe pas de critères précis pour sa limite. Cependant, une norme courante consiste à maintenir le coefficient de réflexion en dessous de -10 dB sur l'ensemble de la bande passante. Certaines antennes sont très sélectives, c'est-à-dire qu'elles ont une bande passante très étroite, tandis que d'autres peuvent être utilisées sur une large plage de fréquences.[7]

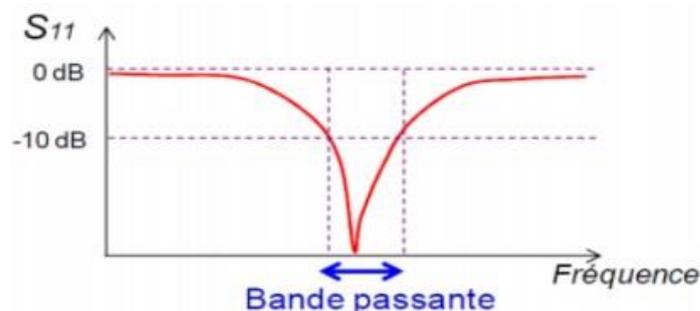


FIGURE 1.3 – Structure d'une antenne imprimée [11]

1.5.5 Directivité

la directivité $D(\theta, \phi)$ d'une antenne dans une direction (θ, ϕ) est définie comme le rapport entre la puissance rayonnée dans cette direction, $P(\theta, \phi)$, et la puissance qu'émettrait une antenne isotrope équivalente.[12]

Le gain $G(\theta, \phi)$ d'une antenne dans une direction spécifique (θ, ϕ) représente le rapport entre la puissance rayonnée dans cette direction, $P(\theta, \phi)$, et la puissance émise par une antenne isotrope sans pertes. La directivité et le gain décrivent tous deux la capacité de l'antenne à concentrer la puissance rayonnée dans une direction spécifique de l'espace. En général, le gain G correspond au gain dans la direction de rayonnement maximal (θ_0, ϕ_0) . [13]

1.5.6 Gain

Le rapport entre la puissance rayonnée (P_r) et la puissance d'alimentation (P_a) est déterminé par la directivité de l'antenne. La directivité est calculée en comparant la puissance rayonnante dans la direction principale de l'antenne avec la puissance rayonnée par une antenne de référence. Cette relation peut être représentée par l'équation suivante [11] :

$$G(\theta, \phi) = \frac{4\pi P(\theta, \phi)}{P_a} \quad (1.6)$$

$P(\theta, \phi)$: Puissance rayonné dans une direction. P_a

: Puissance rayonnée par l'antenne.

Il peut être exprimé en fonction de rendement et la directivité :

$$G(\theta, \phi) = \eta \times D(\theta, \phi) \quad (1.7)$$

1.5.7 Efficacité

L'efficacité est le rapport de la puissance rayonnée P_{rad} par l'antenne sur la puissance fournie en entrée de l'antenne.

$$\eta = \frac{P_{\text{rad}}}{P_A} = \frac{P_{\text{rad}}}{P_{\text{loss}}} \quad (1.8)$$

$$\eta^{\text{tot}} = \eta^{\text{ray}} \cdot (1 - S_{11})^2 \quad (1.9)$$

La mesure globale d'efficacité tient compte des pertes dues à la désadaptation, tandis que l'efficacité rayonnée est exclusivement déterminée par la configuration géométrique de l'antenne. Cette dernière est définie par des éléments tels que les dimensions, la forme, l'épaisseur et la largeur des parties métalliques, ainsi que les pertes engendrées par le substrat diélectrique. En somme, elle représente un paramètre inhérent à l'antenne lui-même. [15].

1.5.8 Diagramme de rayonnement

Les diagrammes de rayonnement sont employés afin d'évaluer les capacités des antennes et des systèmes de communication sans fil, d'optimiser l'orientation et la portée des transmissions, et de réduire les interférences potentielles avec d'autres systèmes. [16]

Le diagramme de rayonnement présente plusieurs caractéristiques : le lobe principal (le plus éclairé lorsque l'antenne est alimentée), le lobe secondaire (avec un niveau d'éclairage inférieur), le point nul (qui indique une direction indésirable), et le lobe périodique (présent dans les réseaux d'antennes). [17]

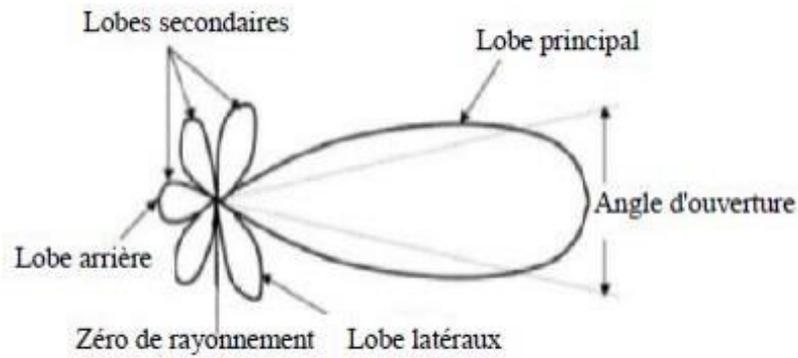


FIGURE 1.4 – Diagramme de rayonnement classique d’une antenne di-rective [16]

Le diagramme de rayonnement d’une antenne est une représentation visuelle du champ électromagnétique présent dans la zone lointaine. Cette visualisation peut être réalisée en utilisant un graphique en 2D (système de coordonnées cartésiennes ou polaires) ou en 3D

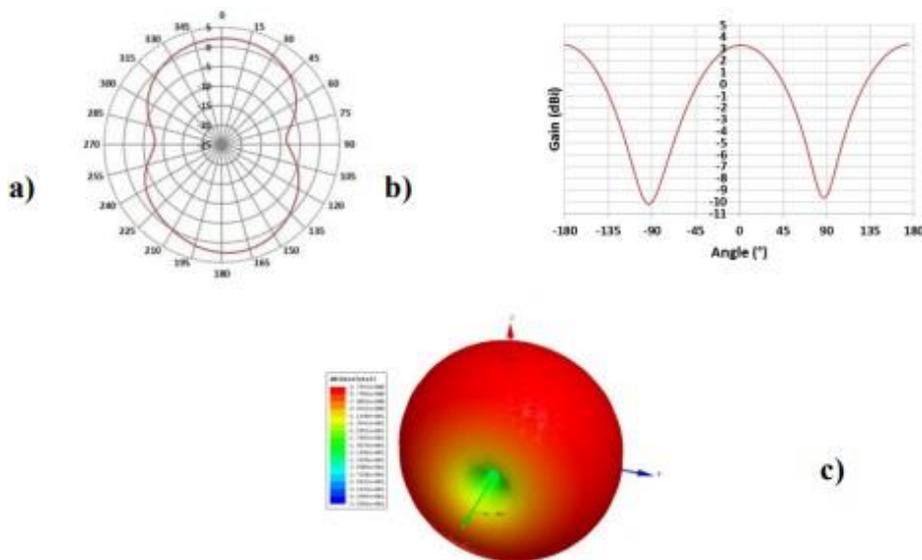


FIGURE 1.5 – Les types des représentations de diagramme de rayonnement Polaire b) scalaire c) 3D [8]

Différents types de diagrammes de rayonnement sont disponibles, correspondant

à différents types d'antennes et paramètres mesurés. Les diagrammes de rayonnement les plus fréquemment utilisés comprennent les diagrammes de rayonnement isotopique, omnidirectionnel et directionnel.[8]

1. **Isotrope :**

Une antenne isotrope est un concept théorique représentant une antenne qui émet ou reçoit des ondes électromagnétiques de manière uniforme dans toutes les directions, sans aucune préférence de direction. Elle sert souvent de référence pour évaluer les performances des antennes réelles.[18]

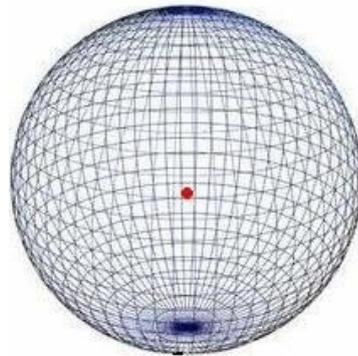


FIGURE 1.6 – Diagramme de rayonnement antenne Isotope [19]

2. **Omnidirectionnel :**

Une antenne omnidirectionnelle est conçue pour émettre ou recevoir des ondes électromagnétiques de manière uniforme dans toutes les directions sur le plan horizontal à partir du point d'installation de l'antenne. Elle est couramment utilisée dans des applications nécessitant une couverture à 360 degrés, comme les réseaux de télécommunications sans fil. [18]

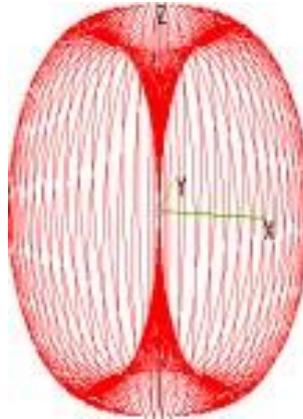


FIGURE 1.7 – Diagramme de rayonnement antenne omnidirectionnel [19]

3. Directionnel :

Une antenne directionnelle est conçue pour émettre ou recevoir des ondes électromagnétiques de manière privilégiée dans une direction spécifique, plutôt que de manière uniforme dans toutes les directions. Elle est fréquemment utilisée dans des applications nécessitant une couverture directionnelle précise, une portée étendue ou une capacité à rejeter les interférences.[18]

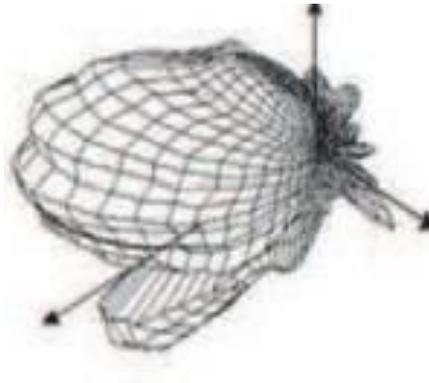


FIGURE 1.8 – Diagramme de rayonnement d'une antenne directive [19]

1.5.9 Angle d'ouverture (angle à -3dB)

L'angle d'ouverture à (-3dB) correspond à l'angle où la puissance du faisceau électromagnétique ou acoustique est réduite de moitié.

C'est une mesure fréquemment utilisée pour décrire les propriétés de diffusion des antennes, des haut-parleurs, des lasers et des capteurs. [20]

1.6 Mécanismes d'alimentations

L'alimentation d'antenne imprimée est essentiellement basée sur deux classes d'excitation [21] :

1. Excitation avec contact
2. Excitation sans contact

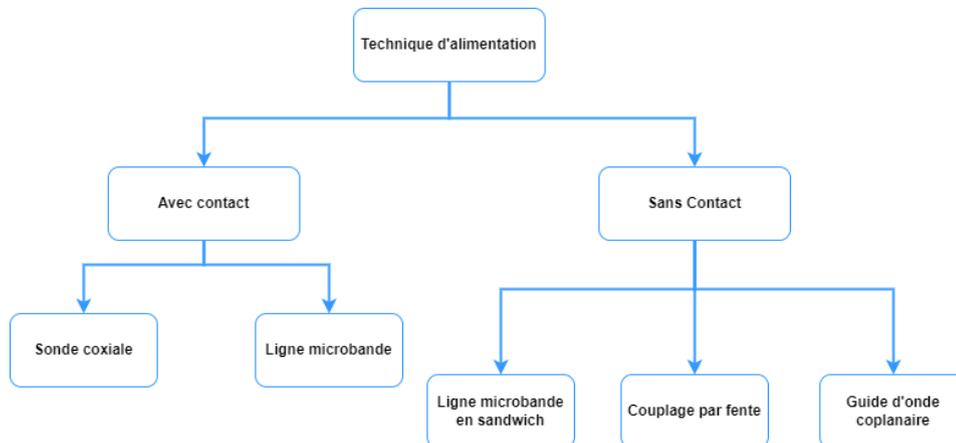


FIGURE 1.9 – Les techniques d'alimentation

1.6.1 Alimentation avec contact

La méthode d'excitation par contact implique l'application d'un courant au patch rayonnant en utilisant des éléments de connexion tels que des câbles coaxiaux ou des lignes micro ruban. [21]

1.6.1.1 Sonde coaxiale

Une antenne imprimée alimentée par une sonde coaxiale est une antenne imprimée qui reçoit son courant d'une sonde coaxiale. La sonde coaxiale est une structure

coaxiale qui assure la connexion entre l'antenne et un câble coaxial. Généralement, la sonde coaxiale est placée perpendiculairement à l'antenne imprimée.

L'avantage de l'utilisation d'une sonde coaxiale pour l'alimentation d'une antenne imprimée réside dans sa capacité à fournir une connexion aisée et fiable entre l'antenne et le câble coaxial. Cette méthode d'alimentation est couramment utilisée avec des antennes patch de forme circulaire et annulaire. [22]

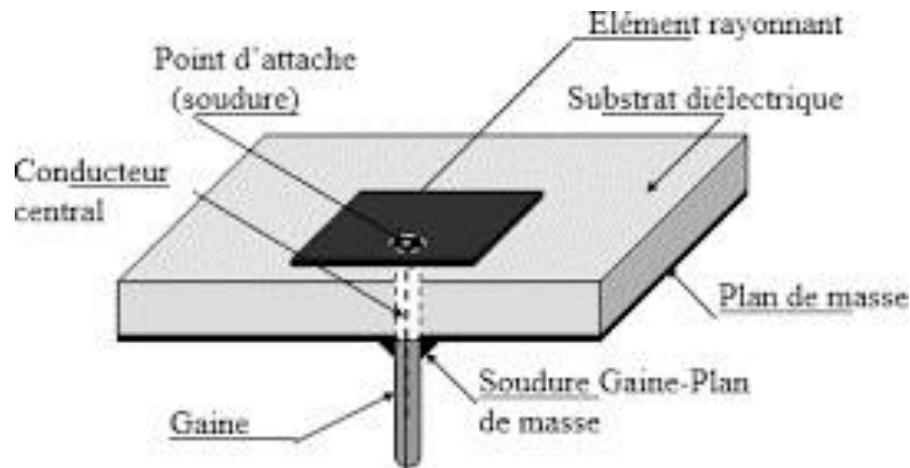


FIGURE 1.10 – Antenne imprimée alimentée par sonde coaxiale [22]

1.6.1.2 Ligne micro ruban

La ligne micro ruban est gravée avec le patch en même temps sur le même substrat diélectrique. Elle est plus petite par rapport à lui.

Cette alimentation est très utilisée avec l'antenne patches de différentes formes. [23]

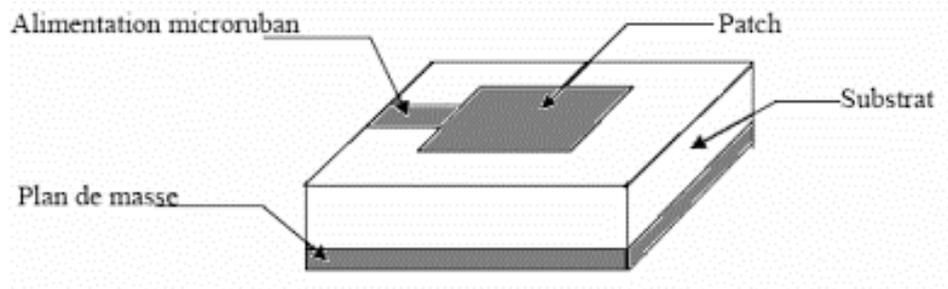


FIGURE 1.11 – Antenne imprimée alimentée par micro ruban [23]

L'alimentation peut être réalisée en se connectant directement à une ligne micro ruban, son point de connexion est sur ou décalé de l'axe de symétrie de l'élément, si cela permet une meilleure adaptation d'impédance. L'alimentation axiale avec encoches donne de bons résultats. [24]

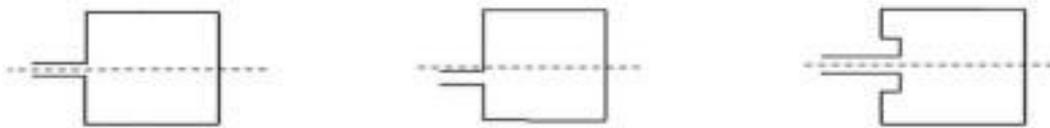


FIGURE 1.12 – L'alimentation par une ligne micro ruban axiale(a), décalée(b), axiale avec encoche(c)

1.6.2 Alimentation sans contact (par proximité)

La deuxième classe d'excitation utilise le couplage inductif. Transférez la puissance de la ligne micro ruban vers le patch rayonnant. Les trois techniques d'alimentation les plus utilisées sont la ligne micro bande en sandwich guide d'onde coplanaire, couplage par fente. [21]

1.6.2.1 Ligne micro bande en sandwich

Une ligne micro ruban en sandwich est une structure de transmission utilisée dans les circuits de communication haute fréquence tels que les circuits (RF) et micro-ondes. Cette structure est composée d'un substrat diélectrique mince et hautement

conducteur, placé entre deux plaques métalliques.

Dans le cas de l'antenne, elle est constituée de deux substrats. Le substrat inférieur comporte une ligne micro ruban qui se termine en un circuit ouvert sous le patch imprimé sur le substrat supérieur. FIGURE 1.13[21]

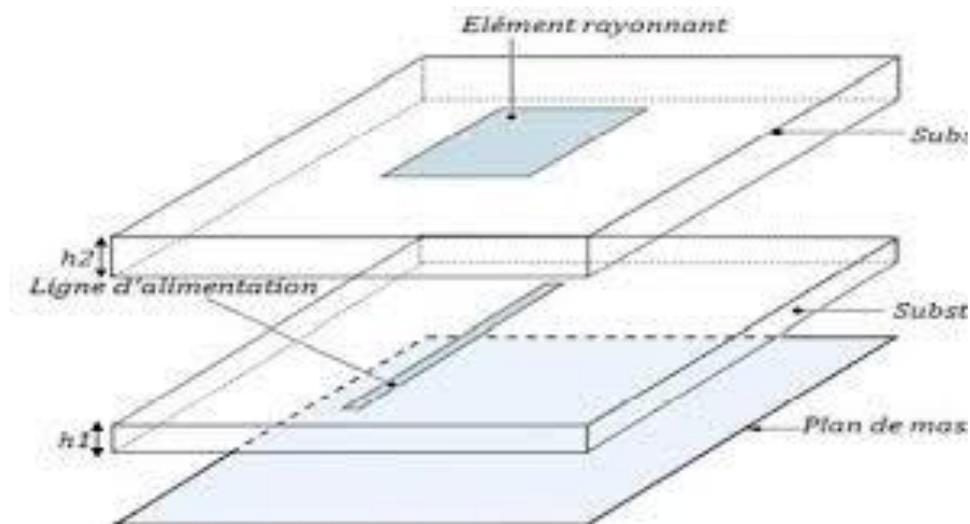


FIGURE 1.13 – Ligne microbande en sandwich [8]

1.6.2.2 Guide d'onde coplanaire

Le rayonnement émane de la surface supérieure du substrat, tandis que la ligne de transmission et le plan de masse sont situés sur la surface inférieure du substrat. FIGURE 1.14 [8]

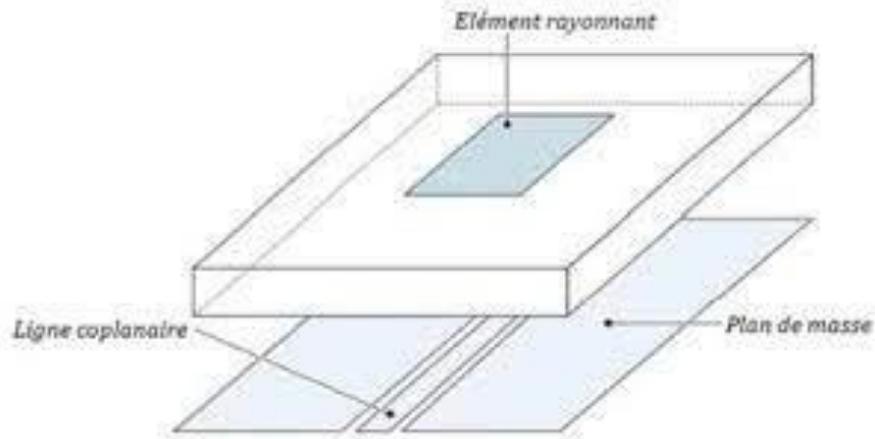


FIGURE 1.14 – Guide d'onde coplanaire [8]

1.6.2.3 Couplage par fente

Une ligne est placée au-dessus du plan de masse, elle est faite avec une fente sous le patch pour transférer la puissance des fils à l'antenne. FIGURE 1.15 [22]

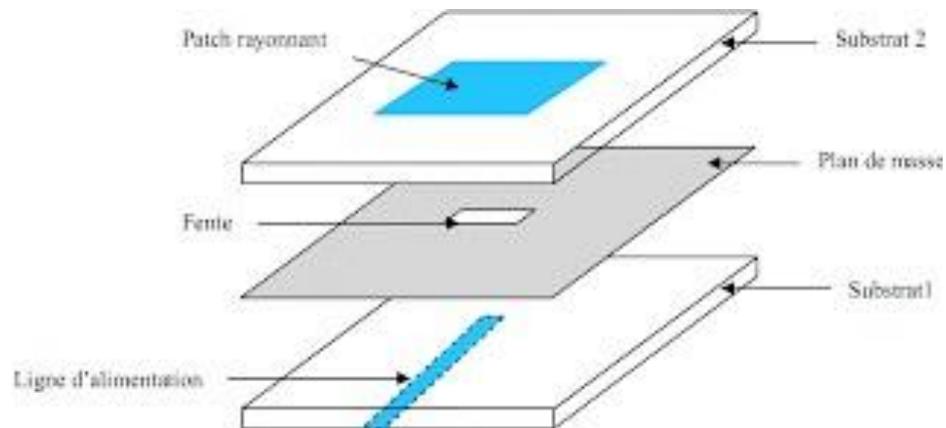


FIGURE 1.15 – Couplage par fente [8]

1.7 Les avantages et les inconvénients

La technologie des antennes imprimées est largement utilisée dans les domaines des communications sans fil, en particulier dans les dispositifs portables et les antennes intégrées. Voici les avantages et les inconvénients de cette technologie [25] :

1. Avantages :

- Faible coût de fabrication
- Faible poids
- Faible encombrement
- Simplicité de réalisation et reproduction
- Flexibilité de conception
- Bonne performance

2. Inconvénients :

- Faible largeur de bande
- Sensibilité à l'environnement
- Difficulté à ajuster la polarisation
- Pureté de polarisation difficile à obtenir
- Puissance supportée limitée [4] [22]

1.8 Conclusion

L'antenne imprimée est une technologie d'antenne importante qui offre de nombreux avantages en termes de coût, de facilité de fabrication et de qualité de signal. Bien qu'elle présente quelques inconvénients, elle est largement utilisée dans de nombreuses applications de communication sans fil, de télédétection, de médecine et de défense.

Avec l'avancement de la technologie, il est probable que l'antenne imprimée continuera à jouer un rôle important dans notre vie quotidienne et dans les prochaines avancées scientifiques et technologiques.

Chapitre 2 :
Antenne miniaturisée
biocompatible

CHAPITRE 2

ANTENNE MINIATURISÉE BIOCOMPATIBLE

2.1 Introduction

Au cours des 60 dernières années, les dispositifs électroniques implantables ont subi une transformation majeure à mesure que l'utilisation de la technologie de communication sans fil s'est étendue de la recherche biomédicale à la médecine clinique, permettant la surveillance et le contrôle à distance. Les systèmes de transmission sans fil sont largement utilisés dans les applications médicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain, telles que les stimulateurs cardiaques, les défibrillateurs automatiques implantables, les implants cochléaires, les neurostimulateurs et, plus récemment, les petites antennes bio-implantables.

La télémédecine bénéficie grandement des avancées technologiques en matière de transmission sans fil et de miniaturisation des antennes et de l'électronique. Ces progrès ont un rôle crucial dans diverses applications biomédicales, tant à l'intérieur qu'à l'extérieur du corps humain, telles que les diagnostics médicaux et le suivi thérapeutique. Par exemple, des dispositifs tels que les stimulateurs cardiaques, les défibrillateurs automatiques implantables et les capsules endoscopiques sont capables

de fonctionner à l'intérieur du corps grâce à la technologie sans fil. De plus, des circuits médicaux portables tels que les moniteurs de fréquence cardiaque, de pression artérielle, de saturation en oxygène, de respiration et d'électrocardiogramme (ECG) fournissent en temps réel des informations détaillées sur l'état de santé d'un patient. Grâce à la connectivité sans fil à courte portée, ces circuits médicaux non invasifs peuvent être facilement connectés à un équipement de surveillance, permettant ainsi un suivi continu et précis., améliorant ainsi le confort et la mobilité du patient et réduisant les coûts hospitaliers [26].

2.2 Exemples d'implants biomédicales

1. La FIGURE 2.1 Démontre un dispositif de capsule endoscopique sans fil ingérable [27] conçu pour faciliter le diagnostic et la surveillance de l'ensemble du système gastro-intestinal en fournissant des images en temps réel. Ce système présente le potentiel de se substituer à l'endoscopie conventionnelle, qui est moins confortable pour les patients et ne permet pas d'examiner efficacement la majeure partie de l'intestin grêle. [28]

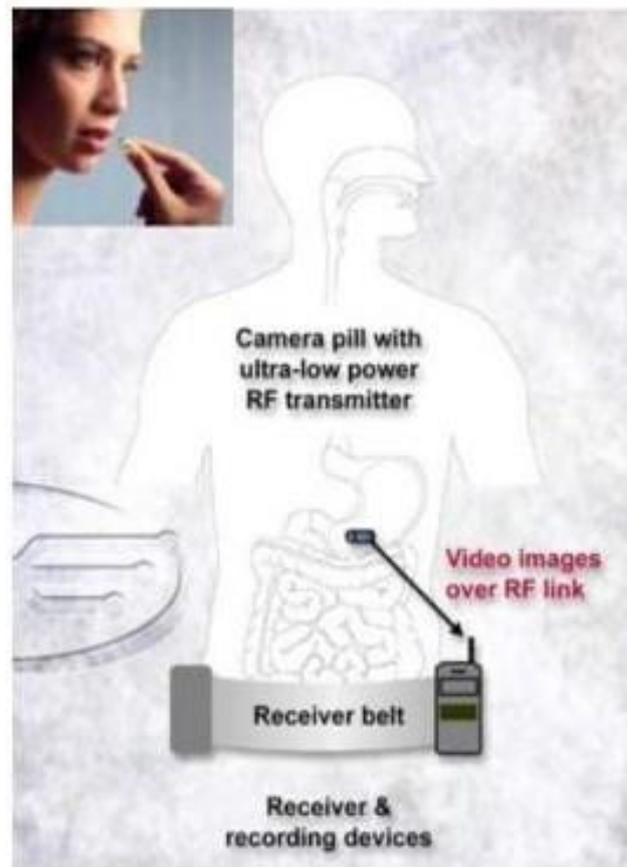


FIGURE 2.1 – Système à capsule endoscopique ingérable [27]

Implant cochléaire - est un appareil électronique qui convertit l'énergie sonore mécanique en énergie électrique. Signaux pouvant atteindre le nerf cochléaire à l'aide d'électrodes et d'ondes sonores simulées [29]

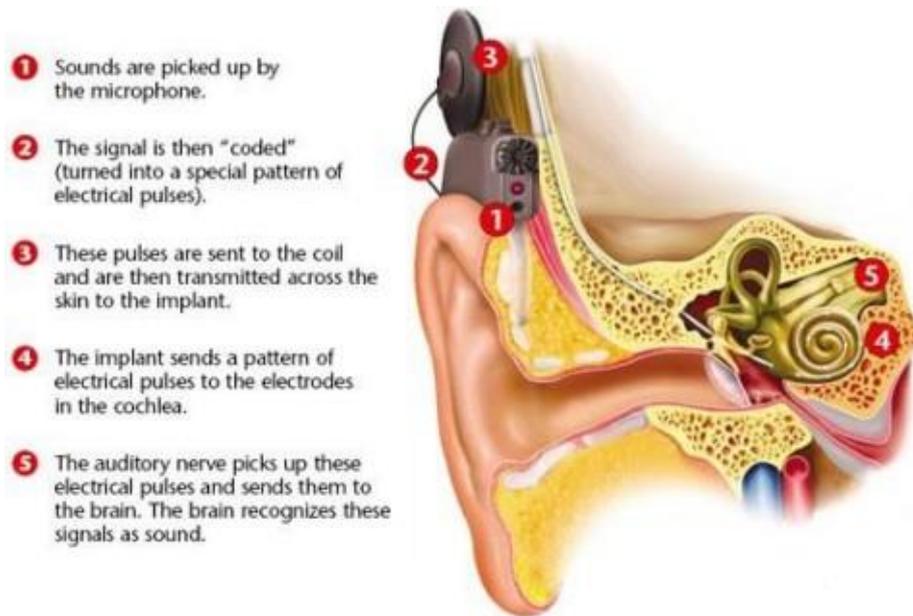


FIGURE 2.2 – Implant cochléaire [30]

2.3 Antennes dans le domaine biomédicale

Les dispositifs implantables (Fig. 2.3, 2.4) peuvent détecter la température corporelle, la pression artérielle et d'autres signaux biologiques et les transmettre à des dispositifs externes. Les périphériques externes sont placés dans : Soit à proximité du corps humain (antenne en champ proche), soit à plusieurs mètres (antenne en champ lointain).

Les informations reçues des appareils externes sont traitées par l'unité de surveillance et les professionnels de la santé qui traitent le patient de manière appropriée. De tout en permettant le diagnostic très précoce de certaines maladies comme le cancer et le diabète, Il peut prévenir les crises cardiaques et les accidents vasculaires cérébraux et est également très utile pour les maladies qui nécessitent une surveillance Certains paramètres biophysiques tels que la glycémie et la glycémie sont désormais acceptés et approuvés par de nombreuses personnes dans le monde.

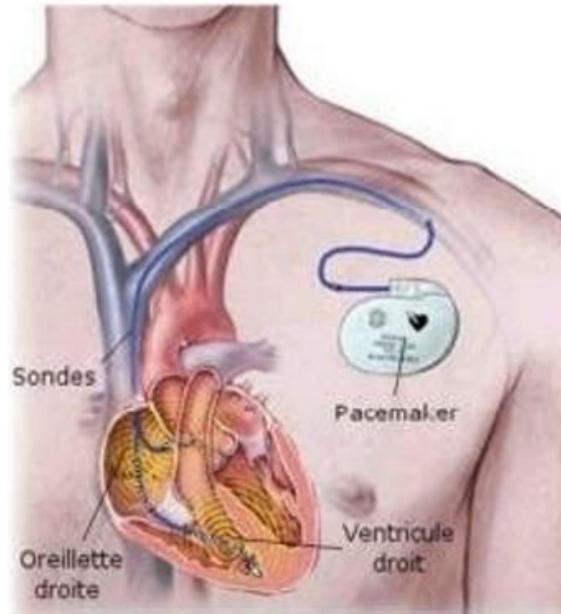


FIGURE 2.3 – Implantation d'un stimulateur cardiaque dans la poitrine humaine. [31]

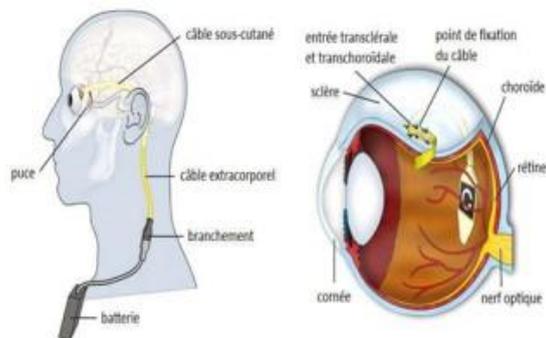


FIGURE 2.4 – Implant rétinien [31]

De tels dispositifs implantables permettent de travailler à l'amélioration des aspects du quotidien pour favoriser une meilleure qualité de vie. Vous pouvez utiliser ces appareils sans fil pour surveiller les signaux de votre domicile ou de votre travail. Cela permet aux médecins de surveiller les patients en temps réel sans que le patient ait besoin de se rendre physiquement à l'hôpital. La transmission immédiate des données médicales aux médecins est désormais possible, permettant aux médecins d'accéder rapidement aux données de diagnostic et de rapporter les résultats dans les

plus brefs délais. Les patients qui ont généralement des visites fréquentes à l'hôpital peuvent utiliser ces dispositifs Implantables car les médecins surveillent les patients en temps réel depuis l'hôpital dans cet environnement [31].

2.4 Systèmes de télémétrie biomédical

La télémétrie tire son origine des termes grecs "tele" signifiant "à distance" et "me- tron" signifiant "mesure", et elle permet de réaliser des mesures de données à distance. En d'autres termes, les données sont mesurées sur place, puis transmises à une station réceptrice située à distance. Historiquement, les systèmes de télémétrie ont été utilisés pour tester des véhicules en mouvement tels que des voitures, des avions et des missiles. Dans le domaine biomédical, la télémétrie permet de mesurer les signaux physiologiques à distance. Ces signaux sont obtenus à l'aide de transducteurs appropriés, puis traités et éventuellement transmis à un dispositif externe de surveillance et/ou de contrôle. Ce dispositif peut être placé sur le corps du patient ou à proximité de celui-ci, et il peut également communiquer avec un hôpital distant ou un poste de médecins grâce aux technologies et aux infrastructures de la télémédecine. L'objectif principal de la télémétrie biomédicale est de tirer parti des avancées récentes dans les technologies de communication filaires et sans fil pour répondre aux demandes croissantes de la communauté des soins de santé. [32]

2.4.1 Corps humain

Les propriétés complexes et diverses ainsi que les pertes importantes du corps humain ont un impact inévitable sur l'analyse, la conception, la réalisation et la caractérisation des antennes implantables. Par conséquent, ces facteurs influencent les performances globales du système sans fil. [29].

2.4.2 Isolation

Il est nécessaire d'utiliser un matériau isolant biocompatible dans tous les dispositifs implantables afin de prévenir toute réaction indésirable des tissus vivants. [29] [33] Cela joue un rôle important et efficace pour la santé humaine et améliore la transmission des données. [29].

2.4.3 Alimentation

La durée de vie d'un appareil est souvent déterminée par son système d'alimentation, qui occupe généralement le plus d'espace. Il existe différentes solutions pour optimiser cette durée de vie, telles que la récupération d'énergie, l'utilisation d'alimentations internes ou le transfert d'énergie sans fil. [34].

2.4.4 Canal de propagation

Les antennes placées à l'intérieur ou à l'extérieur du corps humain doivent être caractérisées par des techniques numériques et expérimentales pour établir les liaisons de communication nécessaires aux circuits biomédicaux.

Les antennes utilisées en médecine, en particulier celles qui fonctionnent à l'intérieur du corps humain, diffèrent des antennes qui utilisent l'espace libre comme canal de transmission. Le corps humain n'est pas un support idéal pour la transmission des radiofréquences. C'est un milieu partiellement conducteur composé de matériaux aux propriétés différentes telles que la permittivité, la conductivité, l'épaisseur et l'impédance caractéristique. Les tissus vivants ont généralement une constante diélectrique élevée. Cela modifie la fréquence de résonance de l'antenne couplée au tissu biologique. Selon la fréquence de fonctionnement de l'antenne, le corps humain provoquera une dissipation de puissance importante et dégradera les performances de l'antenne (changement de fréquence centrale, rupture de motif, efficacité de rayonnement, etc.). [35]

Les dispositifs radio à haute fréquence implantés dans le corps humain sont habituellement alimentés par des batteries. Si l'efficacité de rayonnement de l'antenne est altérée, cela entraînera une augmentation de la consommation d'énergie de l'antenne et une réduction de la durée de vie de la batterie. Les antennes à basse fréquence, comme les boucles magnétiques, ont une bande passante plus étroite que les antennes à haute fréquence, et l'intensité du champ magnétique diminue plus rapidement que la puissance électromagnétique à mesure que la distance augmente. Cependant, le champ magnétique est indépendant des propriétés diélectriques du corps humain et dépend uniquement de la perméabilité du milieu.

Par conséquent, l'application du couplage magnétique dans la proximité immédiate peut minimiser les pertes de transmission dues aux tissus humains et prolonger la durée de vie de la batterie. [36]

2.4.4.1 Fréquences disponibles

Les antennes implantées pour les communications sans fil dans le domaine médical peuvent être utilisées dans la bande de fréquence MICS (Medical Implant Communications Service) de 402-405 MHz. Cette bande de fréquence est régulée par le FCC et l'ERC et a pour objectif de faciliter le diagnostic et les fonctions thérapeutiques en utilisant des données transmises avec une puissance ultra basse. La puissance rayonnée maximale autorisée dans la bande de fréquence MICS est de 25 μ W ERP, ce qui permet à la puissance implantée d'être amplifiée pour compenser les pertes causées par les tissus humains. [37], [38].

Les bandes ISM à licence libre sont également utilisées pour les circuits biomédicaux, avec des fréquences de 434 MHz, 868 MHz et 2,4 GHz en Europe et 315 MHz, 915 MHz et 2,4 GHz aux États-Unis. [28]. Les fréquences plus basses de 13,56 MHz et 40,68 MHz sont attribuées par la bande ISM pour les liaisons par induction magnétique en champ proche en utilisant des bobines magnétiques électriquement petites [39].

2.5 Surveillance de la santé des patients à distance

2.5.1 Médecine sans fil

L'utilisation de la technologie sans fil en médecine combine l'information médicale avec une communication transparente, offrant des possibilités infinies d'améliorer les soins de santé. C'est maintenant au tour des experts de la santé Diagnostiquez et sur-veillez les signes vitaux des patients dans les situations aiguës et à long terme, et les dispositifs médicaux sans fil peuvent être utilisés pour mieux surveiller l'efficacité des plans de traitement. Les patients et les soignants ont également accès à des systèmes qui les aident à gérer plus facilement et en toute sécurité leur états.

Certains des produits médicaux sans fil les plus populaires sur le marché comprennent les lecteurs de glycémie, les pompes à insuline, les appareils à ultrasons, les tensiomètres et les moniteurs d'électrocardiogramme. Plus récemment, ces produits se sont étendus aux dispositifs médicaux sans fil ingérables et implantables, démontrant leur capacité à améliorer la précision, l'efficacité, la facilité d'utilisation et la portabilité des dispositifs médicaux.

Car le dispositif est autonome et *in VIVO* (Le terme "in vivo" signifie littéralement "dans la vie" et fait référence à des expériences ou des observations réalisées sur des organismes vivants). Ceci, associé à de nouveaux protocoles sans fil tels que 4G, Bluetooth, ZigBee et ANT, offre un potentiel d'avancement sans précédent. On s'attend à ce que ces dispositifs évoluent en unités autonomes qui peuvent être utilisées pour le diagnostic, le transfert des dossiers des patients et, finalement, la prestation de soins appropriés.

Avec la diffusion de la technologie des smartphones par les amateurs et les professionnels de la santé, de nombreux Les gens exploitent la puissance des appareils portables pour des applications médicales qui peuvent instantanément partager et calculer des données de n'importe où. Le domaine de la santé mobile gagne en popularité auprès des patients et Un nombre croissant d'applications pour smartphones deviennent disponibles pour aider à traiter une variété de conditions médicales. Des études ont prouvé que les appareils mobiles peuvent le faire Aidez à gérer la santé des

patients grâce à l'éducation et à la surveillance à distance, ainsi qu'à des applications médicales utiles au point de service [29].



FIGURE 2.5 – Un système de bio-télémetrie numérique sans fil qui surveille les signes vitaux à l'aide d'un téléphone intelligent [40].

2.5.2 Télémédecine



FIGURE 2.6 – La télémédecine [41]

Définie par l'article L6316 du Code de la Santé Publique, « La télémédecine est une pratique médicale qui utilise les technologies de l'information et de la communication pour fournir des soins de santé à distance. Elle permet

aux patients de recevoir des soins médicaux sans avoir à se déplacer physiquement chez un médecin ou un professionnel de la santé . »

distingue à l'heure actuelle 5 sous-catégories :

1. Téléconsultation médicale (consultation d'un patient à distance);
2. Télé-expertise (un médecin sollicite un ou plusieurs confrères à distance);
3. Télésurveillance médicale (surveillance à distance de paramètres d'un patient atteint d'une maladie chronique);
4. Téléassistance médicale (un médecin assiste à distance un collègue);
5. Régulation médicale (le médecin du SAMU établit par téléphone un premier diagnostic et organise les soins en fonction des informations fournies) [41].

La télémédecine peut être utile pour les personnes vivant dans des régions éloignées ou dans des zones rurales où l'accès aux soins de santé peut être limité. Elle peut également être utilisée pour fournir des soins de santé plus rapidement et plus efficacement, en évitant les déplacements et les temps d'attente dans les cabinets médicaux.

Cependant, la télémédecine présente également des défis, tels que la sécurité et la confidentialité des données de santé, ainsi que la capacité à fournir des soins de haute qualité à distance. Il est important que les professionnels de la santé et les patients comprennent les avantages et les limites de la télémédecine avant de l'utiliser [42].

2.5.3 Numérisation de la santé

De nos jours, la transformation numérique des soins de santé comprend différentes mesures. Tout d'abord, il y a la numérisation des dossiers médicaux des patients, ce qui permet un accès plus facile et rapide à ces informations (par exemple, via les Dossiers Médicaux Partagés - DMP). Ensuite, il y a le développement d'outils administratifs pour les cabinets médicaux et les hôpitaux, simplifiant les processus de réservation et de remboursement (tels que les systèmes d'information médicale - SIS

- ou les systèmes d'information hospitalier - HIS). De plus, il existe des outils d'aide à la décision qui assistent les médecins dans leurs prescriptions. Cependant, il est important de noter que l'organisation et le traitement des données médicales sont des défis cruciaux dans cette transition numérique des hôpitaux. Sans une gestion appropriée, les médecins pourraient rapidement être submergés par la quantité de données collectées. À cet égard, l'introduction d'un index sémantique pourrait être une piste intéressante, facilitant la recherche et la visualisation des données médicales [43].

2.5.4 Données biophysiques

Les données biophysiques font référence aux mesures ou données quantitatives relatives aux caractéristiques physiques des organismes vivants. Elles peuvent inclure des mesures telles que la taille, le poids, la température corporelle, la pression artérielle, la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène, la densité osseuse, la composition corporelle, la capacité respiratoire, le métabolisme basal, la force musculaire, la résistance électrique de la peau, les ondes cérébrales, etc.

Miniaturisation des appareils électroniques et Les progrès des technologies de l'information et de la communication ont permis le développement de nouveaux capteurs spécifiquement dédiés à la collecte de données biophysiques [43].

Les données biophysiques peuvent être obtenues à partir de différentes sources, telles que des appareils de mesure portables, des moniteurs de surveillance hospitaliers, des enregistrements médicaux électroniques et des expériences de laboratoire. Ces données peuvent être enregistrées de manière continue ou à des moments précis, et peuvent être analysées à l'aide de techniques statistiques ou d'apprentissage automatique pour identifier des modèles ou des anomalies qui pourraient indiquer des problèmes de santé.

2.5.5 WBAN (Wireless Body Area Network)

Les soins de santé omniprésents sont une nouvelle technologie qui promet d'améliorer l'efficacité, la précision et la disponibilité des soins de santé grâce aux progrès récents des communications sans fil et de l'électronique, permettant de petits capteurs intelligents utilisés sur, autour ou à l'intérieur du corps humain. Il peut être implanté dans le corps humain. Dans ce contexte, les réseaux corporels sans fil (WBAN) représentent un domaine actif de recherche et de développement car ils offrent un grand potentiel d'amélioration du déploiement et de la livraison.

Surveillance de la santé. WBAN consiste en un ensemble de réseaux biologiques hétérogènes sensoriels. Ces capteurs sont placés sur différentes parties du corps et peuvent être portés ou intégrés sous la peau de l'utilisateur. Chacun a des exigences spécifiques et est utilisé pour différentes missions. Ces appareils sont utilisés pour mesurer les changements dans les signes vitaux d'un patient et détecter les émotions et les états humains tels que la peur, le stress et le bonheur. Ceux-ci communiquent avec des nœuds de coordination spéciaux qui sont généralement moins contraints en puissance et ont plus de puissance de traitement. Il est chargé d'envoyer des signaux biologiques du patient au médecin afin de poser le diagnostic médical proprement dit et de permettre au médecin de prendre les bonnes décisions. Comme le montre la figure 2, une architecture WBAN typique se compose de trois niveaux de communication : communication intra-BAN, communication inter-BAN et communication extra-BAN. La communication intra-BAN fait référence à la communication entre un capteur corporel sans fil et un nœud maître WBAN. La communication inter-BAN comprend la communication entre les nœuds maîtres et les appareils personnels tels que les ordinateurs portables, les robots de service à domicile, etc. Les couches au-dessus du BAN connectent l'appareil personnel à Internet [44].

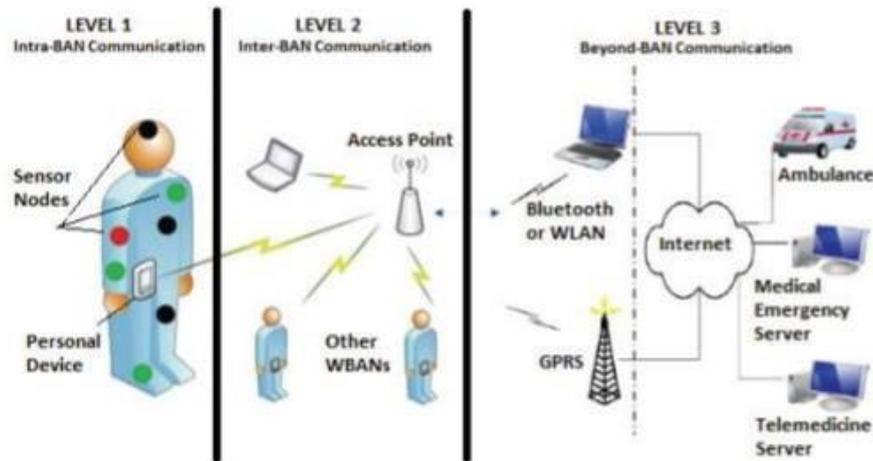


FIGURE 2.7 – Architecture general de Wireless Body Area Networks [44].

En effet, les applications WBAN couvrent de nombreux domaines pour améliorer la qualité de vie des utilisateurs. Ces applications peuvent être classées selon qu'elles sont utilisées principalement dans le domaine médical ou non médical.

Les applications non médicales comprennent la reconnaissance des mouvements et des gestes pour les jeux interactifs et le fitness, la surveillance cognitive et émotionnelle et les applications de sensibilisation pour l'interaction sociale et l'aide à la conduite dans le cadre des secours médicaux en cas de catastrophe. Attaques terroristes, tremblements de terre et incendies de forêt. Les applications médicales comprennent principalement des solutions de soins de santé pour les personnes âgées et malades. Des exemples typiques sont la détection précoce, la prévention et la surveillance des maladies et les soins à domicile pour les personnes âgées.

Application à la rééducation postopératoire et au biofeedback pour contrôler les états émotionnels Applications d'aide à la vie qui améliorent la qualité de vie des gens. Les capteurs corporels couramment utilisés pour la surveillance de la santé sont soit : température corporelle, tension artérielle ou un électrocardiogramme (ECG) ou des capteurs de biomouvement qui peuvent collecter des signaux basés sur les mouvements du corps humain tels que l'accélération et la vitesse angulaire de rotation.

Pour fournir des informations supplémentaires sur la température ambiante, pression ambiante, lumière ou humidité, les capteurs d'ambiance peuvent être combinés avec des capteurs corporels. Comme ces capteurs sont chargés de surveiller l'environnement, ils peuvent fournir des informations supplémentaires précieuses.

Diagnostic et traitement médicaux, souvent effectués à domicile. Cependant, la conception d'une application WBAN doit tenir compte de nombreuses exigences techniques, telles que : Mouvement et température des nœuds, emplacement des nœuds et capacité réduite des nœuds en termes de performances et de traitement. Autre Il faut tenir compte des limitations étroitement liées à la technologie sans fil utilisée pour la communication entre le corps humain et les nœuds internes. Exemples : courtes distances, débits de données, etc. ISO/IEEE 11073 1 spécifie le débit binaire et la latence requis pour une classe particulière d'applications. De plus, les applications WBAN peuvent inclure des exigences supplémentaires étroitement liées aux applications médicales et à l'état des patients. Par exemple, les applications utilisant des capteurs intégrés doivent s'appuyer sur des mécanismes pour minimiser la consommation d'énergie et prolonger la durée de vie de la batterie. Atteindre un débit maximal et une latence minimale est une exigence pour les applications critiques telles que :

B. Chirurgie chez les patients cardiaques âgés. Toutes ces déclarations et exigences nous motivent à explorer diverses applications WBAN et montrent les contraintes qui doivent être respectées pour un bon fonctionnement [44].

2.5.6 Implants médicaux

Les implants médicaux sont des dispositifs médicaux intégrés au sein du corps humain pour traiter une maladie ou un trouble, ou pour aider à améliorer la fonctionnalité du corps. Ces dispositifs peuvent être temporaires ou permanents, selon leur but et leur conception.

Les premiers implants médicaux microélectroniques étaient des stimulateurs cardiaques dès 1970. Mais de nombreux autres implants sont utilisés aujourd'hui, tels

que les neurostimulateurs implantables et les pompes à perfusion de médicaments, les implants urinaires, les implants cochléaires, etc.

Bien que les implants médicaux puissent être très utiles, il y a des risques potentiels associés à leur utilisation, tels que les infections, les réactions allergiques, la rupture ou l'usure des dispositifs, et les complications liées à la chirurgie d'implantation elle-même.

Tous les dispositifs médicaux implantables doivent consommer le moins d'énergie possible. Fiable : la défaillance d'un dispositif médical implantable peut causer de l'inconfort, de la douleur, des blessures au patient ou même la mort. Signaux de faible amplitude : la plupart des signaux physiques dans le corps humain se situent dans la plage mV ou μV , nécessitant une attention particulière lors de la détection et de l'amplification.

Basse fréquence : durée

Les fréquences naturelles des bio-signaux varient de fractions de hertz à plusieurs kilohertz. Petite taille : les dispositifs implantables doivent être aussi petits que possible pour réduire l'intervention humaine [45].

2.5.6.1 Implant Pacemaker

Un stimulateur cardiaque est un petit appareil implanté sous la peau de votre poitrine pour aider à réguler votre rythme cardiaque et à soulager les symptômes en envoyant des impulsions électriques au cœur pour augmenter le rythme cardiaque [46]. Il est souvent utilisé pour traiter les arythmies, qui sont des rythmes cardiaques irréguliers pouvant provoquer des symptômes tels que fatigue, étourdissements et essoufflement.

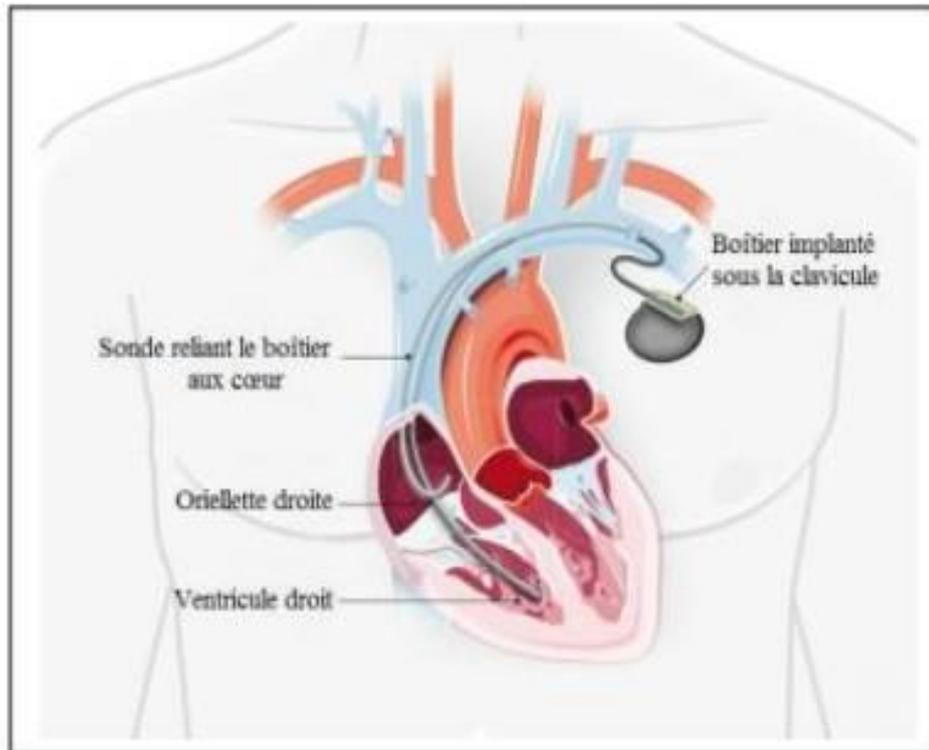


FIGURE 2.8 – Implant Pacemaker [46]

2.5.6.2 Implant Cochléaire

Un implant cochléaire est un dispositif médical électronique qui est utilisé pour fournir une audition artificielle aux personnes souffrant de perte auditive sévère à profonde. Il est conçu pour contourner les parties endommagées ou non fonctionnelles de l'oreille interne et stimuler directement les nerfs auditifs, permettant ainsi aux personnes sourdes ou gravement malentendantes de percevoir des sons. Le dispositif est composé de deux parties principales : l'implant lui-même, qui est chirurgicalement inséré dans l'oreille interne, et le processeur de parole, qui est porté à l'extérieur du corps. Le processeur de parole capte le son et le traite numériquement, puis envoie des signaux électriques à l'implant, qui stimule les nerfs auditifs. Les signaux électriques sont interprétés par le cerveau comme des sons [46].

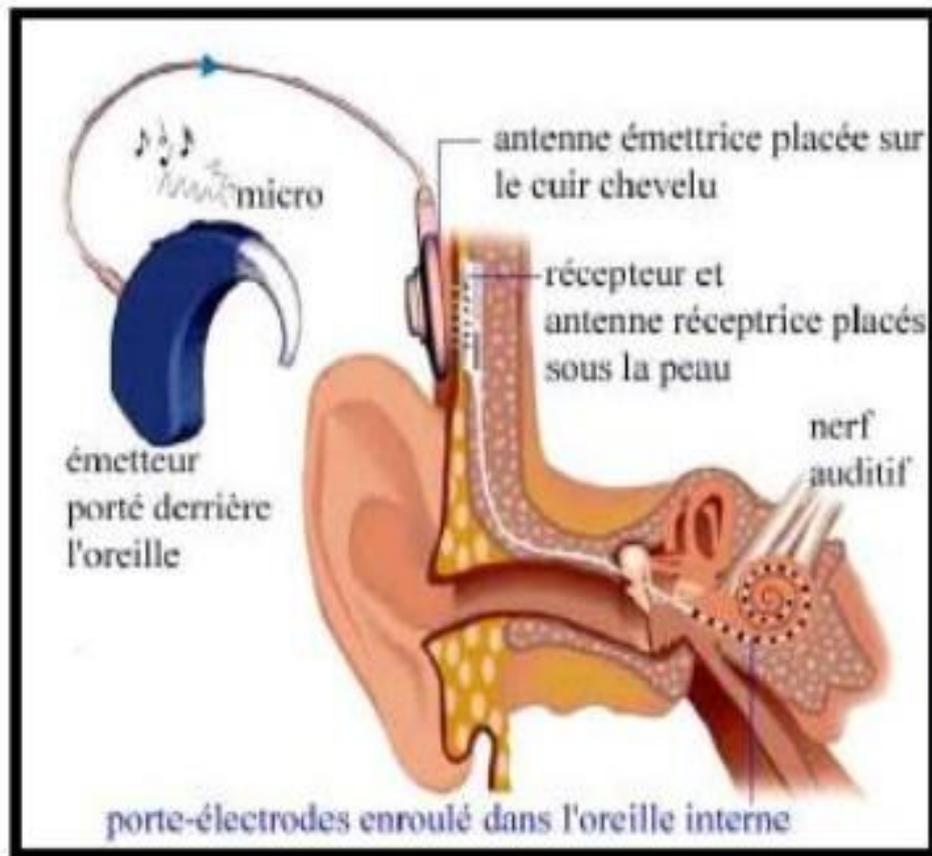


FIGURE 2.9 – Implant cochléaire [47]

2.5.6.3 Dosimètre in vivo

Appareil ou instrument qui mesure directement ou indirectement la quantité de rayonnement ionisant pénétrant dans le corps humain. Consiste à réaliser des mesures de dose au patient est mesurée directement pendant l'irradiation à l'aide de détecteurs placés à des endroits facilement accessibles tels que la peau ou, rarement, des cavités corporelles naturelles [29].

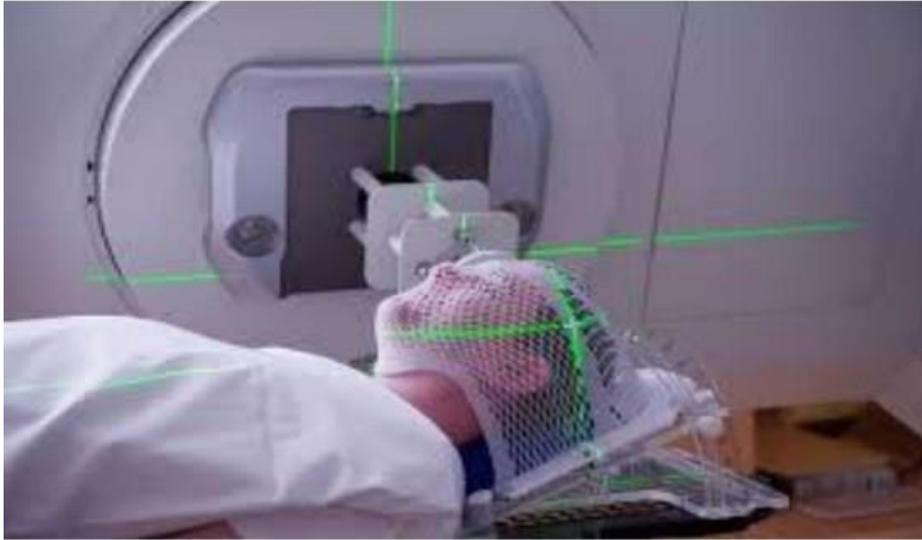


FIGURE 2.10 – Dosimètre en VIVO [40]

2.6 Logiciel CST Microwave Studio (MWS)

CST Studio Suite® est un logiciel de pointe en analyse EM 3D, conçu pour optimiser la conception, l'analyse et l'optimisation de composants et systèmes électro- magnétiques (EM). Il propose une interface utilisateur unique qui rassemble des solveurs de champ électromagnétique pour répondre à une large gamme d'applications EM. Grâce à la possibilité d'associer différents solveurs, il est facile pour les ingénieurs de simuler efficacement des systèmes complexes avec de nombreux éléments. Les applications courantes des analyses EM incluent l'étude des performances et de l'efficacité des antennes et des filtres, la compatibilité électromagnétique et les interférences (EMC/EMI), l'exposition du corps humain aux champs EM, les effets électro- mécaniques sur les moteurs et les générateurs, ainsi que les effets thermiques sur les appareils haute puissance [49].

2.7 Conclusion

Le développement d'une nouvelle antenne miniaturisée biocompatible pour des applications ISM est un défi complexe qui nécessite la prise en compte de plusieurs critères de conception. Les avancées dans les matériaux, la fabrication et les techniques de conception ont permis de développer des antennes miniaturisées biocompatibles avec des performances améliorées. Les antennes miniaturisées biocompatibles offrent des avantages dans les applications de télémédecine, de surveillance de la santé et de l'IoT en permettant une intégration facile et une transmission sans fil de données.

Chapitre 3 :

Simulation et résultats

CHAPITRE 3

SIMULATION ET RÉSULTATS

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous explorerons donc la simulation et la mesure des antennes patch sur le logiciel CST Microwave Studio. Nous examinerons les principes de base de la modélisation des antennes patch, les techniques de simulation avancées, ainsi que les méthodes de mesure et les outils utilisés pour caractériser les antennes dans des conditions réelles. Nous mettrons l'accent sur la comparaison entre les résultats de simulation et les mesures expérimentales.

3.2 Choix de l'outil de simulation

Dans notre travail on a utilisé le CST Microwave studio comme outil de travail qui permet aux ingénieurs et aux chercheurs de modéliser des dispositifs et des systèmes électromagnétiques complexes, tels que des antennes. On a plusieurs raisons pour choisir ce logiciel comme la puissance et la précision de simulation électromagnétique qui offre des fonctionnalités avancées et résultats précis et fiables pour l'analyse des

antennes, offre une large gamme de fonctionnalités spécifiquement, modéliser différents types d'antennes, d'optimiser leur performance, de simuler leur rayonnement et de calculer des paramètres clés tels que le gain, la directivité et l'impédance...

Il propose aussi une visualisation graphique en 2D et 3D qui permet de visualiser et d'analyser les résultats de simulation de manière intuitive. [50]

Dans notre travail on a choisi le CST Microwave studio 2019 et voici l'interface de ce logiciel :

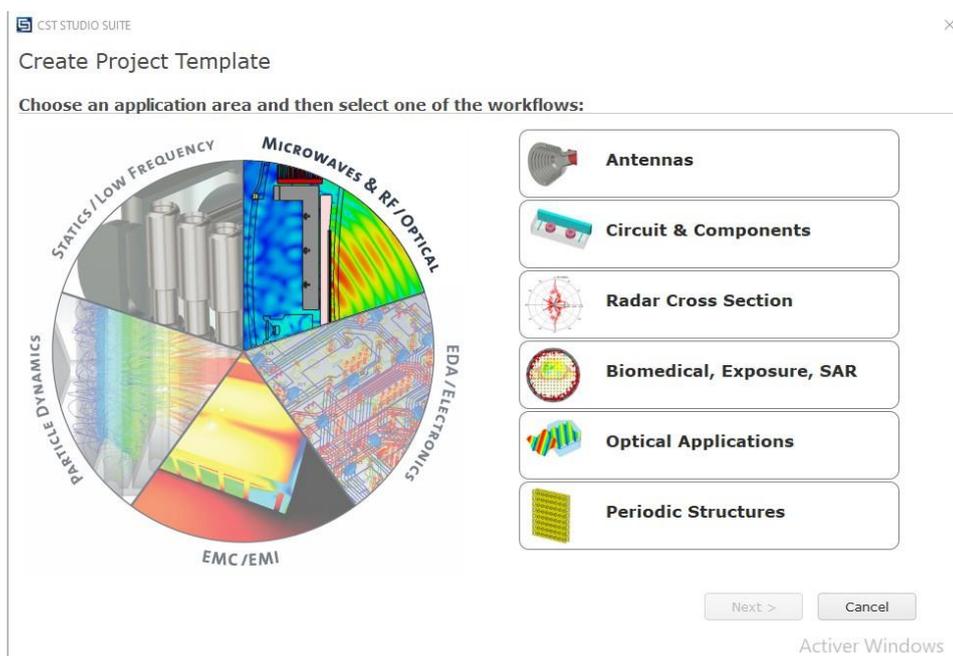


FIGURE 3.1 – Entrée du logiciel CST

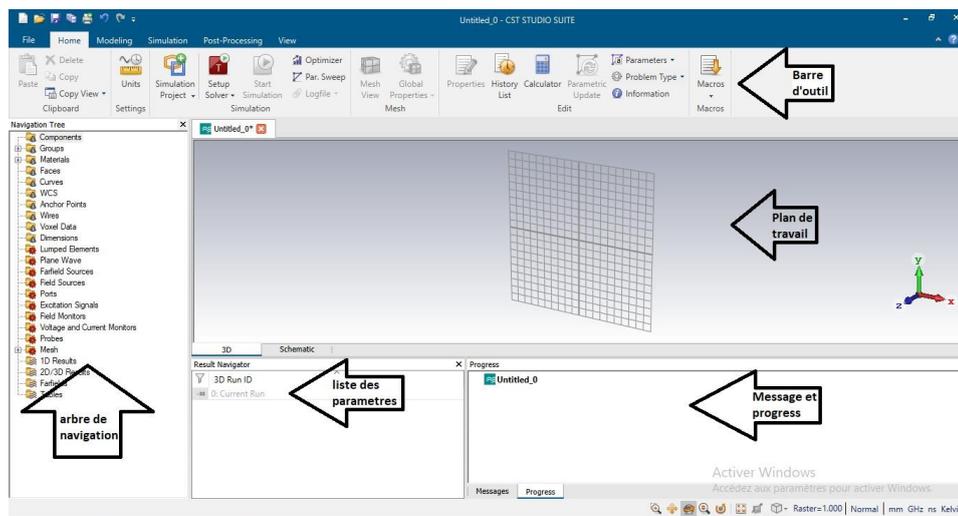


FIGURE 3.2 – L'interface du logiciel CST

3.3 Géométrie et conception de l'antenne

3.3.1 Géométrie

Dans notre travail, nous avons choisi une antenne patch en forme du symbole des anneaux d'insigne Audi, attaché par deux anneaux. Cette antenne est alimentée par une ligne micro-ruban d'impédance $Z = 50 \Omega$ avec un substrat de type FR-4. Le substrat a une taille de $20 \times 20 \times 1.5$ mm, une permittivité relative $\epsilon_r = 4.3$, et une hauteur $h = 1.5$ mm. Le plan de masse est un plan imprimé complètement sur la surface inférieure du substrat.

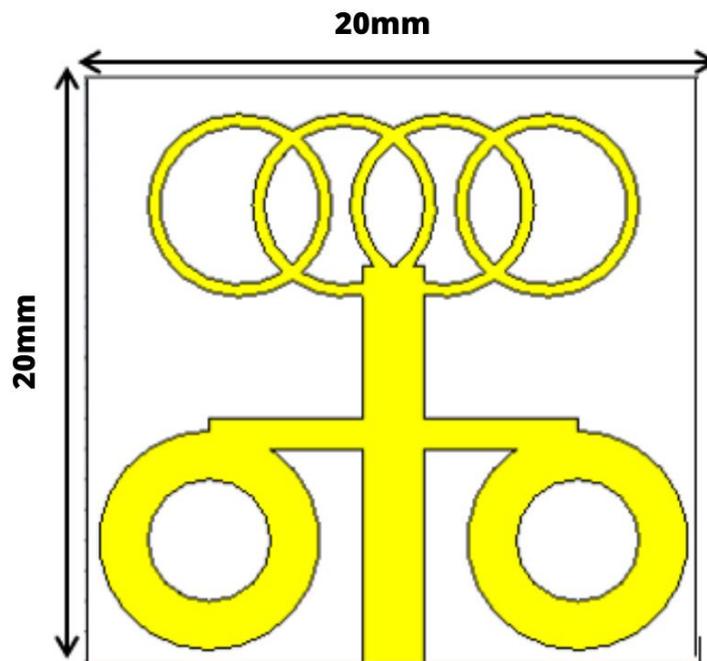


FIGURE 3.3 – Antenne patch de forme des anneaux d’insigne audi attaché par deux anneaux

3.3.2 Les étapes de conception

Dans notre prototype on a fait plusieurs essais comme définie ci-dessous

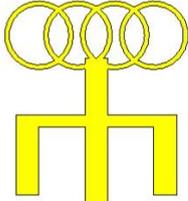
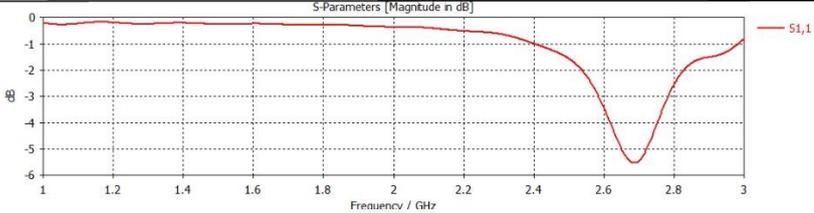
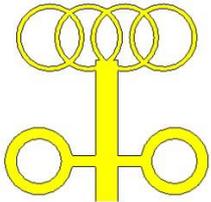
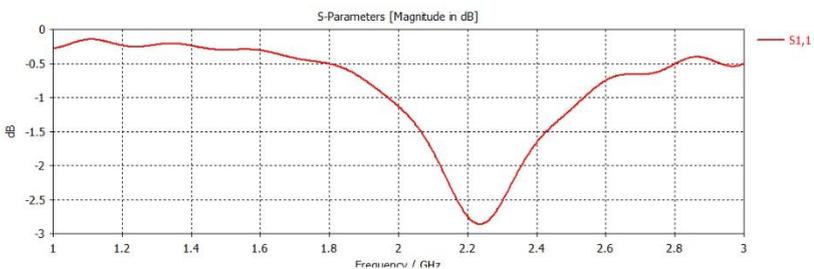
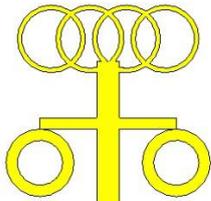
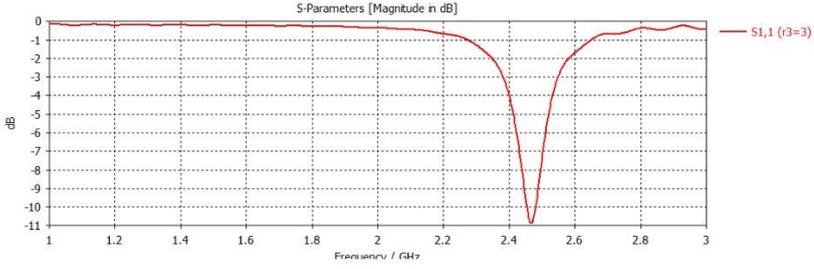
	 <p>Etape 1 : malgré qu'il y a un pic à 2.7Ghz mais l'antenne ne fonctionne pas car S11 >-10dB</p>
	 <p>Etape 2 : reste ne fonctionne pas avec un décalage de la fréquence au 2.2Ghz</p>
	 <p>Etape 3 : l'antenne fonctionne bien a -11dB avec une fréquence 2.48 mais il y a un parasite sur les anneaux attaché, on ne peut pas réaliser</p>

TABLE 3.1 – Les étapes de conception d'antenne

Pour éviter les interférences, il est nécessaire d'agrandir les anneaux attachés. Ainsi, en suivant ces étapes, on pourra observer une amélioration optimale du coefficient de réflexion S_{11} et obtenir le résultat final souhaité pour l'antenne.

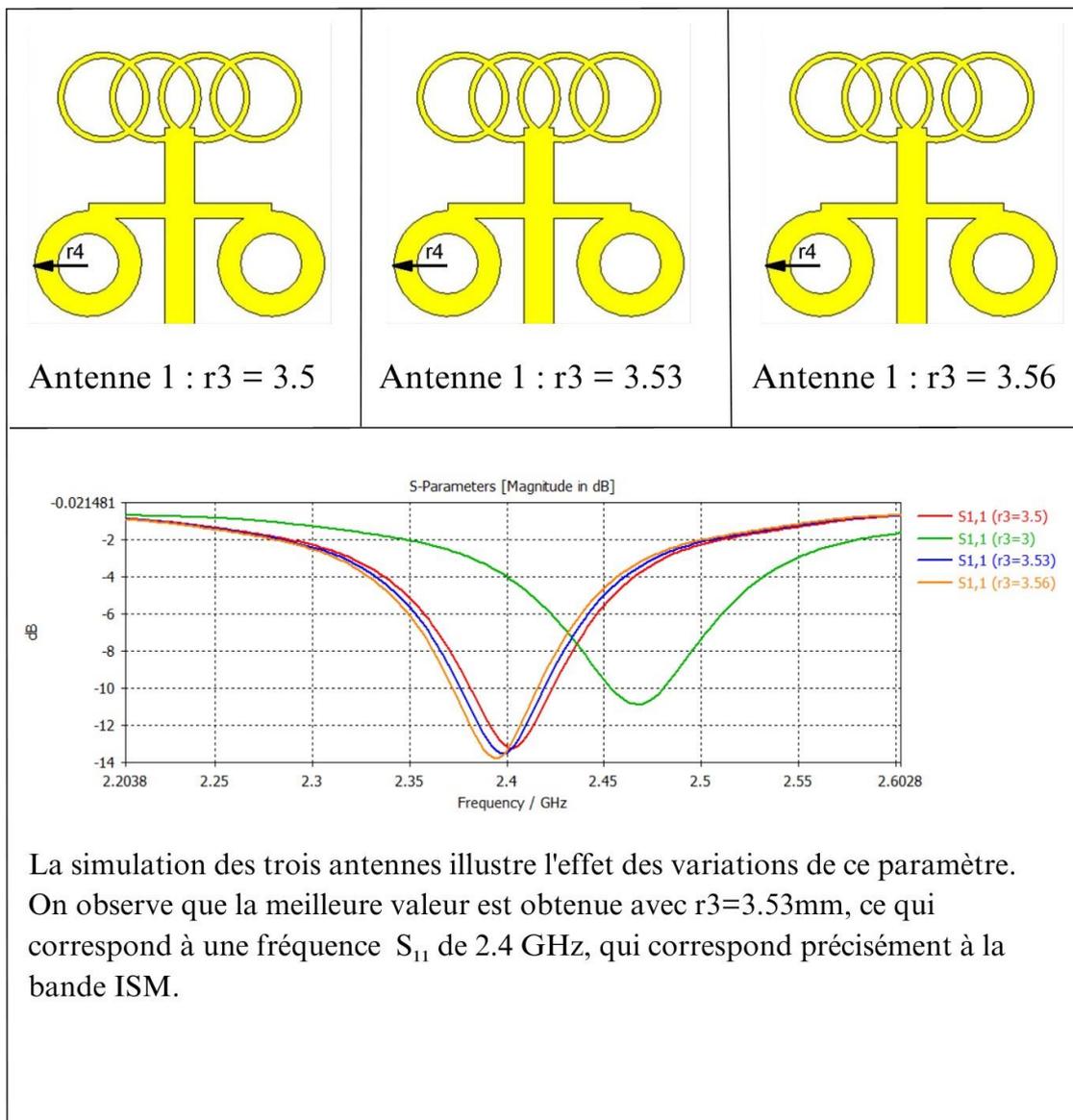


TABLE 3.2 – Les étapes nécessaires pour obtenir le meilleur résultat final de l'antenne

3.3.3 Dimension d'antenne final

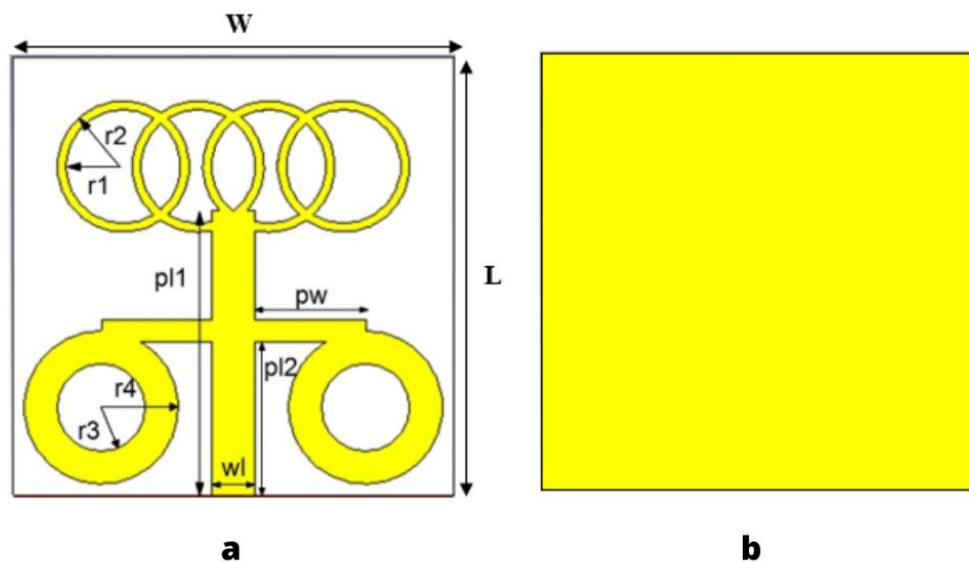


FIGURE 3.4 – dimension d'antenne final
 a) vue de dessus b) vue de dessous

L	W	w1	pw	pl1	pl2	R1	R2	R3	R4
20	20	2	5	13	7	2.6	3	2	3.53

TABLE 3.3 – Les paramètres d'antenne

3.4 Simulation d'antenne sur CST

3.4.1 Coefficient de réflexion S_{11}

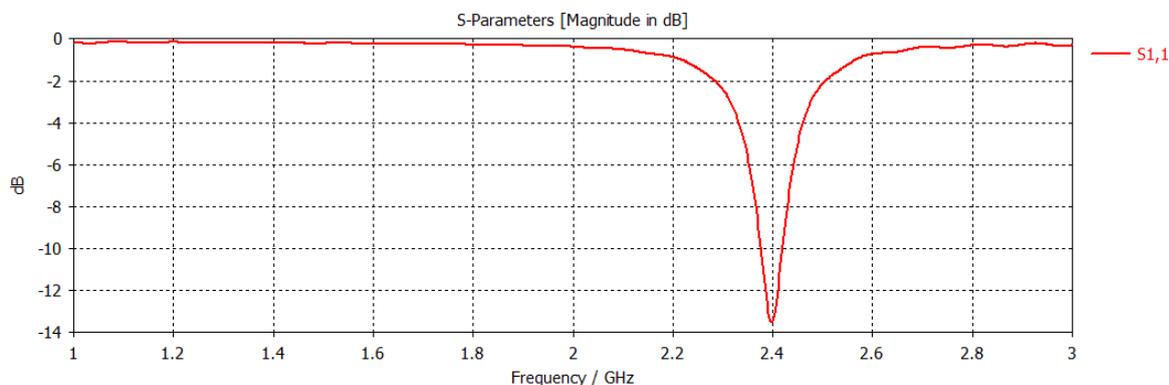


FIGURE 3.5 – Coefficient de réflexion S_{11} d'antenne

L'antenne simulée avec CST a donné une fréquence de 2,4 GHz et un coefficient de réflexion de -13,80 dB. Nous avons ainsi obtenu une fréquence qui se situe dans la bande ISM, conformément à notre objectif.

3.4.2 Diagramme de rayonnement

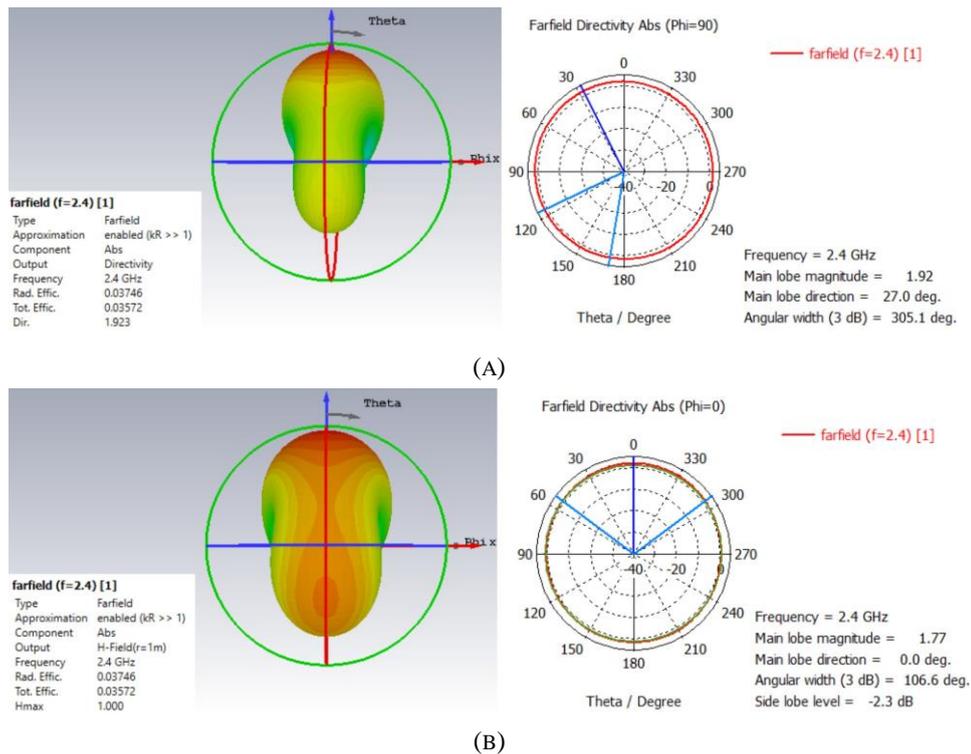


FIGURE 3.6 – Diagramme de rayonnement d'antenne sur deux plans
 (A) Plan E. (B) Plan H

On observe que notre antenne est omnidirectionnelle.

3.4.3 Gain

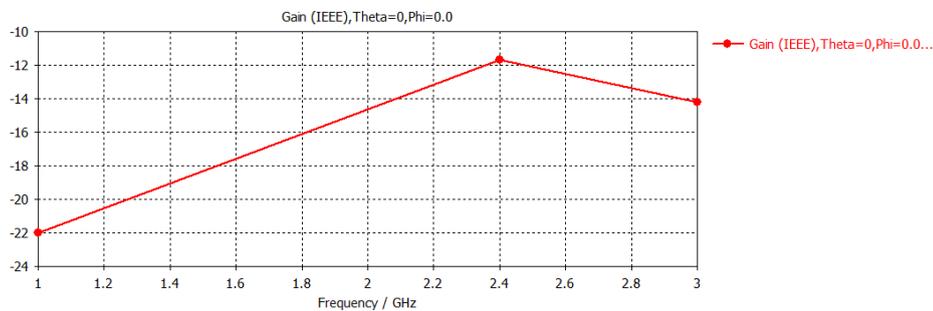


FIGURE 3.7 – Le gain de l'antenne en fonction de la fréquence

On a observé que le gain atteint sa valeur maximale à la fréquence de 2,4 GHz par rapport aux autres fréquences.

3.4.4 VSWR

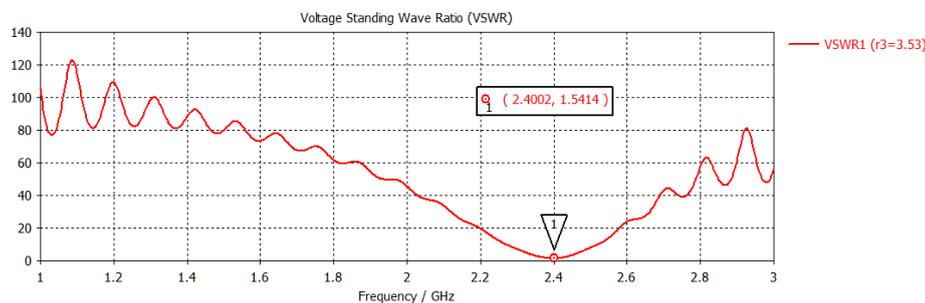


FIGURE 3.8 – Le VSWR de l'antenne en fonction de fréquence

Nous constatons un résultat satisfaisant dans la plage de fréquences [2,38-2,41]GHz car le VSWR est inférieur à 2, ce qui indique une bonne adaptation.

3.4.5 L'impédance Z_{11}

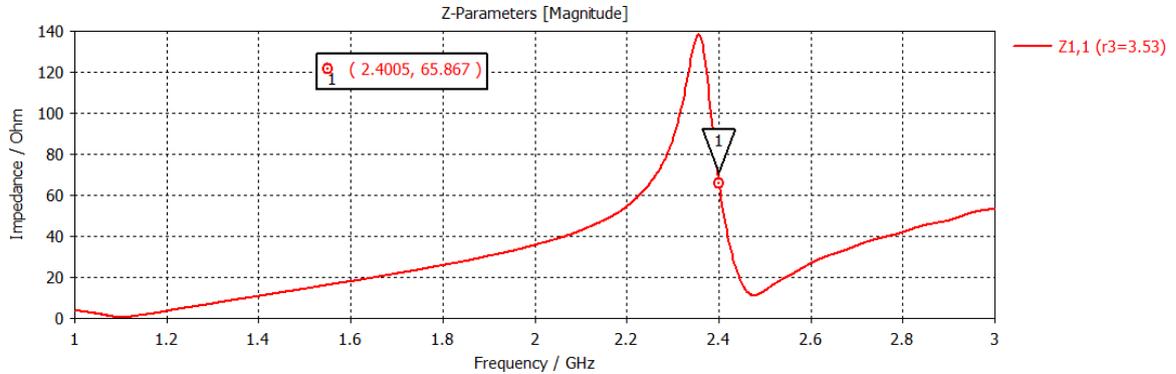


FIGURE 3.9 – L'impédance Z_{11} d'antenne en fonction de fréquence.

À la fréquence de 2,4 GHz, on constate que l'impédance Z_{11} est de 65 Ω .

3.5 L'antenne avec bras humains

Pour modéliser l'antenne avec le bras humain et évaluer ses performances. On utilise des outils de simulation électromagnétique, tels que CST Microwave Studio, Ces simulations peuvent aider à comprendre les effets du bras humain sur les performances de l'antenne. Voici le modèle préparé du bras humain avec l'antenne sur CST dans la FIGURE 3.10,

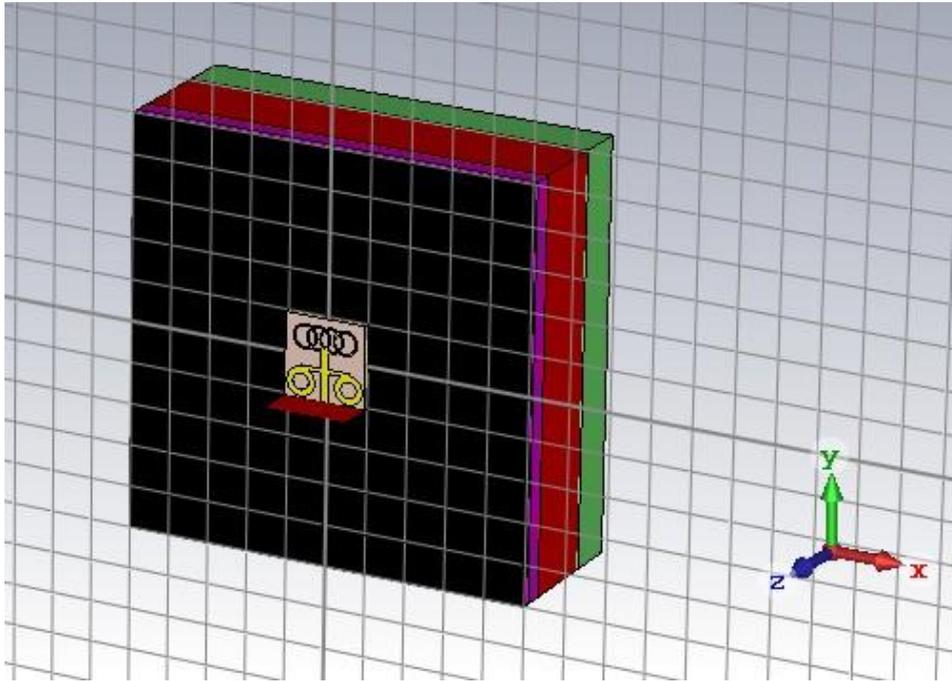


FIGURE 3.10 – L'antenne en contact avec le modèle du bras humain sur CST

Comme illustré dans la FIGURE 3.10, l'antenne est en contact avec le modèle du bras humain. Le contact de l'antenne se fait avec la peau du bras humain et le plan de masse.

3.6 Simulation d'antenne avec bras humain sur CST

3.6.1 Coefficient de réflexion S_{11}

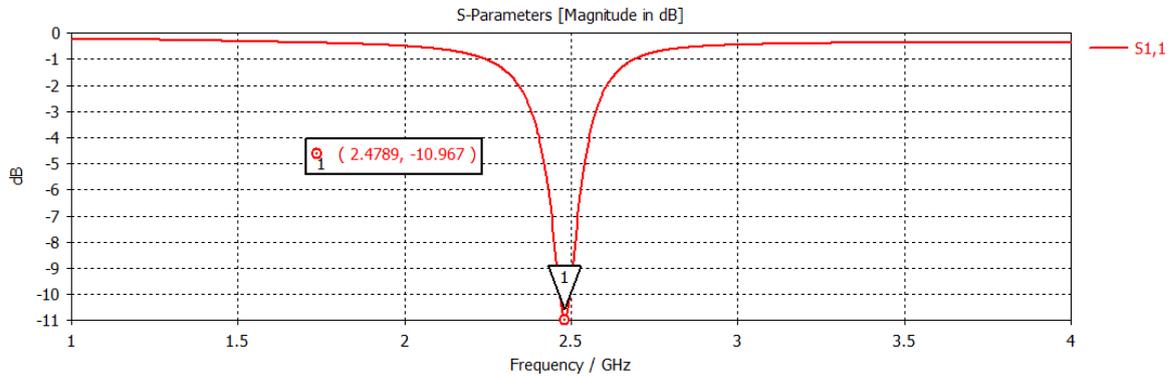


FIGURE 3.11 – Coefficient de réflexion S_{11} d'antenne avec bras humain.

Nous avons obtenu un coefficient de réflexion S_{11} de -10,96 dB à une fréquence de 2,47 GHz. Le coefficient de réflexion de l'antenne en présence d'un bras humain est légèrement décalé par rapport à l'antenne seule, mais il reste néanmoins dans la bande ISM [2,4 - 2,49 GHz].

3.6.2 Diagramme de rayonnement

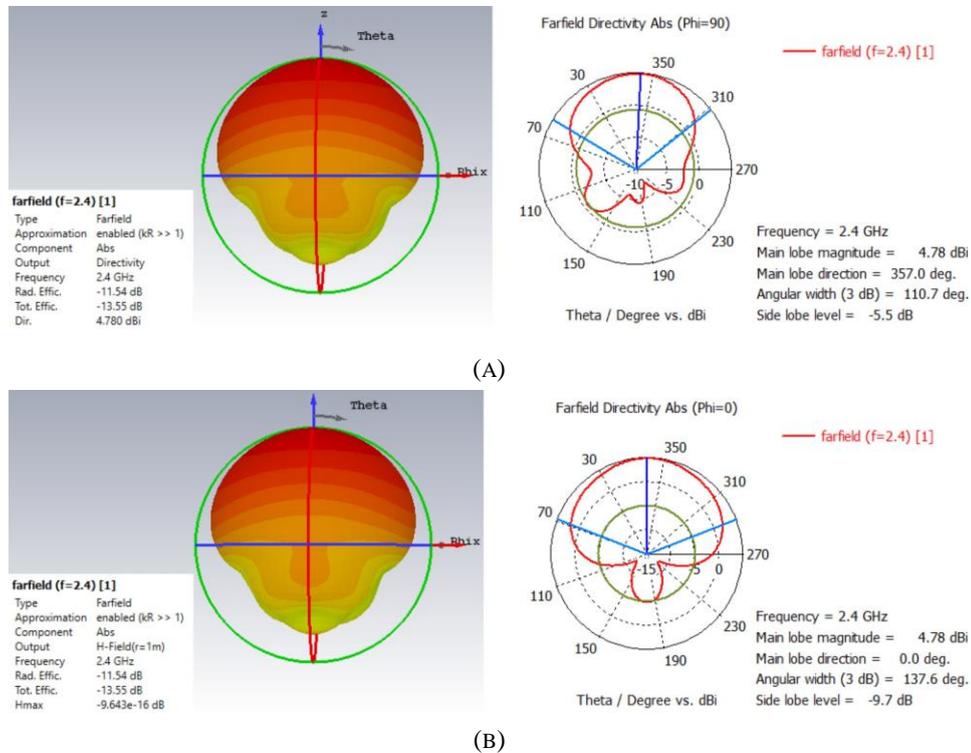


FIGURE 3.12 – Diagramme de rayonnement d’antenne avec bras humain sur deux plans
(A) Plan E, (B) Plan H

On a observé qu’il existe un décalage entre le diagramme de rayonnement de l’antenne seule et celui de l’antenne en présence d’un bras humain.

Le diagramme de rayonnement de l’antenne avec bras humain est directionnel en raison du contact entre le plan de masse et la peau du bras, ce qui limite le rayonnement vers l’arrière.

- Plan E : l’angle a -3dB d’antenne est 305.1° et avec bras humain 110.7° .
- Plan B : l’angle a -3dB d’antenne est 106.6° et avec bras humain 137.6°

3.6.3 Gain

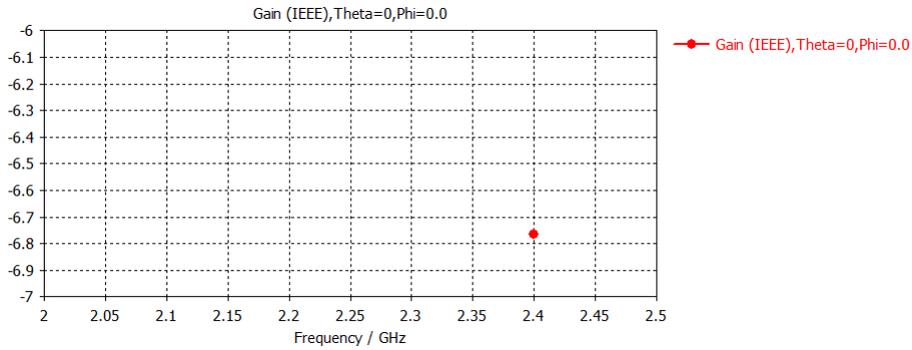


FIGURE 3.13 – Le gain d’antenne avec bras humain

Nous avons constaté une augmentation de -6,8 dB dans le gain de l’antenne en présence d’un bras humain par rapport au gain de l’antenne seul, qui était de -12 dB.

3.6.4 VSWR

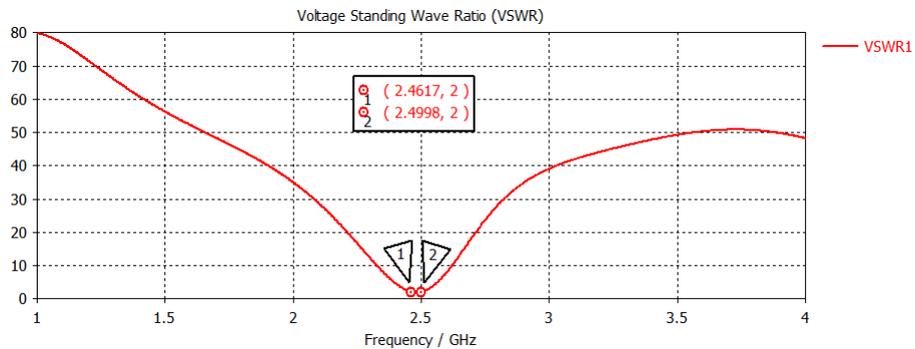


FIGURE 3.14 – Le VSWR d’antenne avec bras humain

Nous remarquons un bon résultat de VSWR dans la plage de fréquences [2,46-2,49] GHz par rapport à la fréquence de coefficient de réflexion S11 de 2,47 GHz. Cependant, il y a un décalage par rapport au VSWR de l’antenne sans bras humain dans la plage [2,38-2,41] GHz.

3.6.5 L'impédance Z_{11}

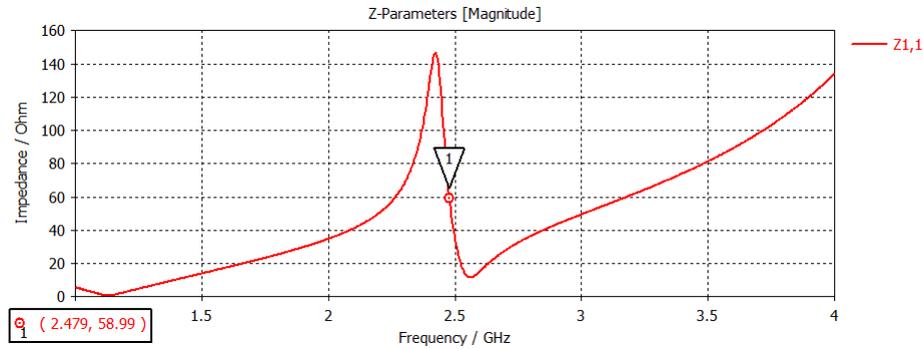


FIGURE 3.15 – L'impédance Z_{11} d'antenne avec bras humain

Nous observons que la courbe d'impédance de l'antenne en présence d'un bras humain présente une forme similaire à celle de l'antenne seule, avec un léger décalage de fréquence.

- L'impédance d'antenne : $Z_{11} = 65 \Omega$ en fréquence 2.4 GHz.
- L'impédance d'antenne avec bras humain : $Z_{11} = 59 \Omega$ à la fréquence de 2.47 GHz.

3.6.6 SAR

La SAR (Specific Absorption Rate), ou taux d'absorption spécifique en français, est une mesure utilisée pour évaluer la quantité d'énergie absorbée par le corps humain lors de l'exposition à des champs électromagnétiques, tels que ceux émis par les antennes des téléphones mobiles.

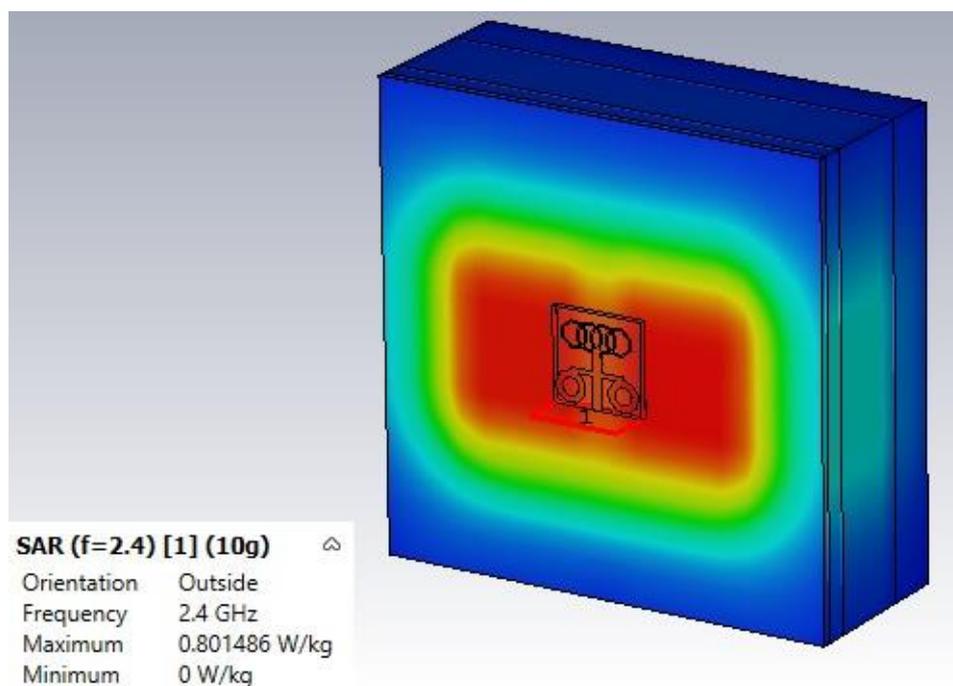


FIGURE 3.16 – SAR d'antenne avec bras humain

Il semble que vous ayez une observation concernant la quantité d'énergie absorbée par le corps humain lors de l'exposition à des champs électromagnétiques, où vous mentionnez une valeur de SAR de 0,8 W/kg sur un poids de 10 g. Vous faites également référence à une limite de SAR inférieure à 2 W/kg.

3.7 Réalisation d'antenne

3.7.1 Description de machine LPKF et Logiciel CircuitProtoMat S103

LPKF, un leader dans le domaine de la gravure laser des micro-matériaux, définit les normes en termes de performance et de qualité dans divers secteurs technologiques tels que la technologie médicale, l'électronique et l'industrie automobile. Le logiciel CircuitPro PL, inclus avec chaque nouveau système LPKF ProtoLaser, reflète l'expertise accumulée au fil des années dans le développement de systèmes. [51]

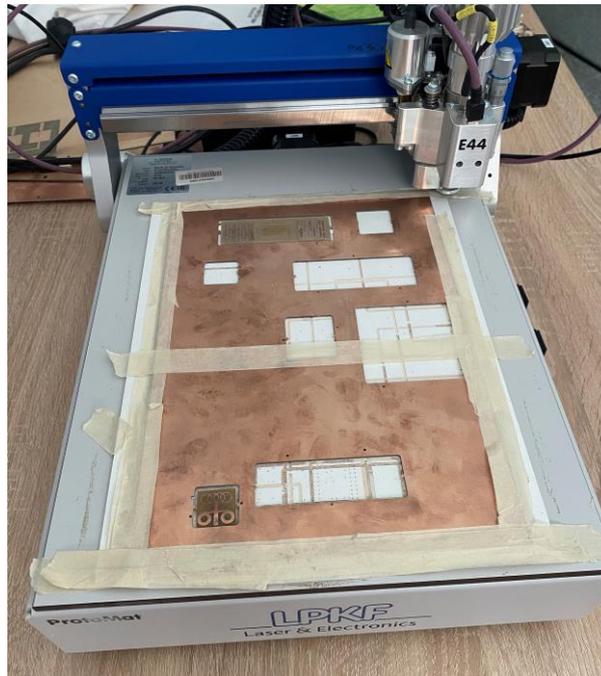
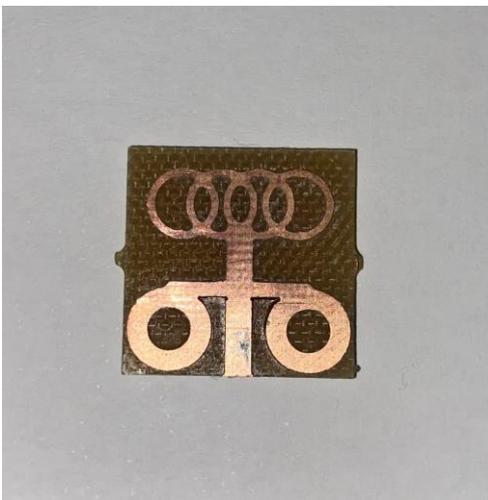


FIGURE 3.17 – la machine LPKF

3.7.2 Le modèle d'antenne réalisé



a



b

FIGURE 3.18 – Antenne réalisé
a)vue de dessus b)vue de dessous

3.7.3 Connecteur SMA

Le connecteur SMA 50 Ω est souvent utilisé en combinaison avec une antenne patch. La caractéristique d'impédance de 50 Ω du connecteur SMA est compatible avec l'impédance caractéristique de nombreuses antennes patch, ce qui permet une adaptation d'impédance appropriée entre l'antenne et le câble coaxial.

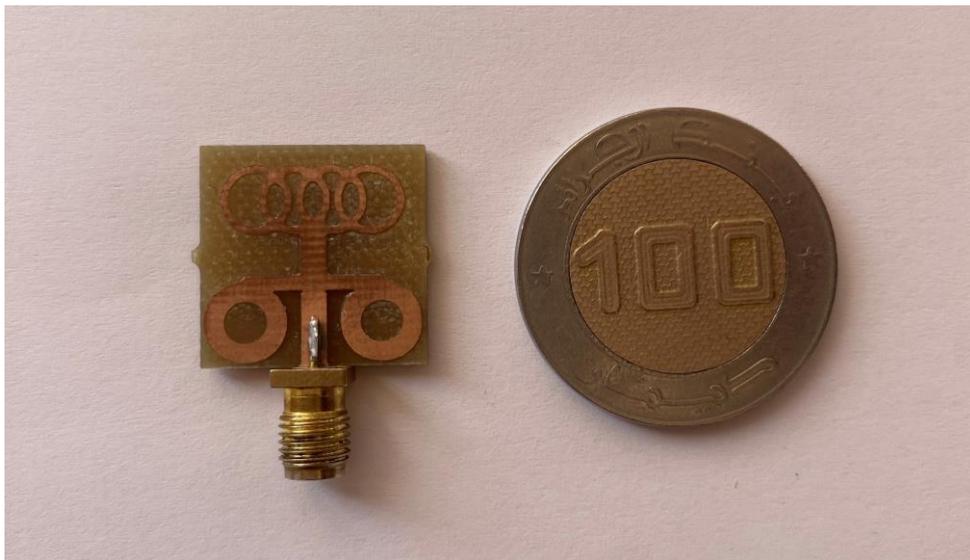


FIGURE 3.19 – Antenne réalisé avec le connecteur SMA

3.8 Mesure expérimentale

3.8.1 Analyseur de réseau vectoriel ZNB20

Le ZNB20 est un analyseur de réseau vectoriel de milieu de gamme qui propose deux ou quatre ports de test pour une plage de fréquences allant de 100 kHz à 20 GHz. Avec une plage dynamique de 135 dB, il permet d'effectuer des mesures précises sur des signaux à large bande ou des composants dont le comportement à basse fréquence est crucial. L'appareil est équipé d'un écran tactile, offrant une interface conviviale pour le contrôle et la visualisation des résultats des tests. [52]



FIGURE 3.20 – Antenne réalisé sur l'analyseur de réseau vectoriel ZNB20

Après avoir calibré l'analyseur de réseaux dans la plage de fréquences [1-3] GHz,

nous avons mesuré S_{11} et Z_{11} à l'aide de cet analyseur. Nous avons ensuite tracé ces courbes à l'aide du logiciel Origine 2019.

3.8.2 Mesure de coefficient de réflexion S_{11} d'antenne

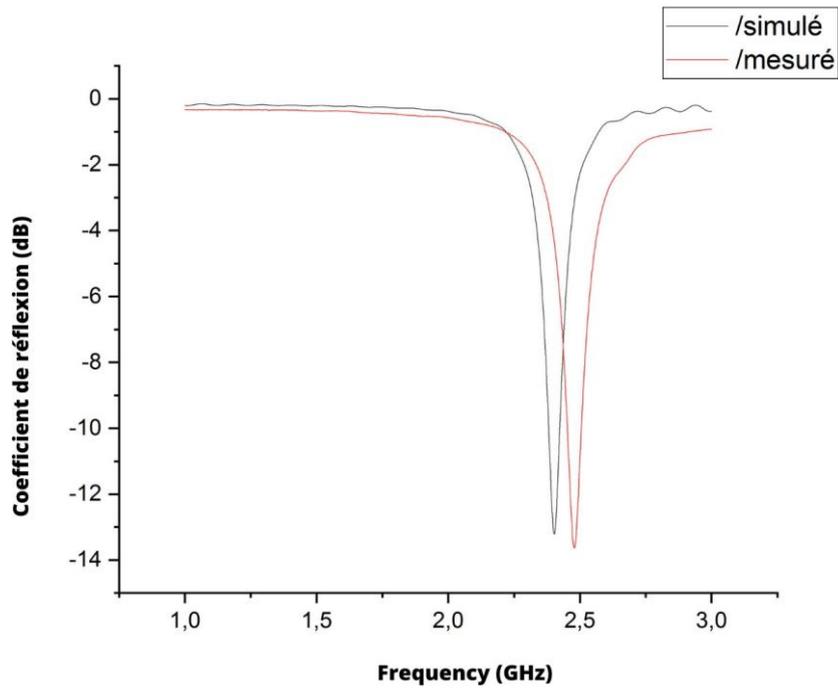


FIGURE 3.21 – Coefficient de réflexion S_{11} simulé et mesuré d'antenne

Nous observons un bon résultat de coefficient de réflexion mesuré pour l'antenne, avec un léger décalage de fréquence à 2,48 GHz par rapport au résultat simulé. Ce décalage est dû aux pertes introduites par le diélectrique et la soudure du connecteur SMA avec l'antenne.

3.8.3 Mesure d'impédance Z_{11} d'antenne

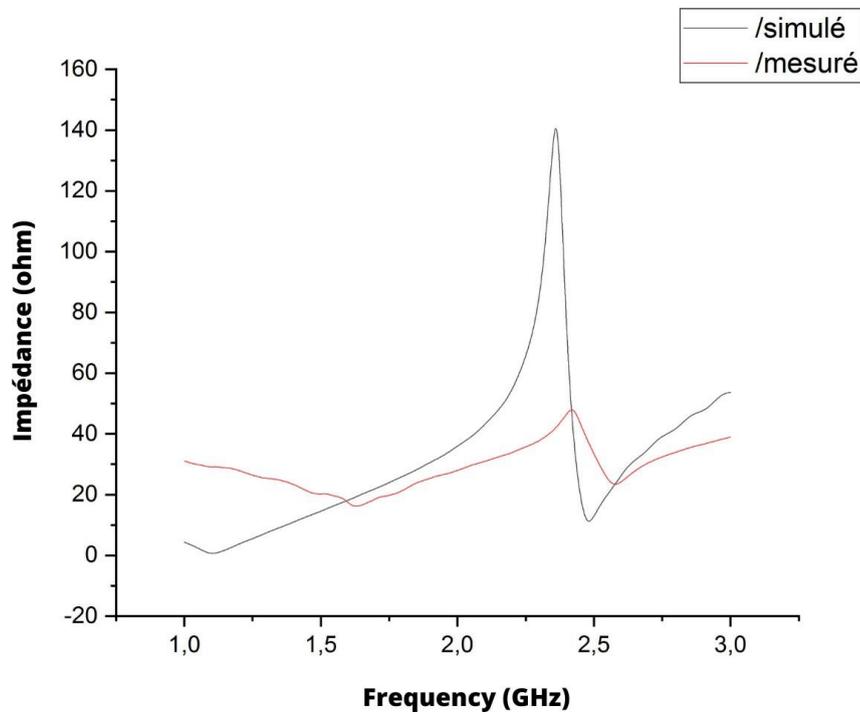


FIGURE 3.22 – L'impédance Z_{11} simulé et mesuré d'antenne

La FIGURE 3.22 met en évidence que l'impédance de fonctionnement se situe dans la même plage de fréquences [2.4-2.49] GHz, bien que l'impédance simulée soit de 65Ω et l'impédance mesurée de 50Ω , ce qui montre un petit décalage entre les deux.

3.8.4 Mesure de coefficient de réflexion S_{11} d'antenne avec bras humain

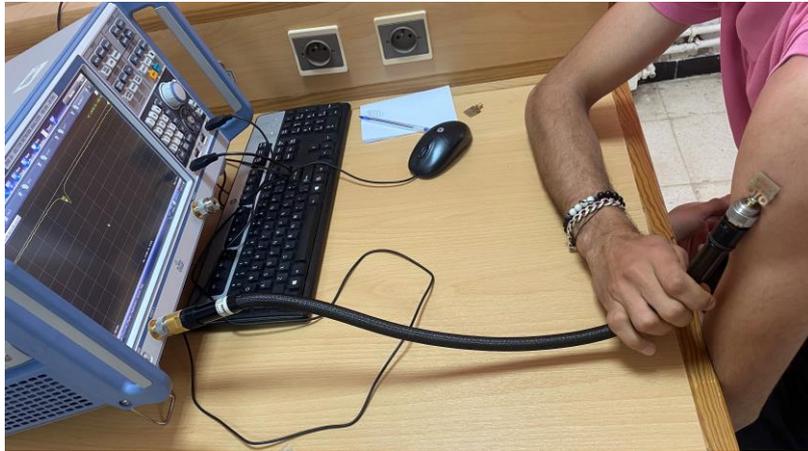


FIGURE 3.23 – Mesure d'antenne avec bras humain en réalité

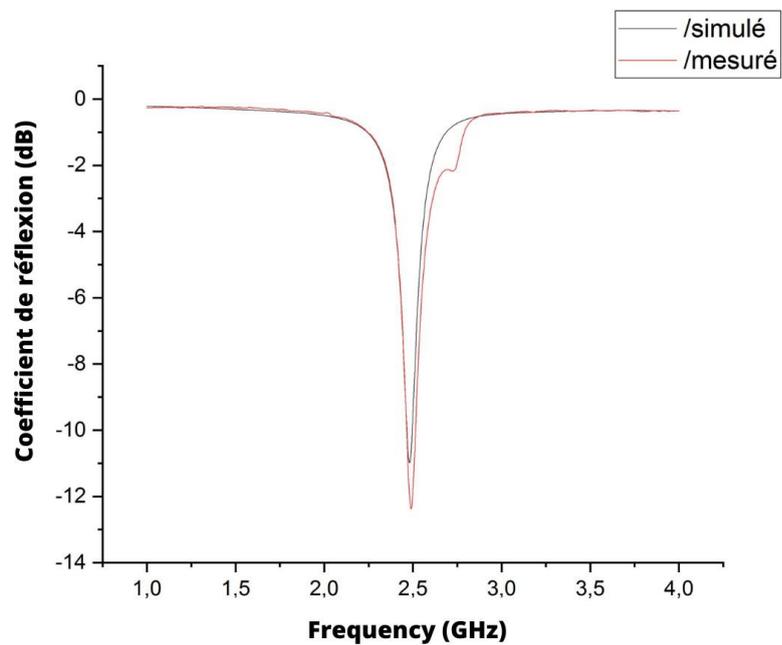


FIGURE 3.24 – Coefficient de réflexion S_{11} simulé et mesuré d'antenne avec bras humain

Dans la FIGURE 3.24, on observe que le coefficient de réflexion de l'antenne avec bras humain, tel que simulé et mesuré, est identique à la fréquence de 2,48 GHz.

3.8.5 Mesure d'impédance Z_{11} d'antenne avec bras humain

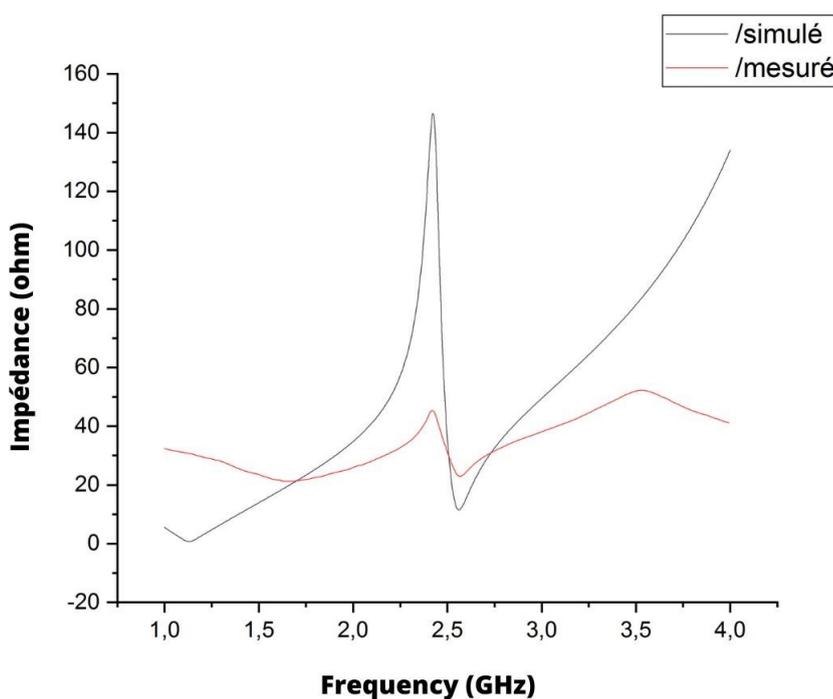


FIGURE 3.25 – L'impédance Z_{11} simulé et mesuré d'antenne avec bras humain

La FIGURE 3.25 met en évidence que l'impédance de fonctionnement se trouve dans la plage de fréquences [2,4-2,49] GHz, malgré un léger décalage entre l'impédance simulée de 59 Ω et l'impédance mesurée de 50 Ω.

3.9 Conclusion

En conclusion, ce chapitre a présenté une approche satisfaisante de simulation et de mesure d'antennes patch dans le domaine biomédical, en se concentrant spécifiquement sur la bande ISM, à l'aide du logiciel CST (Computer Simulation Technology).

Conclusion générale

CONCLUSION GÉNÉRALE

En conclusion, ce projet de recherche a abouti au développement d'une nouvelle antenne miniaturisée biocompatible destinée aux applications ISM. L'objectif principal était de concevoir une antenne capable de fonctionner de manière efficace et fiable dans des environnements médicaux et scientifiques tout en assurant une compatibilité optimale avec le corps humain.

Pour atteindre cet objectif, nous avons effectué une analyse approfondie des exigences spécifiques des applications ISM, en mettant l'accent sur les fréquences, les dimensions réduites. Nous avons réalisé des simulations et des modélisations pour optimiser les paramètres de l'antenne, tels que sa forme, sa taille, son matériau et sa bande passante, en utilisant des outils de conception assistée par ordinateur et des logiciels de simulation électromagnétique, tels que logiciel CST Microwave studio, Logiciel CircuitPro. La conception finale de l'antenne a été réalisée en utilisant des matériaux biocompatibles et des techniques de miniaturisation avancées. Nous avons réalisé des tests expérimentaux approfondis pour évaluer les performances de l'antenne en termes de gain, de directivité, de stabilité et de transmission-réception des signaux dans des conditions réelles.

Les résultats obtenus ont démontré que notre antenne miniaturisée biocompatible répond aux exigences des applications ISM, en offrant une performance satisfaisante dans les domaines médical et scientifique. Elle a présenté une bonne stabilité et une

transmission-réception efficace des signaux dans les fréquences ciblées.

En conclusion, ce projet a permis de développer une nouvelle antenne miniaturisée biocompatible répondant aux besoins des applications ISM. Les résultats obtenus ouvrent la voie à de nombreuses possibilités dans les domaines médicaux et scientifiques, tels que la télémédecine, les capteurs médicaux sans fil, les dispositifs de surveillance à distance, et bien d'autres encore.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] James Clerk MAXWELL. *Electromagnetic Theory : The Unification of Electricity and Magnetism*.
- [2] Hicham DEBOUCHA et Hamza DJENDI. « Contribution à l'amélioration des performances des antennes dédiées aux Applications biomédicales ». Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj, 2022.
- [3] Patrick VAUDON. *Master Recherche Télécommunications Hautes Fréquences et Optiques*. IRCOM – Université de Limoges.
- [4] I. J. BAHL et P. E. BHARTIA. *Microstrip Antennas*. Dedham, MA : Artech House, 1980.
- [5] Salima Azzaz RAHMANI et Noureddine Boukli HACENE. *Analyse des antennes imprimées en anneaux concentriques : Etude et simulation des antennes imprimées fonctionnant en multibandes*. 2012.
- [6] Walid DEGHEFEL et Rami MERZOUGUI. *Etude et conception d'une antenne patch ultra large bande ULB à bande rejetée*. 2016-2017.
- [7] Katia BELAID et Taoues BOUMEDDANE. *Etude des antennes planaires avec le modèle de la cavité et le modèle de la ligne de transmission*. 2012-2013.
- [8] Mohamed MANSOURI et El haithem EZZEROUG. *Conception et simulation d'une antenne Patch ultra large bande [1-8 GHz]*. Mémoire Master en aéronautique, L'ins-titut d'aéronautique et des études spatiales.
- [9] Samia SOLTANE. « Etude et caractérisation d'antennes Imprimées pour système Ultra-large bande ». Thèse de doct. Thèse de Magister, 2015.
- [10] Florence SAGNARD, Faroudja BENTABET et Christophe VIGNAT. « Measurements of the Complex Permittivity of Materials Using Reflection Ellipsometry in the Microwave Band : Experiments (Part II) ». In : *IEEE Trans. On Instrument Meas.* 54.3

- (2005), p. 1274-1282.
- [11] A. BOYER. *Cours_antennes_oct11_v4_5RT*. INSA Toulouse. 2011.
- [12] Rabih A. SLIM. *Conception Antenne WIFI*. Rapport MDR, Université Antonine Faculté des Ingénieurs en Télécommunications, Informatique.
- [13] Alexandre BOYER. *Antennes*. Support de cours, Institut National des Sciences Appliquées de Toulouse. 2011.
- [14] Lynda BELABAS et Lila CHEMMOUN. *Miniaturisation de l'antenne PATCH sous CST*. Mémoire de Fin d'Etudes MASTER, Université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou. 2017-2018.
- [15] Zhor BENDAHMANE et Rahmouna KELLAL. *Etude et Conception Logicielle des Antennes Imprimées pour les Réseaux Sans Fil 802.11n*. Projet de fin d'études pour l'obtention du diplôme de MASTER 2015, Centre Universitaire BLHADJ Bou-chaib d'Ain Témouchent. 2015.
- [16] Mouna NOUIRI et Zakia TERKI. *Conception d'une Antenne Microruban Reconfigurable à base de Diode PIN et des Structures EBG*. Master Académique systèmes de télécommunication, Université Mohamed Boudiaf - M'SILA. 2018-2019.
- [17] Ammar ROUBAH. *Étude d'une Antenne Microruban de Forme Arbitraire par la Méthode FDTD*. Université Ferhat Abbas Setif.
- [18] F. ROUDET, S. TEDJINI et V. TAN-PHU. « Design of compact size excitation device for antenna pattern using fractal architectures ». In : *Antennas and Propagation Society International Symposium, 2005 IEEE*. 2005, 223-226 vol. 1B.
- [19] Emmanuel DREINA. « Conception, optimisation et intégration RF d'un système d'antennes miniatures multicapteurs utilisant la diversité en vue d'augmenter les performances radio d'un terminal mobile 4G ». Thèse de doct. Thèse de Doctorat, Institut Polytechnique de Grenoble, 2010.
- [20] Yu-Ming LEE et al. *d'attitude du satellite étudiant UnivEarths pour effectuer une mesure complète d'occultation*. Année Universitaire 2012-2013.
- [21] D. AISSAOUI. *Analyse à l'aide de modèles équivalents d'antennes imprimées alimentées par ligne adaptées*. Mémoire de Magister, Université de Abou Baker BelkaidTlemcen. Mars 2007.
- [22] Ali Salem Ahmed ALDHAHERI. *Conception et simulation d'une antenne MIMO*. Mémoire de Master, Université Mohamed Khider de Biskra. 2019.
- [23] M. TITAOUINE. « Analyse des antennes microrubans de forme arbitraire par la Méthode des moments et le modèle généralisé de la cavité ». Thèse de doct. Thèse de Doctorat,

Université de Sétif, sept. 2007.

- [24] B. ZAOUI. *Modélisation d'une antenne micro ruban compacte*. Master académique, Université Echahid Hamma Lakhdar El oued. Juin 2015.
- [25] Tarek ARAB. *Etude des matériaux composites (Titanate oxyde) : application pour la réalisation des substrats d'antennes miniatures*. Université Sétif-1.
- [26] « CONCEPTION D'ANTENNES DE COMMUNICATION À TRAVERS LE CORPS HUMAIN POUR LE SUIVI THÉRAPEUTIQUE ». Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université Paris-Est, Spécialité : Électronique, optique et systèmes. Thèse. Université Paris-Est, Année.
- [27] Peter BRADLEY. *RF Integrated Circuits for Medical Implants*. URL : http://www.zarlink.com/zarlink/medicalimplants_ulp_cp_july06.pdf.
- [28] L. WANG, T.D. DRYSDALE et D.R.S. CUMMING. « In Situ Characterization of Two Wireless Transmission Schemes for Ingestible Capsules ». In : *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 54 (2007), p. 2020-2027.
- [29] Panagiotis BLANOS. « Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications ». Thèse de doct. National Technical University of Athens, University of Patras, June 2013.
- [30] *Cochlear Implant*. URL : http://www.evmsent.org/cochlear_implant.asp.
- [31] Asma BRAKHLIA et Monia Yahya ALMURESI. « Étude et conception d'une antenne implantable dans le domaine médical ». Mém. de mast. Nom de l'université, Année.
- [32] Konstantina S. NIKITA, éd. *Handbook of Biomedical Telemetry*. 1st. John Wiley & Sons, Inc., 2014.
- [33] F. MERLI. « Implantable antennas for biomedical applications ». Thèse de doct. Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, 2011.
- [34] G. KAUR et al. « Antennas for biomedical applications ». In : *The Korean Society of Medical and Biological Engineering and Springer* 5.3 (2015), p. 203-212.
- [35] S.I. KWAK, K. CHANG et Y.J. YOON. « Small spiral antenna for wideband capsule endoscope system ». In : *Electronics Letters* 42 (2006), p. 1328-1329.
- [36] M. AHMADIAN et al. « Data transmission for implantable microsystems using magnetic coupling ». In : *IEE Proc.-Commun* 152.2 (2005), p. 247-250.
- [37] K.Y. YAZDANDOOST et R. KOHNO. *Body Implanted Antenna*. URL : <https://mentor.ieee.org/802.15/dcn/08/15-08-0858-00-0006-body-implantedantenna.pdf>.

- [38] Rahmat-Sami YAHYA et Kim JAEHOON. *Implanted Antennas in Medical Wireless Communications*. 1st. Morgan & Claypool Publishers, 2006.
- [39] Fatiha El HATMI. *Conception d'antennes de communication à travers le corps humain pour le suivi thérapeutique*. Français. Thèse de doctorat. NNT : 2013PEST1009ff, tel-00962121f. 2013.
- [40] ABDENOUR YASSINE. *Étude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales*. Mémoire. 2018.
- [41] MIMI AMANI. *Suivi médical à distance dans l'internet des objets*. Mémoire de master académique.
- [42] LARIBI HANANE, HAYAT et KAMNI NAIMA. *Conception d'antennes implantables larges bandes pour les applications médicales*. Mémoire de master.
- [43] Mathieu BAGOT. « Plateforme adaptative pour le suivi de l'état de santé de patients mobiles ». Thèse de doct. Université Bretagne Sud, École doctorale N° 601 Mathématiques et Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication.
- [44] Rim NEGRAA, Iman JEMILIA et Abdelfattah BELGHITH. « Wireless Body Area Networks : Applications and technologies ». In : *The Second International Workshop on Recent Advances on Machine-to-Machine Communications*. HANA Lab, University of Manouba. Tunisia.
- [45] Kennouche NOURELHOUDA et Bounoua MAISSA. *Etude et Conception des antennes PIFAs bi-bandes pour applications biomédicales*. Mémoire de master, filière : Télécommunication, Spécialité : Systèmes des Télécommunications.
- [46] Lise LOUMÉ. *Implantation du plus petit pacemaker au monde*. Consulté en juin 2014. 2014. URL : <https://www.sciencesetavenir.fr/>.
- [47] Pr Vincent DARROUZET. *Surdité profonde : les implants cochléaires*. Consulté en mai 2020. 2020. URL : <https://www.chubordeaux.fr/>.
- [48] Khaoula HSSAINE. « L'implantation cochléaire : expérience du service d'oto-rhino-laryngologie du CHU Mohammed VI (2007-2010) ». Thèse de doctorat en médecine. Thèse de doct. CHU Mohammed VI – Marrakech, 2011.
- [49] CST Studio Suite. URL : <https://www.3ds.com/fr/produits-et-services/simulia/produits/cst-studio-suite/>.
- [50] Mohamed Lamine REFICE. « Modélisation et simulation des antennes en onde Millimétrique à base de méta matériaux ». Université Ziane Achour de Djelfa Faculté des Sciences et de la Technologie, 2013-2014.

[51] URL : https://app.lpkfusa.com/products/pcb_prototyping/software/circuitpro_pm/.

[52] URL : <https://www.everythingrf.com/products/vector-network-analyzers/rohde-schwarz/565-92-r-s-znb20>