

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj

Faculté des Sciences et de la technologie

Département d'électronique

Mémoire

Présenté pour obtenir

LE DIPLOME DE MASTER

FILIERE : Télécommunications

Spécialité : Systèmes de télécommunications

Par

- **DEBOUCHA Hicham**
- **DJENDI Hamza**

Intitulé

Contribution à l'amélioration des performances des antennes dédiées aux applications biomédicales

Soutenu le : 29/06/2022

Devant le Jury composé de :

<i>Nom & Prénom</i>	<i>Grade</i>	<i>Qualité</i>	<i>Etablissement</i>
<i>M. BELAZZOUG Massinissa</i>	<i>MAB</i>	<i>Président</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>M. MESSAOUDENE Idris</i>	<i>MCA</i>	<i>Encadreur</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>Mme. LAKHLEF Nora</i>	<i>MCB</i>	<i>Examineur</i>	<i>Univ-BBA</i>

Année Universitaire 2021/2022

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

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 Dr. **MESSAOUDENE** 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. **BOUAZA** et Dr. **BELAZZOUG** 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.

Hicham et Hamza

Dédicace

Je dédie ce mémoire à :

Mes parents :

Ma mère la lumière de ma vie,

Qui a ouvert pour ma réussite, de par son amour, son soutien, tous les sacrifices consentis et ces précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie, reçois à travers ce travail aussi modeste soit-il, l'expression de mes sentiments et de mon éternelle gratitude.

Mon cher père,

*Qui peut être fier et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privation pour m'aider à avancer dans la vie,
Merci pour les valeurs nobles ; l'éducation et le soutien permanent venue de toi.*

Mon cher binôme Hamza

A mes chères frères et sœurs. Pour leur appui et leur encouragement ; j'exprime l'immense amour que j'ai pour vous.

Hicham

Dédicaces

*Avant toute personne je remercie **Allah** de m'avoir donné le courage,*

La patience et la volonté afin de finir ce travail.

Je Dédie ce modeste travail :

*A **ma très chère mère** ma vie .Celle qui fait de moi une bonne personne dans ce monde
et sans elle, je serais ruinée.*

*A **mon très cher père** un grand Merci pour ton soutien,*

Vous êtes la lumière de mes jours. Que Dieu vous garde pour moi « inchallah ».

*A toute **ma famille** que ce soit oncles et ma tante et tous les cousins et cousines.*

Je dédie ce travail. Puisse dieu le tout puissant exhausser tous vos vœux.

*A mon binôme **Hicham** et à toute sa famille.*

*Que dieu le tout puissant vous préserve du mal, vous comble de sante, de bonheur et
vous procure une longue vie.*

Hamza

Table des matières

Liste des figures

Liste des tableaux

Liste des acronymes

Introduction générale	1
Chapitre I : Généralité sur les antennes implantables	
1. Introduction	3
2. Télémedecine.....	3
2.1. Définition	3
2.2. Procédures de la télémedecine	4
2.2.1. Télésurveillance médicale.....	4
2.2.2. Téléconsultation.....	4
2.2.3. Expériences télévisées	4
2.2.4. Téléassistance médicale	4
2.2.5. Régulation médicale	4
3. Dispositifs électroniques Biomédicaux	5
3.1. Définition d'un dispositif médical.....	5
3.2. Dispositifs électroniques implantables	5
3.2.1. Pacemaker ou stimulateur cardiaque.....	5
3.2.2. Implant rétinien.....	6
4. Antennes Biomédicales et techniques de miniaturisation.....	7
4.1. Antennes Biomédicales	7
4.1.1. Définition	7
4.1.2. Techniques de miniaturisations des antennes	7
5. Caractéristiques des antennes Biomédicales	8
5.1. Diagramme de rayonnement	8
5.2. Gain et Directivité.....	9
5.3. Efficacité	10
5.4. Coefficient de réflexion.....	10
5.5. Bande passante.....	11
5.6. Taux d'absorption spécifique TAS (en anglais SAR Specific Absorption Rate)	12
6. Conclusion.....	12
Chapitre II : Les travaux réalisés sur les antennes biomédicales	
1. Introduction	13
2. Antennes implantables.....	13
2.1. Antenne plane monopole à large bande alimentée par CPW	13
2.2. Conception d'une antenne monopole en forme de V alimentée par une ligne CPW	15

2.3. Conception et l'analyse d'une antenne conforme implantable miniaturisée	16
2.4. Conception d'une antenne à double bande miniaturisée pour les applications implantables	18
2.3. Miniaturisation d'une antenne patch implantable	19
3. Antennes textiles	20
3.1. Conception d'une antenne textile PIFA	20
3.2. Antenne de type portable à la bande ISM pour les applications militaires	22
3.3. Conception d'une antenne EBG textile compacte	23
3.4. Antenne textile en forme de E pour la télémétrie biomédicale	25
3.5. Conception d'une antenne portable double bande	26
4. Conclusion.....	28
Chapitre III : Conception et Amélioration d'une antenne patch biomédicale	
1. Introduction	29
2. Antenne textile à patch	29
2.1. Résultats de simulation et de mesure	30
2.1.1. Coefficient de réflexion	30
2.1.2. Diagramme de rayonnement	30
2.1.3. La distribution surfacique du courant	31
3. Validation et l'amélioration de l'antenne patch en forme de deux E inversés.....	32
3.1. Validation de l'antenne patch en forme de deux E inversés.....	32
3.1.1. Conception de l'antenne	32
3.1.2. Résultats de simulation	33
3.2. Amélioration des performances de l'antenne patch en forme de deux E inversés	35
3.2.1. Résultats de simulation	36
3.3. Effet de pliage	40
3.3.1. Sur le plan X	40
3.3.2. Sur le plan-Y	41
3.4. Effet mutuel entre l'antenne améliorée et le corps humain	42
3.4.1. Résultats de simulation	44
3.5. Etude paramétrique	48
3.5.1. Effet des différents types du substrat sur le fonctionnement de l'antenne	49
3.5.2. Effet des géométries du plan de masse	49
3.5.3. Effet des géométries du patch (l'élément rayonnant)	50
3.5.4. Effet des géométries de la ligne d'alimentation	51
3.6. Etude comparative.....	51
4. Conclusion.....	52
Conclusion générale	53
Les références bibliographiques	54

Liste des figures

Figure I. 1. Système de soin de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil.....	3
Figure I. 2. Le pacemaker	6
Figure I. 3. Implant rétinien.....	6
Figure I. 4. Illustration du diagramme de rayonnement d'une antenne.....	9
Figure I. 5. Diagramme omnidirectionnel d'une antenne.....	9
Figure I. 6. Bande passante d'une antenne.....	11
Figure II. 1. Géométrie de l'antenne proposée en [11].....	14
Figure II. 2. S11 mesuré et simulé de l'antenne DRM étudiée en [11].	14
Figure II. 3. Géométrie de l'antenne proposée en [10] (toutes les dimensions sont en mm).....	15
Figure II. 4. Caractéristiques du coefficient de réflexion pour l'antenne proposée en [10].....	16
Figure II. 5. Géométrie de l'antenne proposée [13].....	16
Figure II. 6. S11 simulé et mesuré de l'antenne proposée dans [13] : (a) en espace libre, (b) dans le gel fantôme musculaire.	17
Figure II. 7. Géométrie de l'antenne proposée dans [14] : (a) Avant, (b) arrière, (c) côté, et (d) vues éclatées. ...	18
Figure II. 8. Coefficient de réflexion S11 dans différentes simulations et environnements réels [14].	19
Figure II. 9. Conception de l'antenne proposée en [12] : (a) vue au-dessus, (b) forme en 3D.	19
Figure II. 10. Coefficient de réflexion (S11) de l'antenne proposée [12].	20
Figure II. 11. Géométrie de l'antenne PIFA [16].	21
Figure II. 12. Dimensions de l'antenne pliée dans les plans Y-Z (a) et X-Z [16].....	21
Figure II. 13. Paramètre S d'antenne PIFA pliée dans les plans (a) Y-Z et (b) X-Z [16]......	22
Figure II. 14. Géométrie de l'antenne [15].	22
Figure II. 15. Caractéristiques du paramètre S11 [15].	23
Figure II. 16. La structure de l'antenne proposée [17].	23
Figure II. 17. Configuration de l'antenne avec EBG [17].	24
Figure II. 18. Paramètre S11 simulé et mesuré de l'antenne avec et sans EBG ; (a) dans l'espace libre et (b) sur le bras humain [17].	24
Figure II. 19. Géométrie de l'antenne proposée dans [18].	25
Figure II. 20. Le coefficient de réflexion S11 [18].	26
Figure II. 21. Géométrie de l'antenne : (a) vue de dessus, (b) vue latérale et (c) vue prospective [19].	26
Figure II. 22. Simulation et mesure de S11 : (a) dans l'espace libre, (b) dans le gel fantôme [19].	27
Figure III. 1. Dimensions de l'antenne proposée : (a) vue de face, (b) vue dessous.	29
Figure III. 2. Coefficient de réflexion S ₁₁ simulé et mesuré de l'antenne.	30
Figure III. 3. Diagramme de rayonnement simulés et mesurés de l'antenne : (a) Plan E, (b) Plan H.	31
Figure III. 4. Simulation de la distribution de courant de surface de l'antenne proposée.....	31
Figure III. 5. Géométrie de l'antenne : (a) vue dessus, (b) vue dessous.	32
Figure III. 6. Coefficient de réflexion de l'antenne validée.....	34
Figure III. 7. Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne patch validée.	34
Figure III. 8. Trajet du courant sur la surface de l'antenne validée.	35
Figure III. 9. Evolution de la conception de l'antenne.	35
Figure III. 10. La géométrie et les dimensions de l'antenne patch finale.	36
Figure III. 11. Coefficients de réflexion S ₁₁ pour les étapes de conception.....	38
Figure III. 12. Diagrammes de rayonnement : (a) en 3D, (b) en 2D plan XZ et (c) plan YZ.	39
Figure III. 13. Distribution du courant surfacique pour les cas : (Ant.b), (Ant.c), (Ant.d) et (Ant.e).	40
Figure III. 14. Différents pliages de l'antenne sur le plan-X (r en mm).	40
Figure III. 15. Coefficient de réflexion S ₁₁ de l'antenne pour différents pliage sur le plan-X.	41
Figure III. 16. Différents pliages de l'antenne (r en mm) sur le plan-Y.	41
Figure III. 17. Coefficient de réflexion S ₁₁ de l'antenne pour différents pliage sur le plan-Y.	42

Figure III. 18. Différents distances entre l'antenne et le corps humain; (a) : d=0 mm, (b) : d=5 mm et (c) : d=10 mm.....	43
Figure III. 19. Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne à différents distances sur le tissu du corps humains.	44
Figure III. 20. Taux SAR de l'antenne proposée.....	45
Figure III. 21. Différentes distances entre l'antenne proposée et le corps humain avec réflecteur; (a) : d=10 mm, (b) : d=15 mm et (c) : d=20 mm.	45
Figure III. 22. Coefficient de réflexion de l'antenne pour différentes distances sur le tissu du corps humains. ...	46
Figure III. 23. Valeurs du SAR de l'antenne proposée à différents distances; (a) : d=10mm, (b) : d=15mm et (c) : d=20mm.	47
Figure III. 24. Le diagramme de rayonnement de l'antenne proposée en 3D et 2D à distance de 20 mm du corps humain.....	48
Figure III. 25. Dimensions de l'antenne patch textile améliorée ; (a) : vue au-dessus, (b) : vue au-dessous.	48
Figure III. 26. Effet de type de matériau du substrat sur le coefficient de réflexion.	49
Figure III. 27. Effet de la longueur (paramètre k) du plan de masse sur le coefficient de réflexion.....	50
Figure III. 28. Effet de la longueur (paramètre T) du patch sur le coefficient de réflexion.....	50
Figure III. 29. Effet de la longueur (paramètre L) de la ligne d'alimentation sur le coefficient de réflexion.....	51

Liste des tableaux

Tableau III. 1. Dimensions et paramètres des matériaux utilisés dans la conception d'antenne.	33
Tableau III. 2. Dimensions de l'antenne patch.	33
Tableau III. 3. Les dimensions de l'antenne patch améliorée.	36
Tableau III. 4. Les fréquences de résonances et les bandes passantes.	37
Tableau III. 5. Caractéristiques tissulaires des trois couches du corps humains.	43
Tableau III. 6. Comparaison entre les performances de l'antenne proposée avec celles de la littérature.	52

Liste des acronymes

2D	2 Dimensions.
3D	3 Dimensions.
ASTM	American Society for Testing Materials.
BW	BandWith.
CPW	CoPlanar Wiveguide.
CST	Computer Simulation Technology.
DMI	Dispositifs Médicaux Implantables.
DRM	Dual Rectangular type Meander.
EBG	Electromagnetic Band Gap.
GND	Ground.
HFSS	High-Frequency Structure Simulator.
ISM	Industrial, Scientific and Medical bands.
MISC	Medical Implant Communication System.
SAR	Specific Absorption Rate.

Résumé

La technologie de la télémédecine est l'une des réalisations essentielles de ces dernières années. Cette technologie est basée sur des dispositifs biomédicaux qui contiennent des éléments essentiels, y compris des antennes. Les antennes biomédicales assurent l'échange de données entre les appareils installés sur le corps humain et l'environnement extérieur. Le but de ce travail est de valider, d'améliorer et d'étudier les performances d'une antenne textile qui fonctionne dans la bande de fréquences ISM (Industrial, Scientific and Medical 2.40-2.48 GHz) en réduisant son effet sur le corps humain. Ce travail a été effectué à l'aide du logiciel CST Microwave Studio version 2020.

Mot-clé : Télémédecine, dispositifs biomédicaux, antennes biomédicales, bande ISM et logiciel CST.

Abstract

Telemedicine technology is one of the key achievements of recent years. This technology is based on biomedical devices that contain essential elements, including antennas. Biomedical antennas ensure the exchange of data between devices installed on the human body and the external environment. The aim of this work is to validate, improve and study the performance of a textile antenna that operates in the ISM frequency band (Industrial, Scientific and Medical 2.40-2.48 GHz), by reducing its effect on the human body. This work was done using the CST Microwave Studio version 2020 software.

Index terms : Telemedicine, biomedical devices, biomedical antennas, the ISM band and CST software.

ملخص

تُعد تقنية التطبيب عن بعد أحد الإنجازات الرئيسية في السنوات الأخيرة. تعتمد هذه التكنولوجيا على الأجهزة الطبية الحيوية التي تحتوي على عناصر أساسية، من بينها الهوائيات. تضمن الهوائيات الطبية الحيوية تبادل البيانات بين الأجهزة المثبتة على جسم الإنسان والبيئة الخارجية. الهدف من هذا العمل هو التحقق من هوائي النسيج الذي يعمل في نطاق تردد ISM (صناعي، علمي و طبي 2.40-2.48 جيجاهيرتز) وتحسينه ودراسة أدائه و ذلك بتقليل تأثيره على جسم الإنسان. تم انجاز هذا العمل باستخدام برنامج CST Microwave Studio الطبعة 2020.

الكلمات المفتاحية : التطبيب عن بعد، الأجهزة الطبية الحيوية، الهوائيات الطبية الحيوية، نطاق ISM، برنامج CST.

Introduction Générale

Introduction générale

En raison des maladies contagieuses et des pandémies graves qui ont affaibli le système de santé et le diagnostic direct des patients au cours des dernières années, le recours à une solution alternative est nécessaire. La télémédecine est l'une des composantes de la médecine qui transmettent des données médicales au moyen d'appareils électroniques.

Les antennes sont parmi les composants les plus importants, qui à leur tour sont responsables de la transmission des informations médicales au patient à l'environnement extérieur.

Les antennes médicales sont placées sur le corps humain selon leurs tâches, y compris implantables dans le corps humain pour transmettre des informations sur l'état de santé du patient au médecin pour fournir le diagnostic à distance, ce qui motive le corps humain à agir comme un stimulateur du rythme cardiaque (pacemaker). De plus, il existe des antennes tissulaires placées sur les vêtements. Ces antennes fonctionnent dans la bande ISM (Industrial, Scientific and Medical bands) 902.8 - 928 MHz et 2.4 - 2.5 GHz.

Le manuscrit de ce mémoire de master est constitué d'une introduction, de trois chapitres et d'une conclusion.

Le premier chapitre traite des généralités sur les antennes biomédicales. Une brève description de la télémédecine et certaines de ses différentes fonctions a fait l'objet du même chapitre. Enfin, les techniques de miniaturisations des antennes, afin de ne pas affecter la santé humaine, seront abordées.

Le deuxième chapitre consiste en un état de l'art des antennes biomédicales. Deux types d'antennes ont été étudiés : les antennes implantables et les antennes textiles. Les deux types sont différents en termes de conception et de dimensions physiques, car chaque changement dans les paramètres d'antenne affecte ses performances. Les résultats de simulation et de mesure ont été étudiés.

Le troisième chapitre présente une étude d'une antenne patch textile qui fonctionne dans la bande ISM (2,4 GHz) pour les applications biomédicales. Cette antenne est conçue et simulée à l'aide du logiciel CST Microwave Studio. Après la description de l'antenne et la méthode de conception, les résultats de simulation (coefficient S_{11} , fréquence de résonance,

bande passante, diagramme de rayonnement... etc.) seront établis et une étude paramétrique pour connaître les performances et la bande passante lors du changement de la structure de l'antenne sera effectuée.

À la fin, on termine ce travail par une conclusion générale en résumant l'ensemble du travail et les efforts déployés pour compléter ce mémoire de master.

Chapitre I :
**Généralité sur les antennes
implantables**

1. Introduction

Ce chapitre consiste à une introduction illustrative aux dispositifs médicaux dédiés à la télémédecine. Les éléments de base de ces dispositifs sont généralement des antennes implantées ou fixées sur le corps humain, permettant l'échange de données avec l'environnement externe. Ces antennes sont soumises à des techniques de miniaturisation afin de répondre aux exigences établies par les normes utilisées. Plus la taille physique de l'antenne est petite, plus elle sera facile d'être intégrée sur le corps humain. Les antennes biomédicales fonctionnent dans les bandes; ISM (Industrial, Scientific and Medical bands) 2.4 - 2.5 GHz et MICS (Medical Implant Communication System) 402 – 405 MHz.

2. Télémédecine

La technologie sans fil dans le domaine de la médecine cherche à connecter l'information médicale du patient avec le médecin. Cette technologie permet d'offrir des services illimités pour améliorer les soins de santé. Elle a été incarnée par des experts et des ingénieurs en utilisant des dispositifs électroniques pour sécuriser et gérer facilement l'état de santé du patient.

2.1. Définition

La télémédecine est une pratique médicale qui utilise la transmission de l'information médicale (images, rapports, enregistrements) grâce à des antennes implantées ou fixées sur le corps humain, afin d'obtenir un diagnostic à distance, une opinion spécialisée, une surveillance constante du patient, une décision thérapeutique [1], comme le montre la figure I.1.

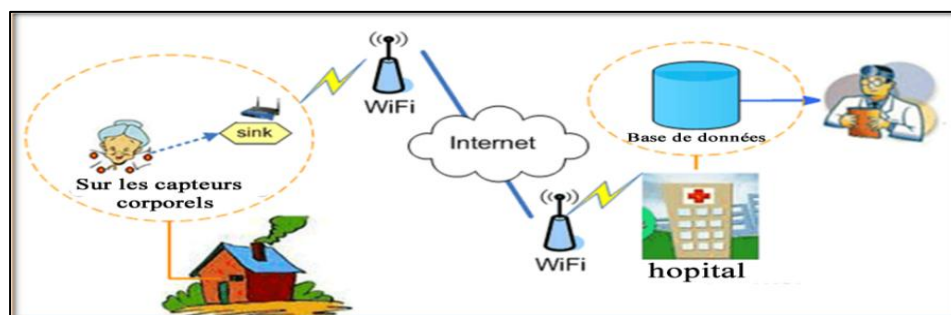


Figure I. 1. Système de soin de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil [9].

2.2. Procédures de la télémédecine

La télémédecine repose sur cinq types de procédures : La télésurveillance médicale, la téléconsultation, la télé-expertise, la téléassistance médicale et enfin la régulation médicale.

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 [2].

2.2.2. Téléconsultation

Elle a pour objectif de permettre à un professionnel médical de donner une consultation à distance d'un patient et de rendre cela plus facile pour la vie quotidienne du patient et surtout dans des conditions sanitaires critiques (le cas du Covid-19) [2].

2.2.3. Expériences télévisées

Son but est de permettre aux professionnels de la santé de demander un conseil à un ou plusieurs professionnels de la santé à distance et prennent des décisions correctes concernant l'état de santé du patient pour assurer un bon traitement et un résultat positif pour la santé [2].

2.2.4. Téléassistance médicale

L'objectif de cette procédure est d'aider un professionnel de la santé à un autre professionnel à distance au cours de la réalisation du travail pour éviter les erreurs médicales et pour assurer le bon fonctionnement du traitement et le déchargement de bonnes solutions de santé pour le patient [2].

2.2.5. Régulation médicale

La régulation médicale est un acte médical pratiqué par téléphone par un médecin régulateur à distance d'un patient pour éviter l'encombrement afin de fournir un environnement exemplaire pour le traitement et réduire la propagation des maladies infectieuses résultant de l'affinité physique [3].

3. Dispositifs électroniques Biomédicaux

3.1. Définition d'un dispositif médical

Le dispositif médical est un produit de santé utilisé pour le traitement afin d'atténuer les symptômes du patient ou d'aider le médecin à effectuer des tests médicaux tels qu'un scanner qui prend une "photo" du corps pour permettre au médecin de faire le diagnostic [4].

3.2. Dispositifs électroniques implantables

Un dispositif implantable médical est localisé chirurgicalement à l'intérieur d'un corps humain ou animal. Il est composé de plusieurs composants tels qu'une batterie, des capteurs et des antennes. Parmi tous ces composants, l'antenne est l'élément crucial qui assure l'échange de données entre des dispositifs implantables et l'environnement externe [5,6]. Les implants nécessitent une liaison sans fil, car les liaisons filaires sont inconfortables et peuvent causer des problèmes immunitaires aux patients [6].

Récemment, de nombreuses personnes dans le monde se sont intéressées aux dispositifs médicaux implantés, en raison de leur efficacité à améliorer les soins de santé. Le DMI (dispositifs médicaux implantables) est utilisé pour de nombreuses applications en fonction de sa fonction. Il sont classés comme suit :

- Le premier type comprend des dispositifs qui s'adaptent au corps humain pour diagnostiquer son état de santé et de surveiller les signaux biologiques.
- Le deuxième type comprend les dispositifs implantables qui sont utilisés comme stéroïdes pour des éléments spécifiques du corps humain qui reçoivent des informations du milieu externe comme les stimulateurs cardiaques et les implants rétiniens [6].

Il existe plusieurs exemples de dispositifs implantables, tels que:

3.2.1. Pacemaker ou stimulateur cardiaque

C'est un dispositif électronique implantable dans le corps humain qui est destiné à multiplier et stimuler le rythme cardiaque pour ceux qui ont un rythme cardiaque lent (voir la figure I.2) [6].

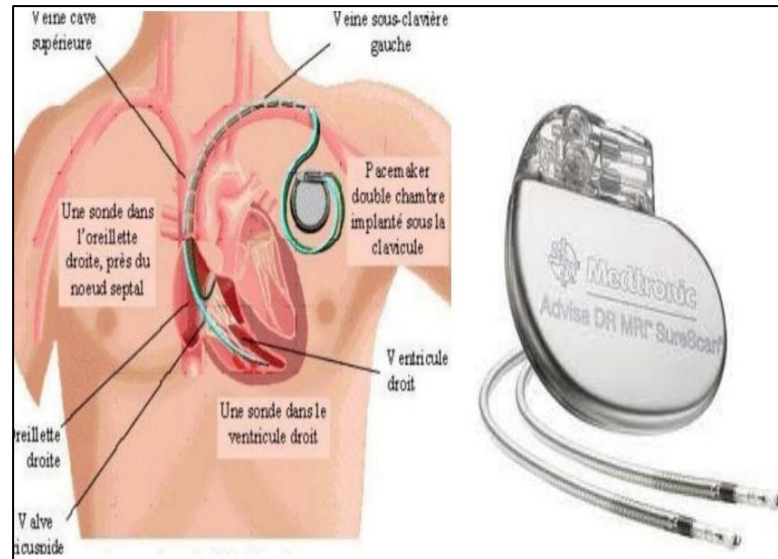


Figure I. 2. Le pacemaker [6].

3.2.2. Implant rétinien

La rétine implantable assure que la vision du patient est restaurée par stimulation électrique des neurones rétiniens en contournant les photorécepteurs en décomposition [7], la figure I.3 explique cela.

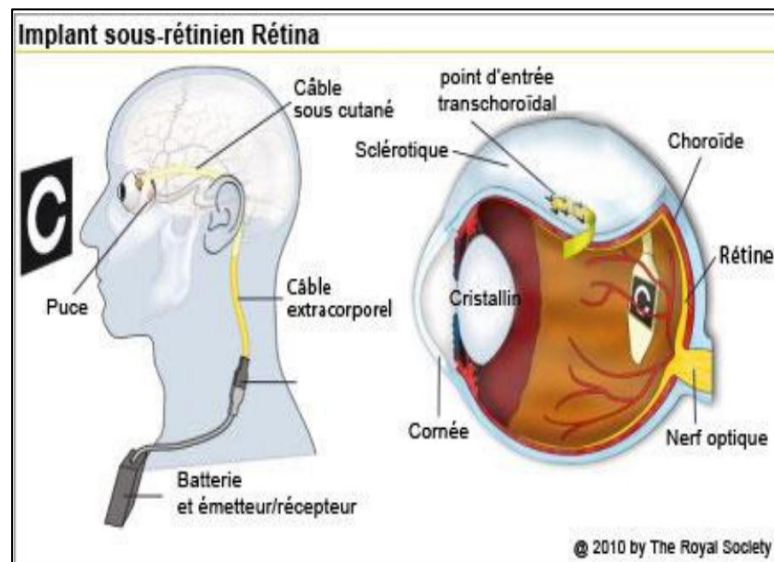


Figure I. 3. Implant rétinien [6].

4. Antennes Biomédicales et techniques de miniaturisation

4.1. Antennes Biomédicales

4.1.1. Définition

Les antennes biomédicales sont des petites antennes électriques qui sont très similaires aux antennes intégrées dans les téléphones mobiles, mais certaines complications dans le corps humain ont conduit à des changements supplémentaires au niveau de leurs structures ou dans la qualité de leurs matériaux composites. Les développeurs d'antennes implantables se sont concentrés sur les applications thérapeutiques et de détection. Dans les deux cas, l'antenne transmet des données à courte et longue distance, de sorte que des caractéristiques telles que l'efficacité du rayonnement et la bande passante sont nécessaires pour assurer que la transmission est suffisamment large pour fonctionner potentiellement dans différents environnements de la vie quotidienne de l'utilisateur [7].

4.1.2. Techniques de miniaturisations des antennes

Afin d'implanter ou de fixer une antenne dans le corps humain, les propriétés physiques et électromagnétiques de l'antenne doivent être tolérantes avec les cellules biologiques du corps et aucun problème de santé ne se pose en raison de la taille de l'antenne ou du rayonnement électromagnétique élevé.

Les techniques de miniaturisation des antennes biomédicales incluent :

a. Utilisation de matériaux diélectriques à haute permittivité

Les matériaux diélectriques à haute permittivité, utilisés dans les couches minces de superstrat, sont sélectionnés pour les antennes patch implantables parce qu'ils raccourcissent la longueur d'onde effective et entraînent des fréquences de résonance plus basses, contribuant ainsi à la miniaturisation des antennes.

b. Allongement de trajet du courant sur la surface du patch

Un déploiement plus large des trajets de courant efficaces sur le patch réduit la valeur de la fréquence de résonance.

c. Ajout de broches de court-circuit

La taille effective de l'antenne augmente lors de l'insertion des goupilles de court-circuit entre le plan de masse et le plan de raccordement, ce qui réduit les dimensions physiques de l'antenne tout en gardant ses caractéristiques.

d. Empilement de patch

L'empilement vertical de deux patchs augmente la longueur du trajet du courant d'écoulement à partir de la ligne d'alimentation de l'antenne, ce qui réduit la taille de l'antenne [7].

5. Caractéristiques des antennes Biomédicales

Les antennes biomédicales permettent de rayonner ou de recevoir des ondes radios pour transmettre des données ou des informations du corps humain à l'environnement externe (ex., médecin). Ce processus utilise de nombreux paramètres pour décrire les caractéristiques et les performances des antennes, comme l'impédance d'entrées, le coefficient de réflexion, la directivité, le gain et l'efficacité.

5.1. Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement de l'antenne est défini comme une fonction mathématique ou une représentation graphique des propriétés de rayonnement de l'antenne en fonction des coordonnées spatiales, comme illustrée la figure I.4. Les propriétés de rayonnement comprennent la densité de flux de puissance, l'intensité du rayonnement, l'intensité du champ, la phase de directivité ou la polarisation. Le diagramme de rayonnement est déterminé dans la région de champ lointain et est représentée en fonction des coordonnées directionnelles [24].

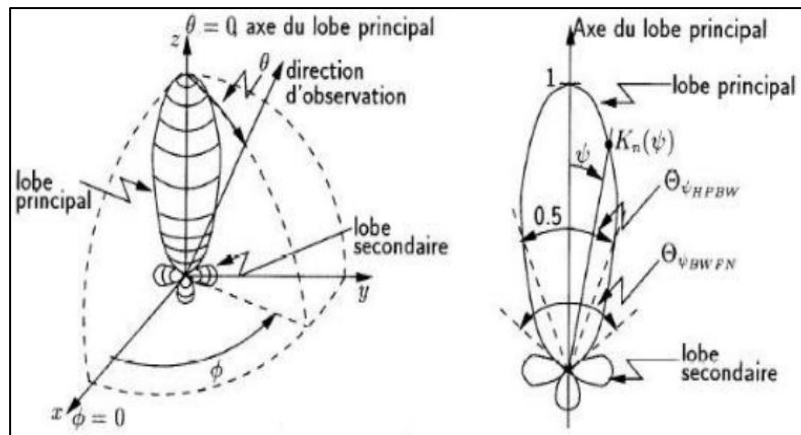


Figure I. 4. Illustration du diagramme de rayonnement d'une antenne [6].

Les antennes dans le domaine biomédical envoient les données du patient au médecin et surveillent son état de santé à distance, que ce soit sur de courtes ou de longues distances, auquel cas l'antenne doit être omnidirectionnelle (figure I.5) afin de couvrir entièrement l'environnement du patient.

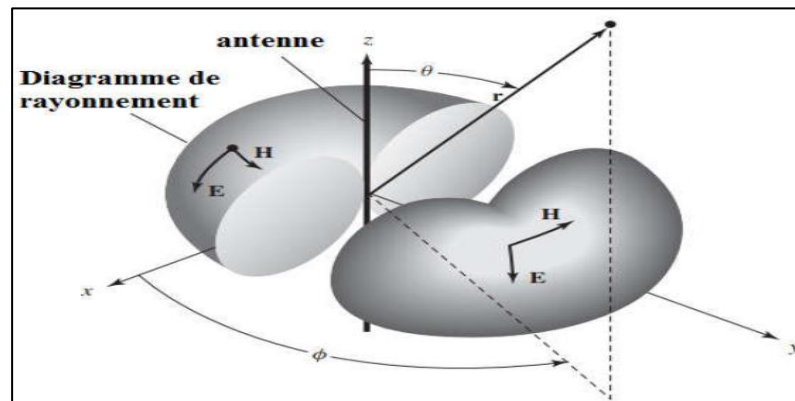


Figure I. 5. Diagramme omnidirectionnel d'une antenne [8].

5.2. Gain et Directivité

Dans une certaine direction d'antenne (θ, ϕ) et celle d'une antenne isotrope le gain (G) est le rapport d'intensité de rayonnement ou en autre terme c'est la quantité descriptive de performance d'antenne, le gain est exprimé en dB [05].

$$G(\theta, \phi) = 4\pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (I.1) [24]$$

Tel que : $U(\theta, \phi)$: L'intensité de rayonnement d'une antenne dans la direction (θ, ϕ).

P_{in} : La puissance d'entrée totale.

Le gain maximal (G_{\max}) d'une antenne est simplement défini comme le produit de la directivité par l'efficacité η [7].

$$G_{\max} = \eta D \quad (\text{I.2})$$

La directivité (D) d'une antenne est donnée par le rapport entre l'intensité de rayonnement maximale (puissance par unité d'angle solide) et l'intensité de rayonnement moyenne (moyenne sur une sphère). La directivité de toute source autre qu'isotrope est toujours supérieure à l'unité [7].

5.3. Efficacité

L'efficacité est un facteur important pour les antennes qui exprime le rapport de puissance rayonnée par l'antenne à la puissance fournie à l'entrée d'antennes et explique deux pertes : la réflexion en raison de l'inadéquation entre la ligne de transmission d'alimentation et l'antenne, et la deuxième perte de conducteur et de diélectrique [7] [8].

Le facteur d'efficacité est représenté dans la formule :

$$\eta = \frac{G}{(1-|\Gamma|^2)D} \quad (\text{I.3})$$

Ou : G : gain réalisé.

D : La directivité.

Γ : Le coefficient de réflexion (S_{11}).

5.4. Coefficient de réflexion

Le coefficient de réflexion (Paramètre S_{11}) permet de quantifier la quantité du signal réfléchi par rapport au signal incident et il est exprimé en unité de décibel (dB). De plus ce coefficient est faible, plus il y a une bonne adaptation de l'antenne [5]. Le paramètre S_{11} est défini par la formule suivante [8] :

$$S_{11} \text{ (dB)} = 20 \log \frac{\text{onde réfléchie}}{\text{onde incidente}} \quad (\text{I.4})$$

La relation entre le coefficient de réflexion S_{11} , l'impédance d'entrée Z_e et l'impédance caractéristique Z_0 de la ligne d'alimentation est donnée par :

$$S_{11} \text{ (dB)} = \Gamma = \frac{Z_{in} - Z_0}{Z_{in} + Z_0} \quad (\text{I.5})$$

5.5. Bande passante

La bande passante d'une antenne (BW : pour BandWidth en anglais) est la gamme de fréquences dans laquelle l'antenne peut émettre et recevoir des ondes électromagnétiques, Habituellement, elle est déterminée pour un taux d'onde stationnaire vaut 2 (ce qui équivaut à presque -10 dB de la courbe du coefficient de réflexion), (voir la figure I.6) [5].

On peut définir la bande passante par la formule suivante :

$$\text{BP (\%)} = 100 \frac{f_h - f_l}{f_c} \quad (\text{I.6})$$

$$\text{BP (Hz)} = f_h - f_l \quad (\text{I.7})$$

Où : f_h : la fréquence la plus élevée de la bande.

f_l : la fréquence la plus basse de la bande.

$f_c = \frac{f_h + f_l}{2}$: la fréquence centrale de la bande.

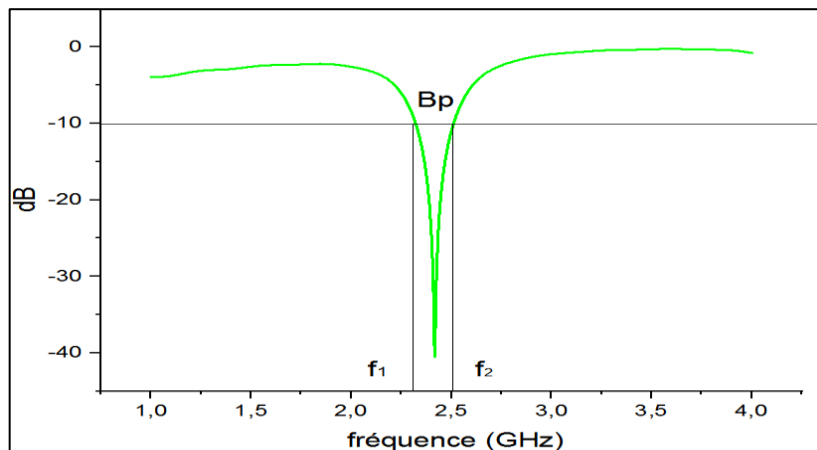


Figure I. 6. Bande passante d'une antenne [5].

Les antennes biomédicales fonctionnent dans la bande ISM (Industrial, Scientific and Medical bands) qui couvre la bande entre 2.4 GHz et 2.45 GHz.

5.6. Taux d'absorption spécifique TAS (en anglais SAR Specific Absorption Rate)

Le taux d'absorption spécifique (TAS) est la taille associée à l'absorption du rayonnement électromagnétique par les tissus biologiques. La valeur moyenne de SAR pour la norme IEEE est de 1,6 W/kg pour 1 g [7].

Le SAR est le paramètre le plus important pour quantifier les effets du rayonnement électromagnétique sur le corps humain. Il peut être déterminé théoriquement ou mesuré dans des tissus biologiques par l'exposition au rayonnement électromagnétique [7]. Il peut être aussi calculé à partir du champ électrique dans le tissu comme suit :

$$\text{SAR} = \int_{\text{échantillon}} \frac{\sigma(r) |E(r)|^2}{\rho(r)} dr \quad (\text{I.8})$$

Où : E : Le champ électrique (V/m).

σ : La conductivité électrique du tissu (S/m).

ρ : La densité de l'échantillon (Kg/m^3).

6. Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté une brève description sur la télémédecine (médecin sans fil) et de leur importance pour améliorer et faciliter la vie quotidienne des patients. On a également abordé la conceptualisation des antennes médicales et leurs caractéristiques tout en mentionnant certaines techniques de miniaturisation.

Chapitre II :

Les travaux réalisés sur les antennes biomédicales

1. Introduction

Le développement des antennes au cours des dernières années a connu un développement significatif, en particulier dans le domaine médical. Cela est dû aux besoins fréquents des antennes pour leurs caractéristiques tels que celles utilisées dans les soins de santé des patients et l'entraînement physique ou le sauvetage d'urgence. En revanche, les exigences des antennes sont strictes en termes de leurs caractéristiques telles que ; une taille réduite, une grande efficacité et une compatibilité flexible avec le corps humain.

Dans ce chapitre, un état de l'art des structures d'antennes médicales implantables et textiles sera établi afin d'examiner leurs caractéristiques et la façon dont elles sont fabriquées.

2. Antennes implantables

Lors de développement des antennes médicales implantables, les chercheurs ont toujours cherché à améliorer leurs performances et à appliquer de nouvelles techniques au niveau de leur structure pour les distinguer des autres en termes de propriétés électromagnétiques. On cite les travaux rapportés dans la littérature :

2.1. Antenne plane monopole à large bande alimentée par CPW

L'antenne plane monopole proposée par Tsung-Fu Chien et al. en 2010 [11], a été gravée sur un substrat $\text{MgTa}_{1.5}\text{Nb}_{0.5}\text{O}_6$ (avec une constante diélectrique $\epsilon_r = 28$, une épaisseur de 1 mm). Un autre superstrat en céramique d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3), avec un constant diélectrique de 9,8 et une épaisseur de 0,4 mm, a été monté au-dessus de l'antenne pour isoler les parties métalliques pour protéger le tissu humain. Cette antenne est alimentée par une ligne de transmission coplanaire CPW, comme le montre la figure II.1.

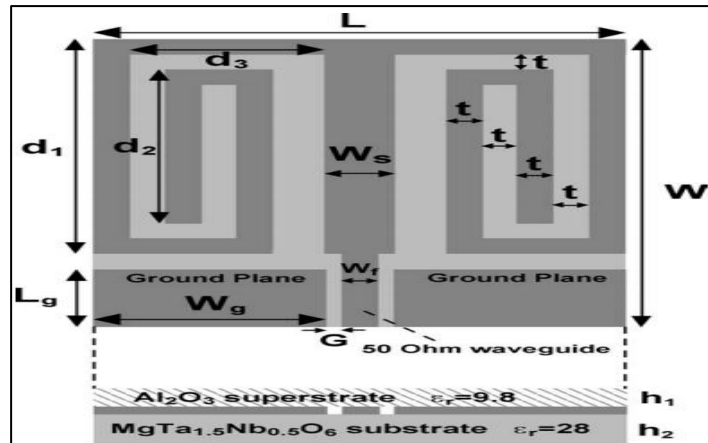


Figure II. 1. Géométrie de l'antenne proposée en [11].

En effet, l'antenne DRM (Dual Rectangular type Meander) étudiée n'occupe qu'un volume total de $19,5 \times 15 \times 1,4 \text{ mm}^3$.

Les résultats du paramètre S_{11} simulés et mesurés de l'antenne proposée, immergée dans le liquide de tissu cutané émulé, sont présentés sur la figure II.2.

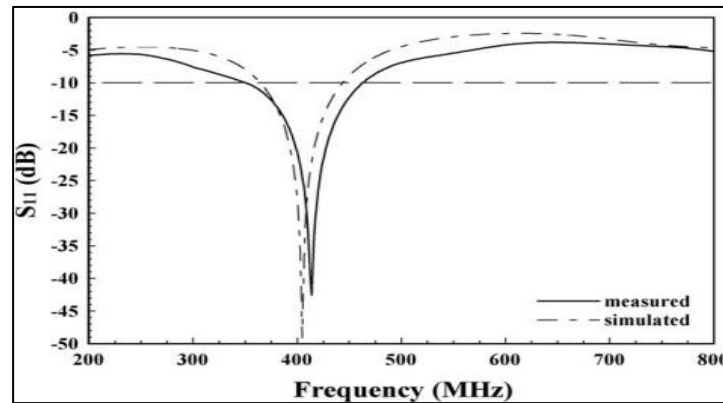


Figure II. 2. S_{11} mesuré et simulé de l'antenne DRM étudiée en [11].

Le milieu environnant l'antenne proposée est le tissu humain avec perte. Le coefficient de réflexion (mesuré et simulé) à 402 MHz est de -43 dB et -59 dB, respectivement. En outre, la bande passante mesurée est meilleure que celle simulée. Cette différence est due à l'espace d'air qui existe entre le superstrat et la partie métallique de l'antenne.

La valeur de SAR vaut 327 w/Kg. Enfin, le diagramme de rayonnement de l'antenne proposée est presque omnidirectionnel.

2.2. Conception d'une antenne monopole en forme de V alimentée par une ligne CPW

Dans la référence [10], une antenne patch implantable a été proposée par S. Ashok Kumar et T. Shanmuganatham en 2013 pour les applications biomédicales. Cette antenne, illustrée sur la figure II.3, est une antenne monopole en forme de V imprimée sur un substrat de type FR4 et d'une taille de $33 \times 28 \text{ mm}^2$ (avec une permittivité relative $\epsilon_r = 4,4$ et une épaisseur = 1,6 mm). L'antenne se compose de deux plans de masse avec un patch alimenté par un guide d'onde coplanaire CPW (Coplanar Waveguide).

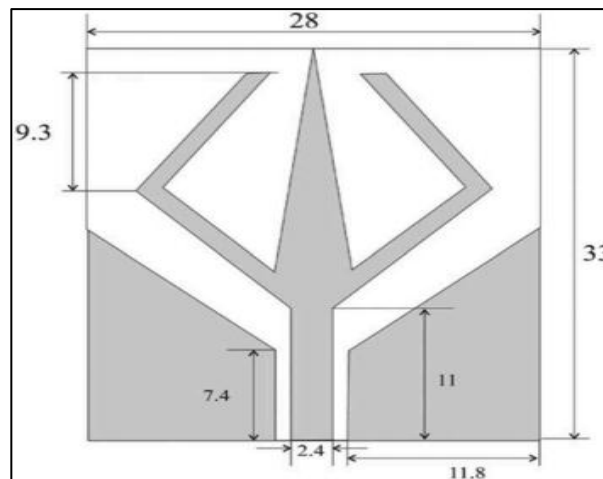


Figure II. 3. Géométrie de l'antenne proposée en [10] (toutes les dimensions sont en mm).

L'antenne étudiée a été immergée à une profondeur de 10 mm sous la surface d'un fantôme liquide homogène équivalent au muscle humain ($200 \times 200 \times 80 \text{ mm}^3$).

L'antenne est simulée à l'aide d'un simulateur IE3D. Ensuite, un prototype a été fabriqué et testé expérimentalement en contournant un liquide fictif du corps humain. Les résultats obtenus sont très satisfaisants avec deux bandes (figure II.4), en couvrant la bande ISM (la bande 1 : de 900 à 915 MHz, la bande 2 : de 2370 à 2550 MHz et).

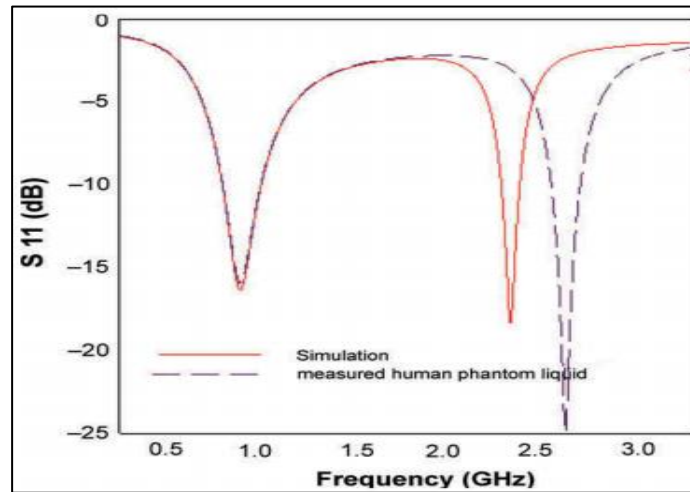


Figure II. 4. Caractéristiques du coefficient de réflexion pour l'antenne proposée en [10].

2.3. Conception et l'analyse d'une antenne conforme implantable miniaturisée

L'antenne proposée dans [13], par Kumar Naik ketavath et al, est dédiéees aux applications biomédicales. La structure de l'antenne est présentée dans la figure II.5. L'antenne patch implantée est composée des éléments de base suivants : élément rayonnant, ligne d'alimentation (CPW) et deux GND. Tous ces composants sont imprimés sur un substrat en polyimide ($\epsilon_r=3.5$, $\delta = 0,008$), avec une taille totale de $24 \times 22 \times 0.07 \text{ mm}^3$.

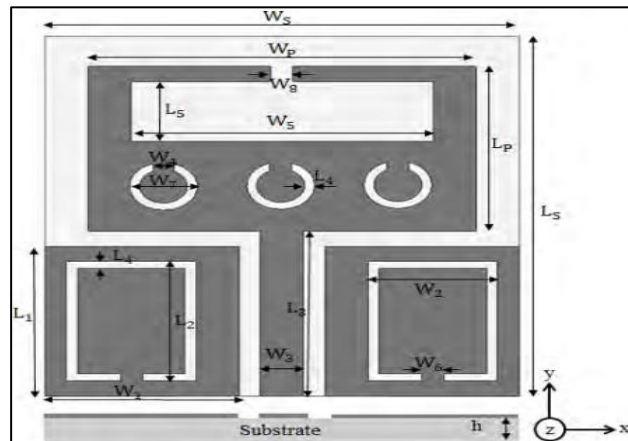


Figure II. 5. Géométrie de l'antenne proposée [13].

Le coefficient de réflexion S_{11} a été simulé et mesuré dans l'espace libre et dans le gel fantôme musculaire par le logiciel CST Microwave Studio et l'analyseur de réseau VNA, comme le montre la figure II.6.

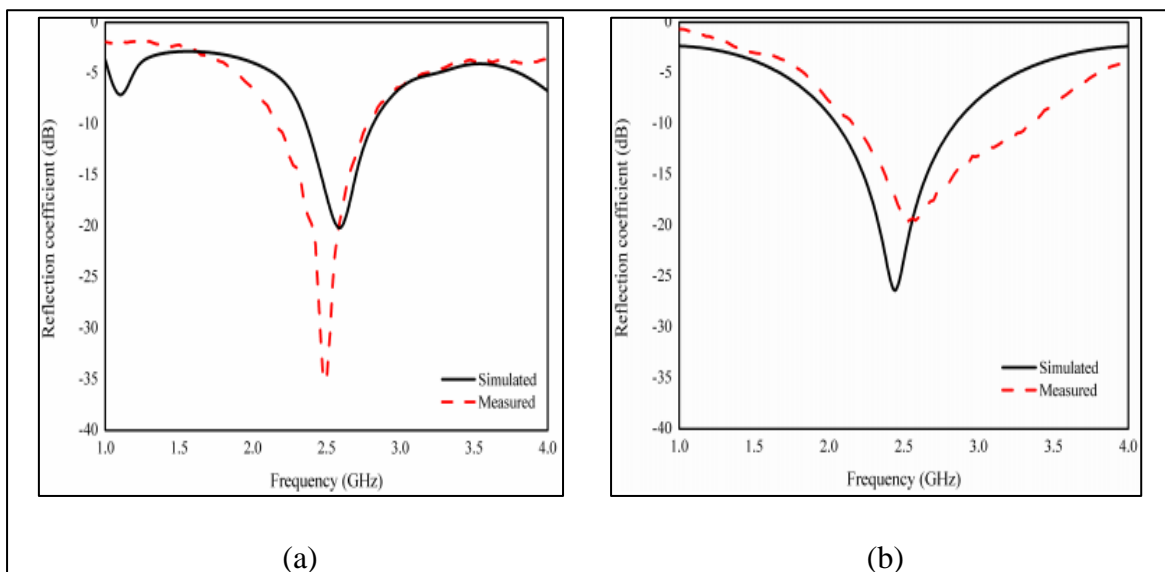


Figure II. 6. S_{11} simulé et mesuré de l'antenne proposée dans [13] : (a) en espace libre, (b) dans le gel fantôme musculaire.

Le paramètre S dans l'espace libre (à 2.41 GHz) dépasse -25 dB avec une bande de passante de 2,01 à 2,82 GHz, et dans le gel fantôme musculaire atteint -22,2 dB à une fréquence de résonance de 2,60 GHz (2,41-2,81 GHz).

Les résultats simulés et mesurés de S_{11} dans l'espace libre varie légèrement à cause de l'effet de l'air, et dans le corps humain varient avec une constante diélectrique des différents tissus.

Les valeurs du SAR sont conformes à la norme SAR de l'IEEE C 95.1-2005, et le SAR moyen à 1 g est inférieur à 1,6 W/kg. Le SAR maximum est observé à 0,914 W/Kg, et il est inférieur au niveau standard.

2.4. Conception d'une antenne à double bande miniaturisée pour les applications implantables

Dans la référence [14], une antenne implantable à double bande miniaturisée fonctionnant dans la bande ISM (902–928 MHz et 2,4–2,4835 GHz) a été proposée par Farooq Faisal et Hyungsuk Yoo en 2019, comme illustrer sur la figure II.7. Le polymère cristallin liquide Rogers ULTRALAM de permittivité relative ($\epsilon_r = 2,9$) et d'une épaisseur de 0,1 mm a été utilisé à la fois comme substrat et un superstrat. Le volume total de cette antenne est de $10,08 \text{ mm}^3$ ($7 \times 7,2 \times 0,2 \text{ mm}^3$).

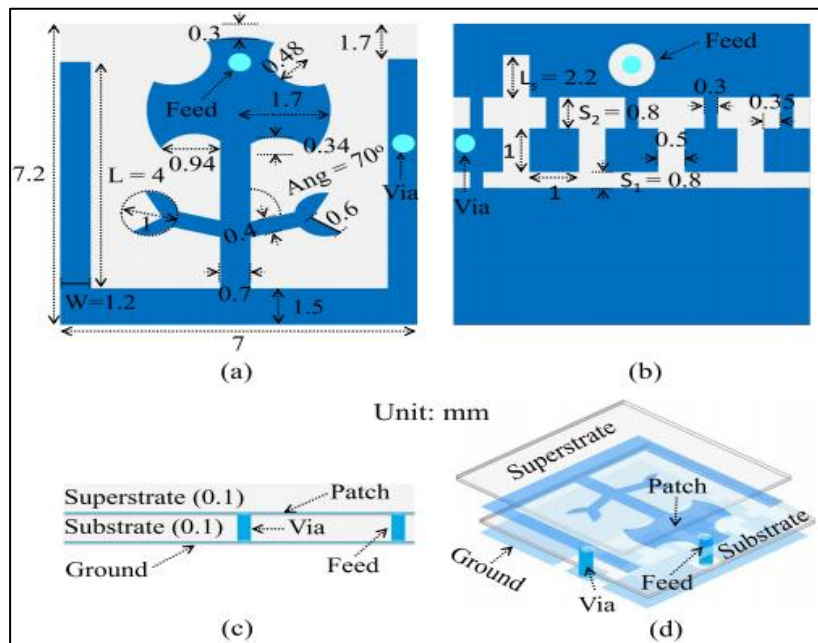


Figure II. 7. Géométrie de l'antenne proposée dans [14] : (a) Avant, (b) arrière, (c) côté, et (d) vues éclatées.

Les résultats de S_{11} ont été simulés par l'outil HFSS dans différents environnements, les résultats sont présentés à la figure II.8.

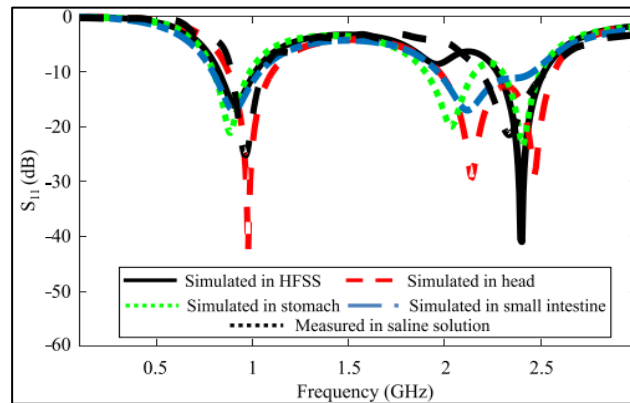


Figure II. 8. Coefficient de réflexion S11 dans différentes simulations et environnements réels [14].

Les courbes révèlent que le coefficient de réflexion mesuré dans le fantôme ASTM (American Society for Testing Materials) est presque impossible à distinguer de celui simulé, à l'exception d'une légère déviation des fréquences de résonance. Cet écart dans les fréquences de résonance peut être attribué aux conditions de fabrication et de mesure.

La valeur de paramètre S dans l'outil HFSS (à 2.45 GHz) est -41 dB et en solution saline mesuré à -21 dB avec une fréquence de résonance de 2,4 GHz.

2.3. Miniaturisation d'une antenne patch implantable

Dans la référence [12], Piyush Kumar Mishra et al. ont proposé une antenne patch miniaturisée implantable qui fonctionne dans la bande ISM (2,40-2,50 GHz). Le volume total de cette antenne est de 127mm^3 ($10 \times 10 \times 1.270\text{mm}^3$). Elle est imprimée sur un substrat de type Rogers 6010 ($\epsilon_r = 10,2$ et la hauteur = 0,635 mm). Afin de protéger les tissus humains du métal, un superstrat a été ajouté sur la face supérieure de l'antenne, comme le montre la figure II.9.

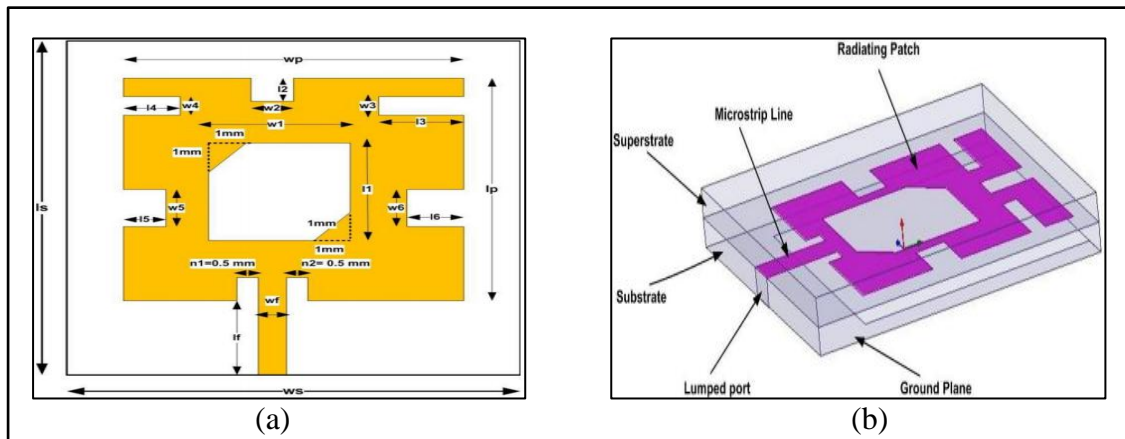


Figure II. 9. Conception de l'antenne proposée en [12] : (a) vue au-dessus, (b) forme en 3D.

Pour simuler les caractéristiques de l'antenne conçue, la méthode des éléments finis a été utilisée (logiciel de simulation HFSS). Le coefficient de réflexion (S_{11}) est représenté sur la figure II.10.

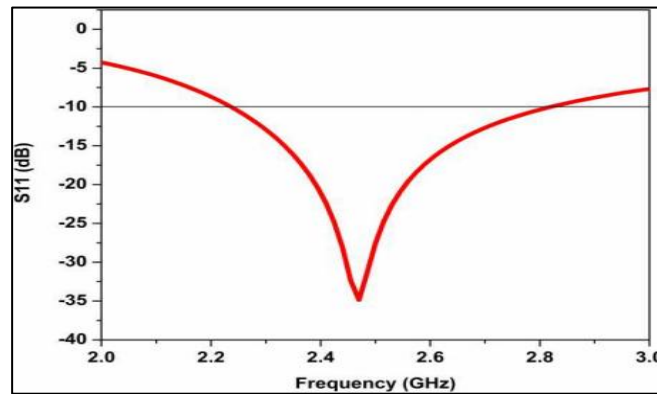


Figure II. 10. Coefficient de réflexion (S_{11}) de l'antenne proposée [12].

D'après la figure II.6, on observe que l'antenne proposée fonctionne dans la gamme de fréquences de 2,245 à 2,815 GHz et le coefficient de réflexion S_{11} est égal à -34,856 dB à la fréquence de 2,455 GHz, ce qui couvre la bande ISM.

La valeur du paramètre SAR moyenne obtenue de cette antenne est de 621,97 W/kg pour 1g de tissus. Pour implanter cette antenne dans le corps humain, il faut que la valeur de la puissance d'émission ne dépasse pas $25\mu W$.

3. Antennes textiles

Dans cette section, on va présenter quelques exemples de conception d'antennes textiles et leurs propriétés électromagnétiques distinctives.

3.1. Conception d'une antenne textile PIFA

Qiang Bai et Richard Langley ont proposé dans la référence [16] une antenne textile PIFA, en 2012. Cette antenne est conçue pour être intégrée dans les vêtements et d'autres applications textiles. L'antenne a été imprimée sur le substrat Zelt (à base de nylon de haute qualité plaqué avec le cuivre et de l'étain) avec une conductivité de 10^6 S/m et une épaisseur de 0,06 mm. Les dimensions de l'antenne sont de 35 mm sur 40 mm, comme le montre la figure II.11.

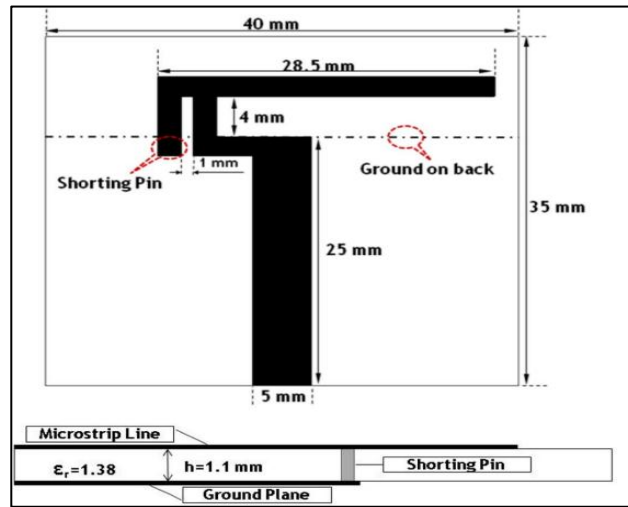


Figure II. 11. Géométrie de l'antenne PIFA [16].

Dans des situations pratiques pour une antenne textile intégrée dans des vêtements sur le corps humain, l'antenne sera sujette au pliage. Donc, les auteurs ont fait une étude sur les performances de l'antenne dans différentes conditions de pliage au niveau des plans y-z et x-z, comme illustré la figure II.12.

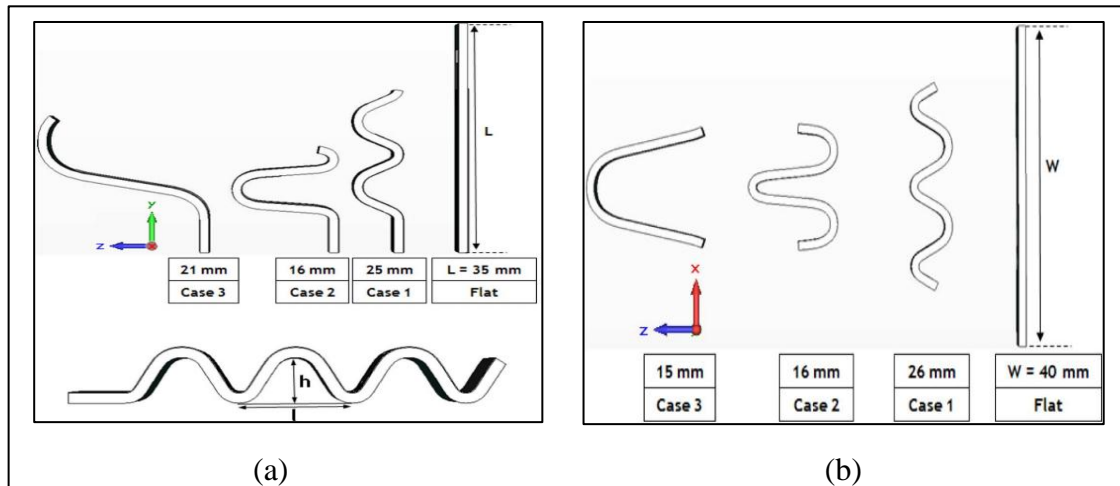


Figure II. 12. Dimensions de l'antenne pliée dans les plans Y-Z (a) et X-Z [16].

Le pliage influe sur les caractéristiques de l'antenne notamment ; la fréquence de résonance, la bande passante et le rayonnement des antennes textiles. Cet effet sur les performances de l'antenne a été étudié sur la base des résultats de simulation et de mesure. Les simulations ont été réalisées sur le logiciel de modélisation électromagnétique CST Microwave Studio, comme présenté à la figure II.13.

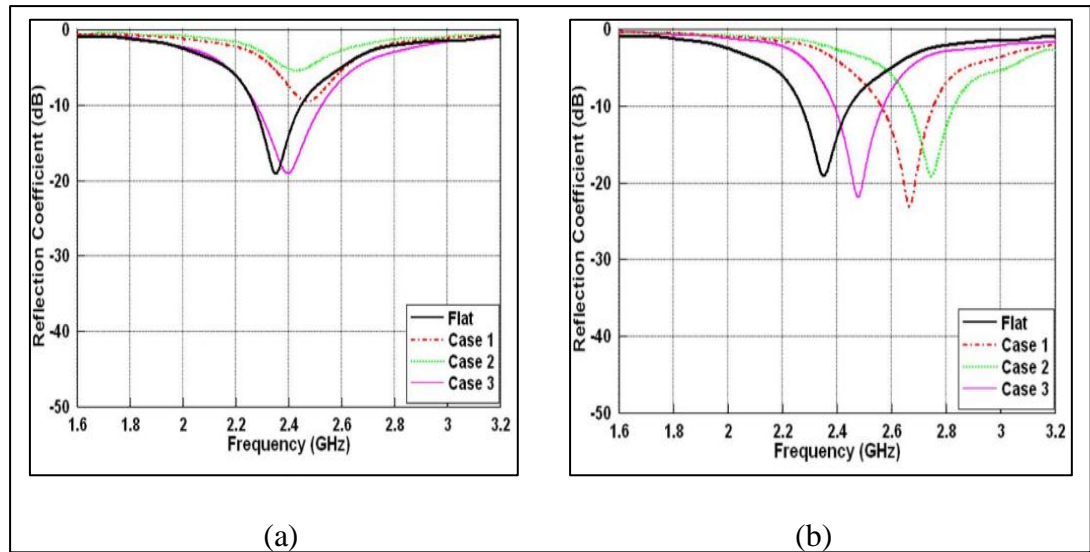


Figure II. 13. Paramètre S d'antenne PIFA pliée dans les plans (a) Y-Z et (b) X-Z [16].

Le pliage de l'antenne PIFA, en particulier dans le plan X-Z, dégrade le coefficient de réflexion de sorte que la fréquence de résonance se déplace hors de la bande ISM (2.4 GHz).

3.2. Antenne de type portable à la bande ISM pour les applications militaires

Dans l'article [15], une antenne textile patch microstrip est conçue par R. Sreelakshmy, S. Ashok Kumar et al, en février 2017. Cette antenne est destinée aux applications médicales (fonctionnant dans la bande ISM 2.45 GHz). Le volume total de ladite antenne est de $90 \times 70 \times 1.57 \text{ mm}^3$ (figure II.14). Elle se compose d'un plan de masse avec un patch alimenté par un guide d'onde coplanaire CPW. Tous ces éléments sont imprimés sur un substrat en jean tissu de permittivité relative $\epsilon_r = 1,6$ et d'épaisseur de 62 mils.

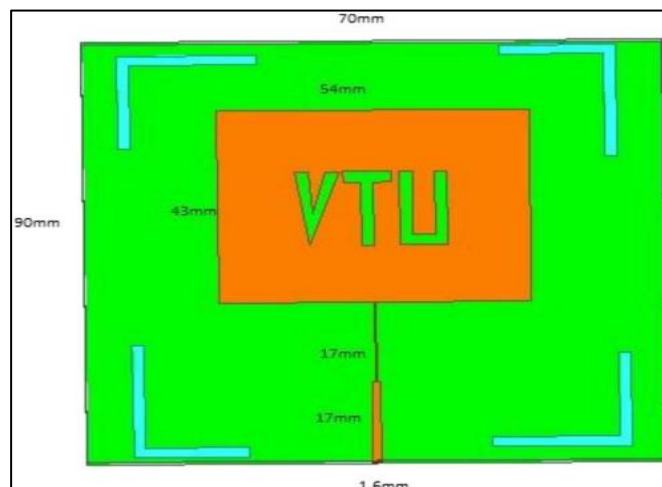


Figure II. 14. Géométrie de l'antenne [15].

L'antenne proposée a été mesurée en temps réel et elle couvre la plage de fréquences de 2,1 à 2,6 GHz avec S_{11} inférieure à -10 dB. Les résultats sont présentés à la figure II.15.

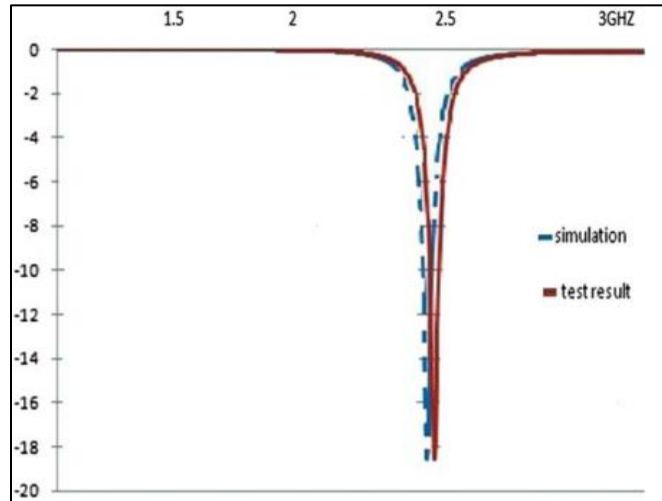


Figure II. 15. Caractéristiques du paramètre S_{11} [15].

3.3. Conception d'une antenne EBG textile compacte

L'antenne proposée par I. Ashyap et Z. Abidin [17] en 2017 est une antenne portable compacte avec une nouvelle structure EBG (Electromagnetic Band Gap) miniaturisée qui fonctionne dans la bande de fréquence 2,4 GHz pour les applications médicales. La structure EBG est utilisée pour éliminer l'inadéquation et le décalage de fréquence causés par le corps humain et réduit le rayonnement indésirable vers le corps humain (lobe arrière).

Les dimensions globales de l'antenne sont de $20 \times 30 \times 0,7 \text{ mm}^3$ montée sur un matériau en denim d'épaisseur de 0,7 mm comme un substrat avec une constante diélectrique de 1,7, comme le montre la figure II.16.

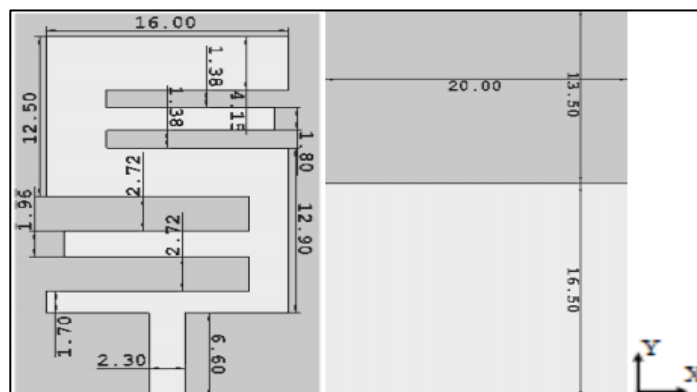


Figure II. 16. La structure de l'antenne proposée [17].

L'antenne est placée au-dessus de la structure EBG (une matrice de 2×2 EBG et de taille 46×46×0,7 mm³ placée sur un matériau en denim), comme illustré sur la figure II.17. Une mousse Rohacell de 1 mm d'épaisseur est utilisée comme entretoise entre l'antenne et l'EBG afin de réduire la discordance et les contacts électriques pour éviter les courts-circuits.

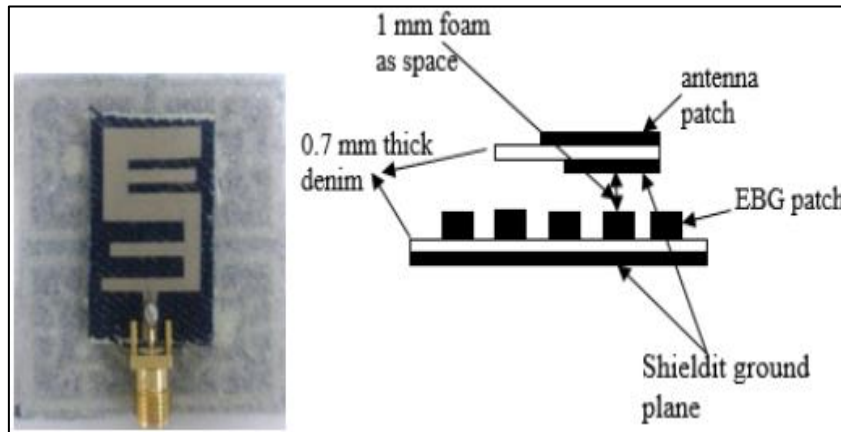


Figure II. 17. Configuration de l'antenne avec EBG [17].

Les coefficients de réflexion simulés et mesurés de l'antenne dans l'espace libre et sur le bras humain, avec et sans EBG, sont comparés dans la figure II.18.

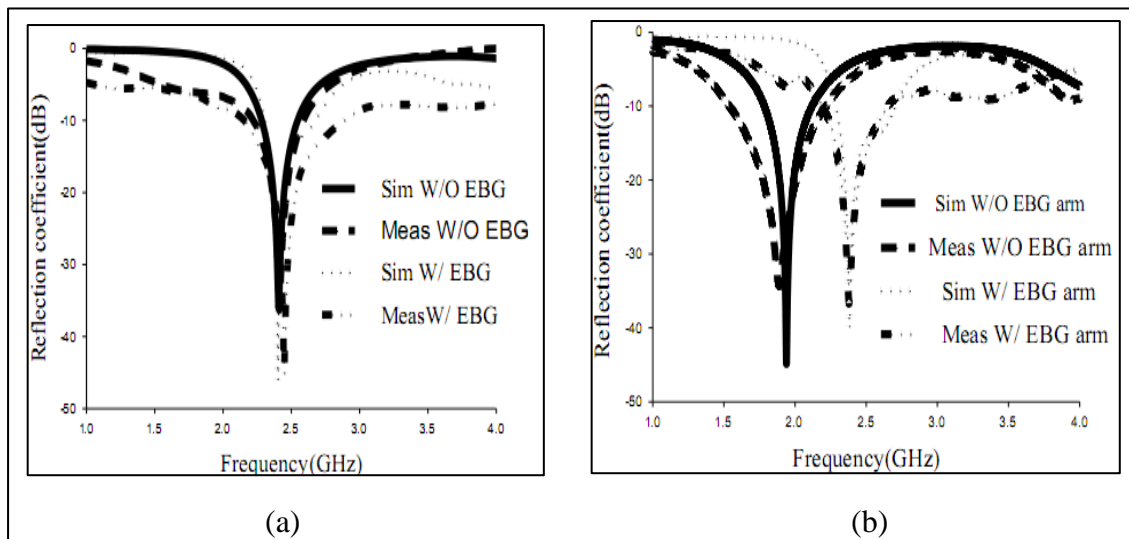


Figure II. 18. Paramètre S11 simulé et mesuré de l'antenne avec et sans EBG ; (a) dans l'espace libre et (b) sur le bras humain [17].

Dans l'espace libre la plage de bande mesurée de l'antenne sans EBG est de 2,23 GHz à 2,59 GHz avec une largeur de bande de 360 MHz (15 %). Par contre, l'antenne intégrée avec EBG a effectivement amélioré la largeur de bande d'exploitation mesurée de 2,17 GHz à 2,83 GHz avec une largeur de bande de 660 MHz (27 %).

D'après les résultats de la figure II.18 (b), on peut observer que l'absence de la structure EBG entraîne le décalage de la fréquence de résonance vers la bande inférieure en raison de la nature diélectrique élevée des tissus humains qui influence également la réponse de l'antenne.

3.4. Antenne textile en forme de E pour la télémétrie biomédicale

Dans la référence [18], une antenne textile a été conçue et fabriquée par Pavithra Balaji et R. Narmadha pour les applications de la télémédecine. L'antenne se compose de deux GND avec un patch alimenté par un guide d'onde coplanaire CPW. L'antenne patch textile en forme E est imprimée sur un substrat en denim (avec une permittivité relative= 1.67 et une épaisseur= 2 mm) ayant des dimensions $32 \times 30 \text{ mm}^2$, voir la figure II.19.

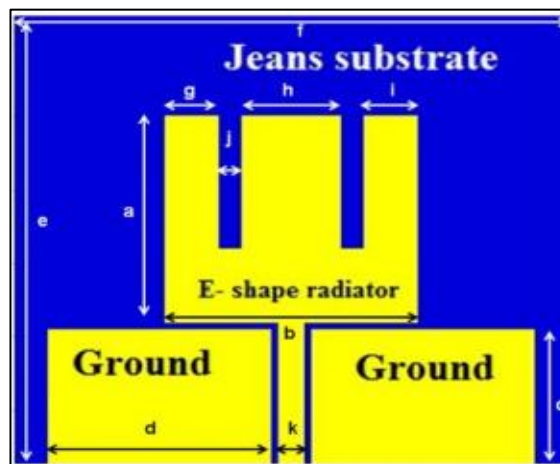


Figure II. 19. Géométrie de l'antenne proposée dans [18].

L'antenne offre des résultats satisfaisants en termes de gain et de directivité (antenne bidirectionnel de 1,83dB), de largeur de bande de 153 MHz qui fonctionne dans la bande ISM, comme illustrée de la figure II.20.

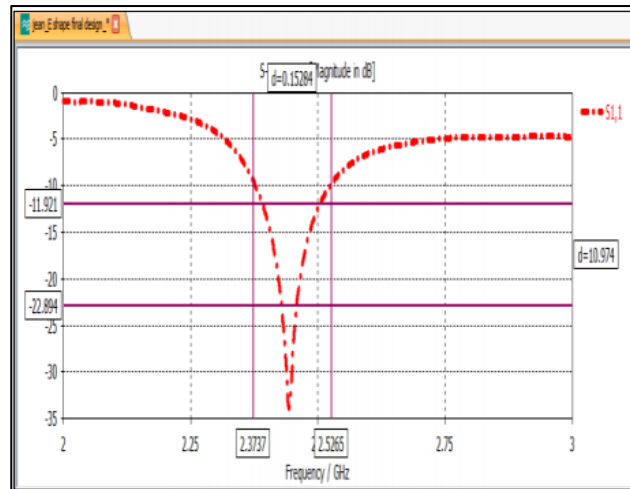


Figure II. 20. Le coefficient de réflexion S_{11} [18].

3.5. Conception d'une antenne portable double bande

Une nouvelle antenne portable à double bande a été proposée dans la référence [19] par Tu Tuan Le et Tae-Yeoul Yun en 2021 pour les applications médical (2.4 GHz). Sa structure est constituée de deux substrats : un substrat rigide pour l'élément rayonnant principal et un substrat pour le plan de masse. L'antenne en forme d'anneau est imprimée sur un substrat Taconic TLY-5 avec un constant diélectrique de 2.2, une tangente de perte de 0,0009 et une épaisseur de 1,52 mm. Le plan de masse de type Shieldit TMSuper est imprimé sous le substrat du patch avec une épaisseur de 3 mm.

L'alimentation de l'antenne a été effectuée par un câble coaxial avec un volume total de l'antenne de $60 \times 60 \text{ mm}^2$, comme présenté à la figure II.21.

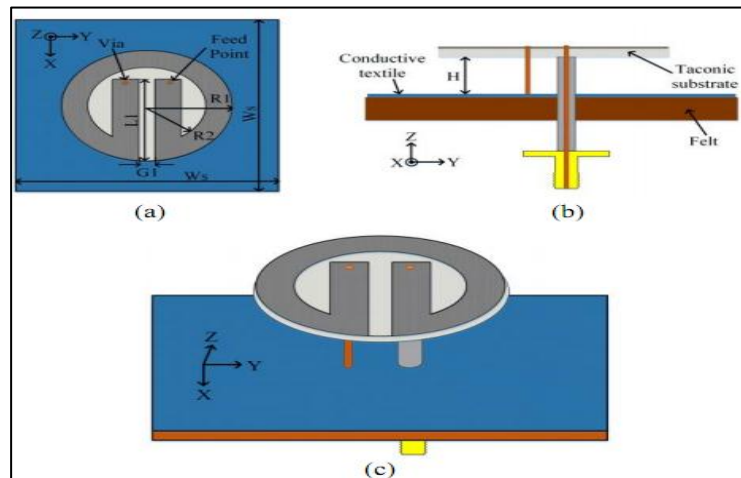


Figure II. 21. Géométrie de l'antenne : (a) vue de dessus, (b) vue latérale et (c) vue prospective [19].

La performance de l'antenne proposée est testée dans l'espace libre et également sur l'environnement du corps fantôme et les résultats sont présentés à la figure II.22.

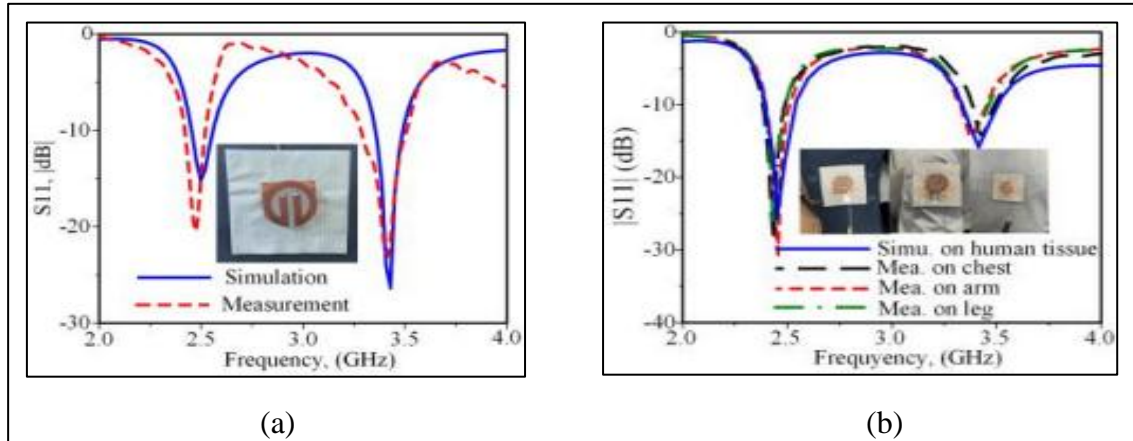


Figure II. 22. Simulation et mesure de S_{11} : (a) dans l'espace libre, (b) dans le gel fantôme [19].

D'après la figure II.22 (a), la bande passante obtenue à partir du S_{11} mesuré est de 4,9 % (2,39 à 2,51 GHz), ce qui est semblable aux résultats simulés de 5,7 % (2,40 à 2,54 GHz).

Alors que les bandes passantes mesurées sur le thorax humain est de 5,76 % (2,36 à 2,50 GHz) comparativement aux résultats simulés qui vaut 6,1 %.

Les résultats de simulation et de mesure de l'antenne étudiée dans l'espace libre et dans l'environnement du corps humain se concordent bien, à l'exception d'une légère différence entre eux dans l'espace libre à cause de permittivité de l'air.

L'antenne proposée présente un gain pratiquement élevé (entre 4,9 à 5,1 dB) et une efficacité très élevée (en atteignant les 91%) avec un SAR à la fréquence 2.45 GHz de 0,2 W/kg sous 1 g de tissu et de 0,1 W/kg sous 10 g qui est relativement faible comparativement à d'autres antennes de communication.

4. Conclusion

Ce chapitre présente un bref état de l'art sur l'évolution des antennes médicales et il résume les résultats des activités de recherche des chercheurs dans le domaine de la conception des antennes dédiées aux applications biomédicales. Il explique également les techniques utilisées afin de concevoir et fabriquer ces dernières. On a également souligné l'impact de différentes dimensions sur le comportement des antennes.

Chapitre III :

**Conception et
Amélioration d'une
antenne patch biomédicale**

1. Introduction

Dans ce chapitre, on propose de valider les résultats de la référence [20], en simulant la structure présentée dans cet article via le logiciel CST Microwave Studio. On effectue également une amélioration, et une étude paramétrique pour déterminer les performances de l'antenne ainsi sa compatibilité avec le corps humain en calculant la valeur SAR.

2. Antenne textile à patch

Dans la référence [20], l'antenne proposée par ADEL Y. I. ASHYAP et al. (voir la figure III.1) est une antenne textile miniaturisée fabriquée pour les applications biomédicales en bande ISM à 2,4 GHz. La structure de l'antenne proposée est simple et de taille compacte $30 \times 20 \times 0.7 \text{ mm}^3$. La structure est imprimée sur un substrat en denim de permittivité relative 1.7 et d'épaisseur de 0.7 mm. Elle est alimentée par une ligne microstrip avec une impédance de 50 ohms. La conception et la simulation de cette antenne sont effectuées par logiciel CST Microwave Studio. Ainsi, un prototype a été testé pour confirmer les résultats numériques.

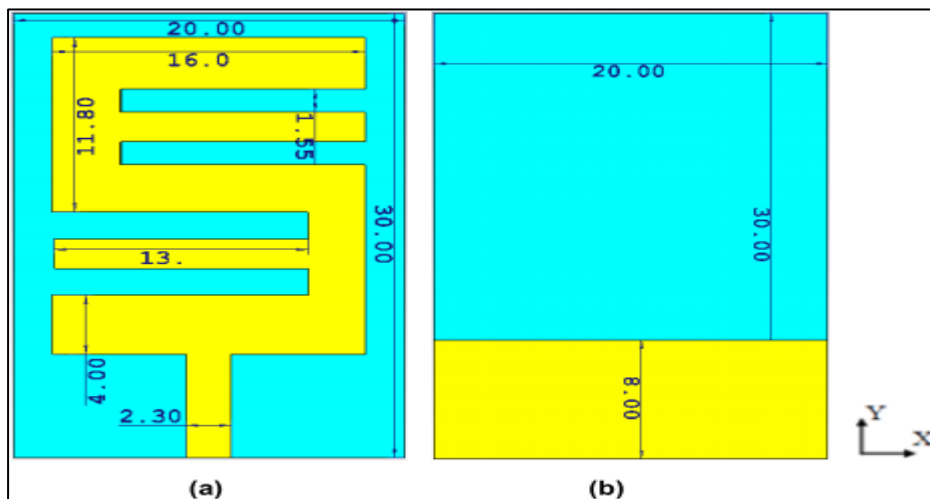


Figure III. 1. Dimensions de l'antenne proposée : (a) vue de face, (b) vue dessous [20].

2.1. Résultats de simulation

2.1.1. Coefficient de réflexion et de mesure

Les résultats de coefficient de réflexion S_{11} (simulé, mesuré) de l'antenne de la référence [20] sont représentés sur la figure III.2.

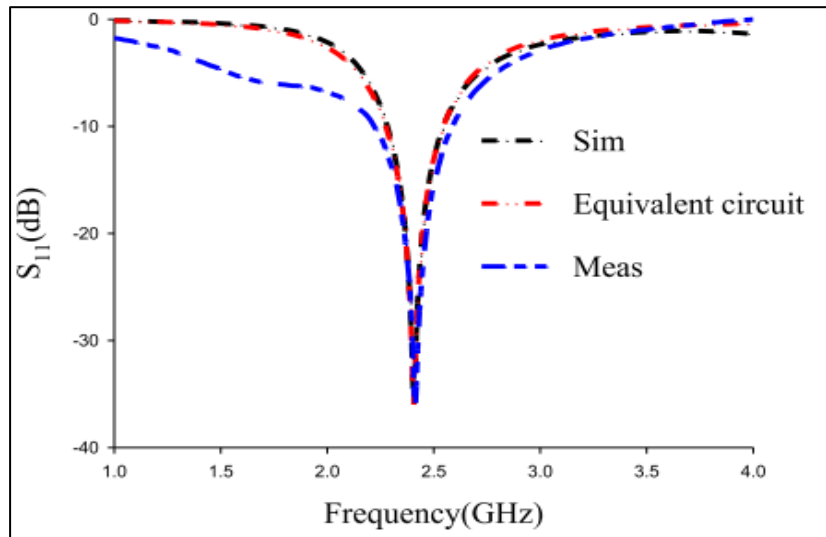


Figure III. 2. Coefficient de réflexion S_{11} simulé et mesuré de l'antenne [20].

D'après les courbes de la figure III.2, le coefficient de réflexion de l'antenne a été mesuré et comparé aux résultats simulés. On constate que le coefficient de réflexion mesuré a une bande passante plus large que celle de la simulation, en allant de 2,23 GHz à 2,59 GHz avec une bande passante de 360 MHz (15 %), tandis que la bande simulée vaut 240 MHz, en couvrant la bande 2,29-2,53 GHz (10 %). La différence entre les résultats de simulation et de mesure peut être due aux propriétés de perte du matériau de substrat ainsi que les erreurs et de fabrication de mesure.

2.1.2. Diagramme de rayonnement

La figure III.4 montre une comparaison des diagrammes de rayonnement simulés et mesurés en champ lointain dans les deux principaux plans ; E et H. On remarque un bon accord entre les deux diagrammes. En outre, dans le plan E le diagramme de rayonnement est bidirectionnel, alors qu'il est omnidirectionnel dans le plan H. En plus, l'antenne offre un gain de 2,05 dBi avec une efficacité qui atteint 79%.

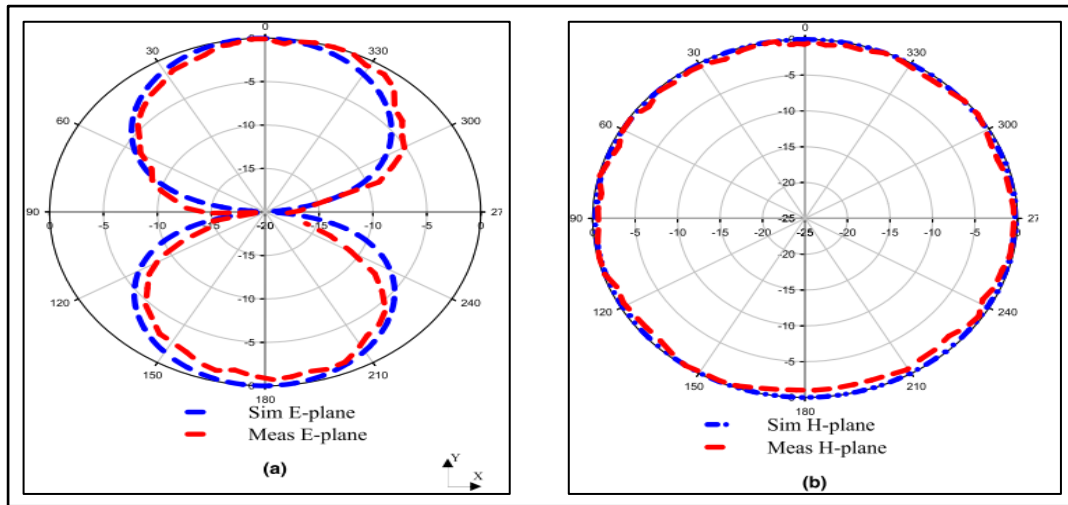


Figure III. 3. Diagramme de rayonnement simulés et mesurés de l'antenne : (a) Plan E, (b) Plan H [20].

2.1.3. La distribution surfacique du courant

La figure III.3 montre la distribution surfacique du courant de l'antenne à la fréquence de résonance. On voit que la densité du courant maximale est principalement concentrée sur le patch.

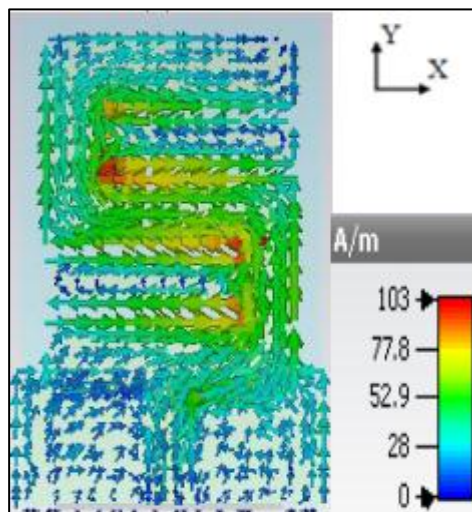


Figure III. 4. Simulation de la distribution de courant de surface de l'antenne proposée [20].

3. Validation et l'amélioration de l'antenne patch en forme de deux E inversés

3.1. Validation de l'antenne patch en forme de deux E inversés

3.1.1. Conception de l'antenne

L'antenne étudiée dans cette section consiste en un dispositif qui se compose par des éléments de base suivants: un patch en forme de deux E inversés, une ligne de transmission microruban pour l'alimentation et un plan de masse. Les deux premiers éléments sont imprimés sur la face supérieure d'un substrat de type 'denim' avec une permittivité relative 1.7 et une épaisseur de 0.7 mm. Tandis que le plan de masse est partiellement imprimé sur la face inférieure du ce substrat. La structure et ses dimensions sont présentées dans la figure III.5. La conception et la simulation de l'antenne sont effectuées par le logiciel de modélisation électromagnétique CST Microcave Studio.

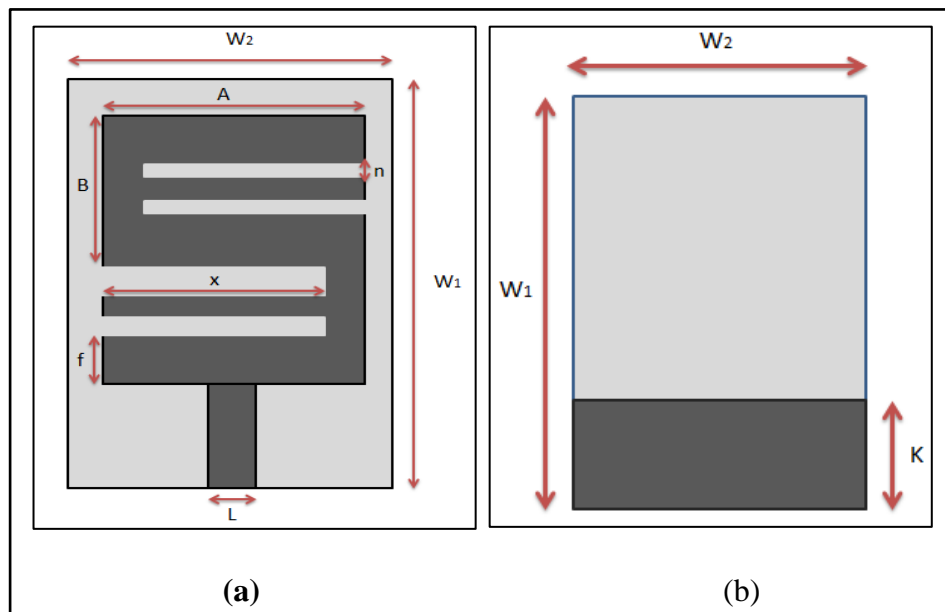


Figure III. 5. Géométrie de l'antenne : (a) vue dessus, (b) vue dessous.

Les dimensions et les matériaux utilisés lors de la conception de cette antenne sont listés dans les tableaux III.1 et III.2.

Tableau III. 1. Dimensions et paramètres des matériaux utilisés dans la conception d'antenne.

Couche	Type du Matériau	permittivité	Longueur (mm)	Largeur (mm)	Hauteur (mm)
Substrat	Denim	1.7	30	20	0.7
GND	Cuivre	1	8	20	0.017
Patch	Cuivre	1	20	16	0.017
Ligne d'alimentation	Cuivre	1	7.1	2.3	0.017

Tableau III. 2. Dimensions de l'antenne patch.

Paramètres	Valeurs (mm)	Paramètres	Valeurs (mm)
W1	30.00	x	13.00
W2	20.00	f	04.00
A	16.00	n	01.55
B	11.80	k	08.00
L	02.30	h	00.70

3.1.2. Résultats de simulation

a. Coefficient de réflexion

Après avoir effectué la simulation de la structure d'antenne, le coefficient de réflexion est tracé sur la figure III.6. D'après cette figure, on constate que l'antenne résonne autour de la fréquence 2.4 GHz avec une largeur de bande de 330 MHz (de 2.20 à 2.52 GHz), ce qui couvre largement la bande allouée à la norme ISM. En comparant ces résultats avec ceux de la référence [20], on conclut qu'on a obtenu presque le même résultat en terme du coefficient de réflexion S_{11} .

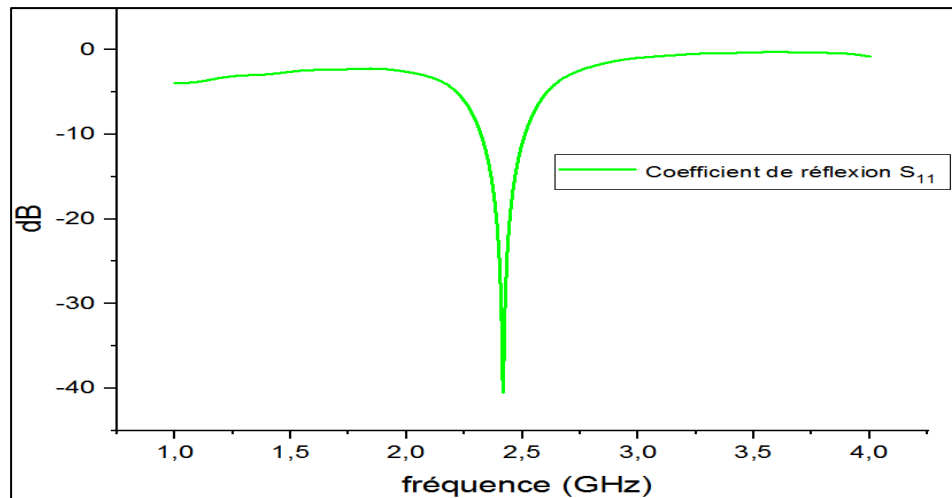


Figure III. 6. Coefficient de réflexion de l'antenne validée.

b. Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement en 3D illustré dans la figure III.7, est issu à partir de la validation de l'antenne de référence [20]. Il ressemble au diagramme de rayonnement d'un dipôle avec un gain maximum de 2.06 dBi (à la fréquence 2.4 GHz).

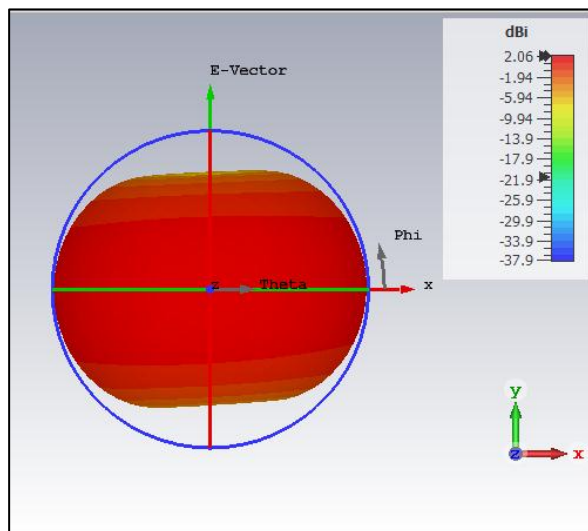


Figure III. 7. Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne patch validée.

c. Distribution du courant

La figure III.8 représente la distribution surfacique du courant sur l'antenne alentour de la fréquence de résonance 2.4 GHz. D'après cette figure, on observe que la densité du courant est principalement concentrée sur l'élément rayonnant.

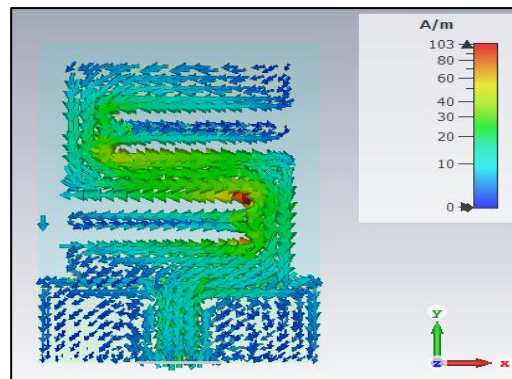


Figure III. 8. Trajet du courant sur la surface de l'antenne validée.

3.2. Amélioration des performances de l'antenne patch en forme de deux E inversés

La conception de l'antenne en considération est réalisée sur plusieurs étapes de changement de sa structure afin d'améliorer ses performances et d'atteindre un bon niveau de miniaturisation. La figure III.9 représente l'évolution de la conception de ladite antenne, en allant de la forme initiale qui consiste en un patch rectangulaire simple (cas 'a') à la forme finale représenté par une forme de deux E inversés (cas 'e').

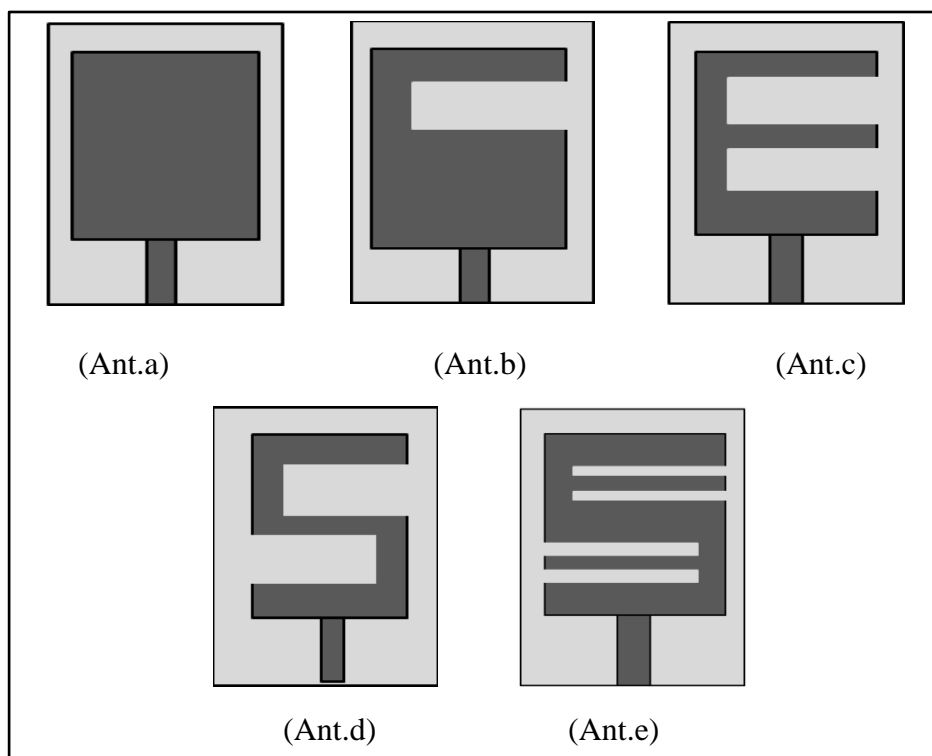


Figure III. 9. Evolution de la conception de l'antenne.

La géométrie et les dimensions de l'antenne patch textile finale améliorée sont représentées dans la figure III.10 et le tableau III.3.

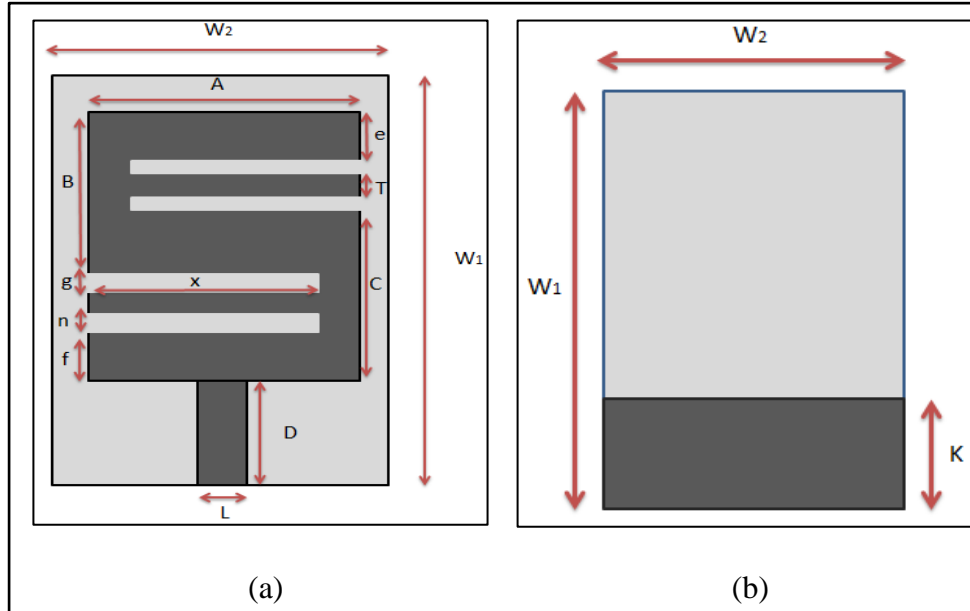


Figure III. 10. La géométrie et les dimensions de l'antenne patch finale.

Tableau III. 3. Les dimensions de l'antenne patch améliorée.

Paramètres	Valeurs (mm)	Paramètres	Valeurs (mm)
W_1	30.00	T	02.00
W_2	20.00	e	03.15
A	16.00	x	13.00
B	10.90	g	01.45
C	11.65	f	04.00
D	07.10	n	01.55
L	02.30	k	08.00

3.2.1. Résultats de simulation

Afin d'étudier les performances de l'antenne, on a adopté les dimensions et les propriétés de conception cités dans la section précédente et on a utilisé le logiciel CST pour examiner ses caractéristiques électromagnétiques. Les résultats numériques (en terme du coefficient de réflexion, bande passante, diagramme de rayonnement, distribution du courant, ...) issus de cette simulation sont donnés dans ce qui suit.

a. Coefficient de réflexion

La figure III.11 illustre la variation du coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence de l'antenne patch à deux E inversés. L'analyse des courbes de cette figure montre que les changements effectués sur la structure initiale mènent à une miniaturisation en fréquence pour aboutir à la bande désirée qui couvre la bande ISM correspondants au cas 'e'. Le tableau III.4 résume les fréquences de résonances et les bandes passantes obtenues pour chaque étape de cette évolution. D'après ce tableau, on voit clairement que l'antenne dans sa version finale fournit une bande passante d'impédance entre 2.320 GHz et 2.507 GHz (avec S_{11} inférieur à -10 dB), et en fonctionnant dans la bande ISM (2.4 GHz).

Tableau III. 4. Les fréquences de résonances et les bandes passantes.

	Fréquence de résonance (GHz)	Coefficient de réflexion S_{11} (dB)	Bande passante (MHz)
Ant.a	/	/	/
Ant.b	3.1	-7.5	/
Ant.c	2.72	-16.90	220
Ant.d	2.47	-13	100
Ant.e	2.41	-56.8	180

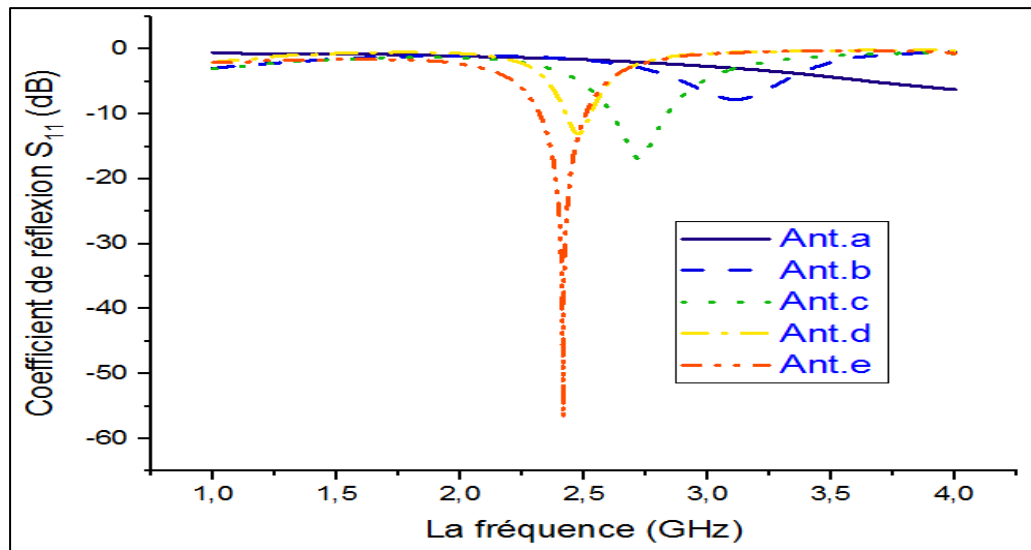
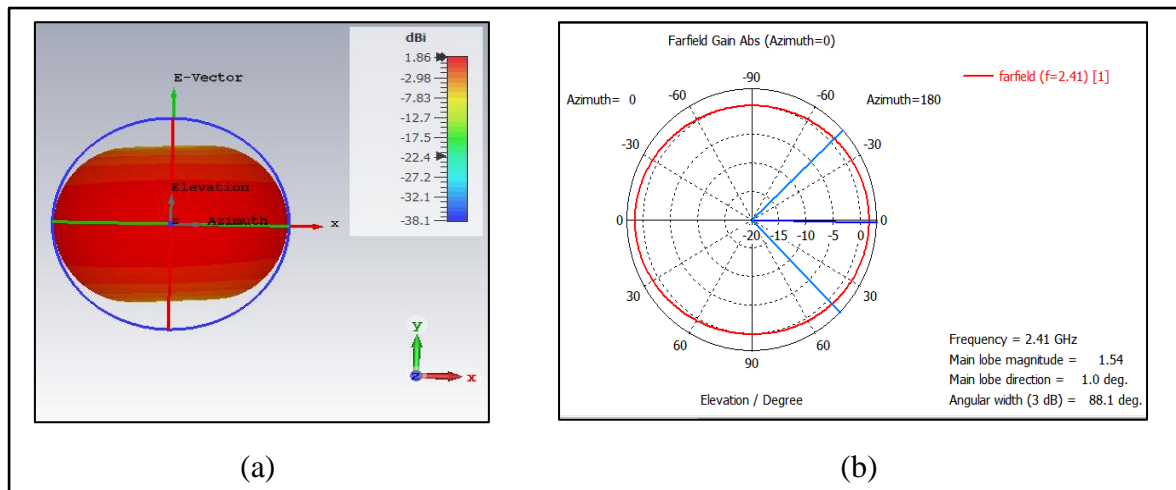


Figure III. 11. Coefficients de réflexion S_{11} pour les étapes de conception.

b. Diagrammes de rayonnement

Les diagrammes de rayonnement en 3D et 2D du concept proposé sont représentés dans la figure III.12. Le diagramme de rayonnement est tracé à la fréquence 2.45GHz. Il a une forme omnidirectionnel dans le plan XZ et bidirectionnel dans le plan YZ.



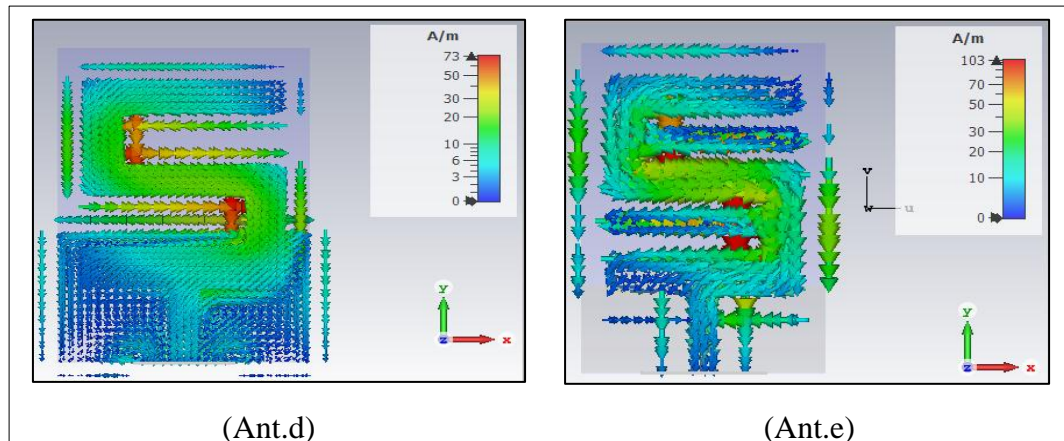


Figure III. 13. Distribution du courant surfacique pour les cas : (Ant.b), (Ant.c), (Ant.d) et (Ant.e).

3.3. Effet de pliage

Le pliage est l'un des facteurs les plus importants affectant les performances de l'antenne, en particulier lorsqu'elle est placée sur le corps humain. Dans cette section, on va étudier l'effet du pliage sur les performances de l'antenne finale (améliorée) (en termes du coefficient de réflexion et la fréquence de résonance). Cette étude sera effectuée dans les deux plans X et Y, avec différents diamètres.

3.3.1. Sur le plan X

La figure III.14 montre la flexion de l'antenne sur le plan-X pour différents diamètres (en mm) afin d'évaluer l'effet de pliage sur l'antenne.

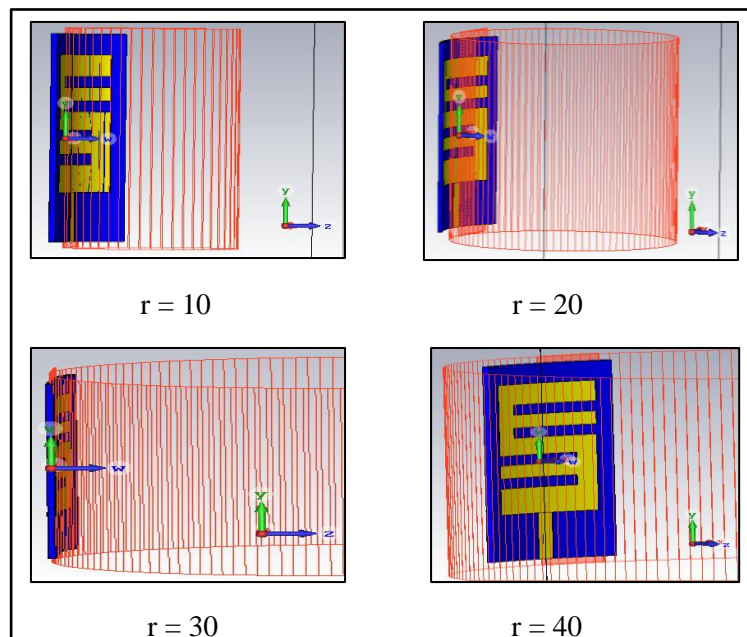


Figure III. 14. Différents pliages de l'antenne sur le plan-X ('r' en mm).

Les caractéristiques de l'antenne en termes de coefficient de réflexion S_{11} simulé en flexion horizontale sont montrées dans la figure III.15. L'analyse de ces résultats montre que lorsque le diamètre est réduit, il y a un petit déplacement de la fréquence de résonance vers les hautes fréquences, mais la bande de fréquence couvre toujours dans la bande ISM.

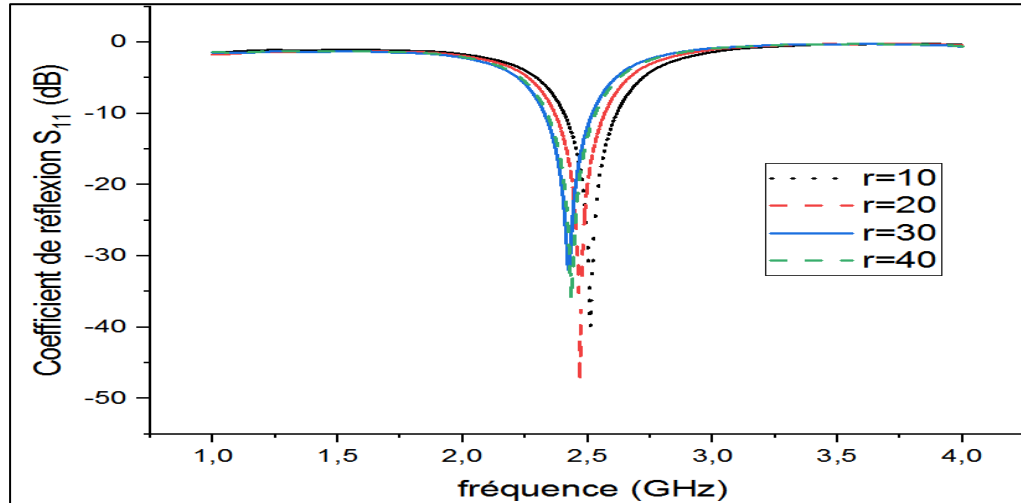


Figure III. 15. Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne pour différents pliage sur le plan-X.

3.3.2. Sur le plan-Y

De la même manière, un pliage de l'antenne est effectué sur le plan-Y pour différents rayon (r en mm) comme le montre la figure III.16.

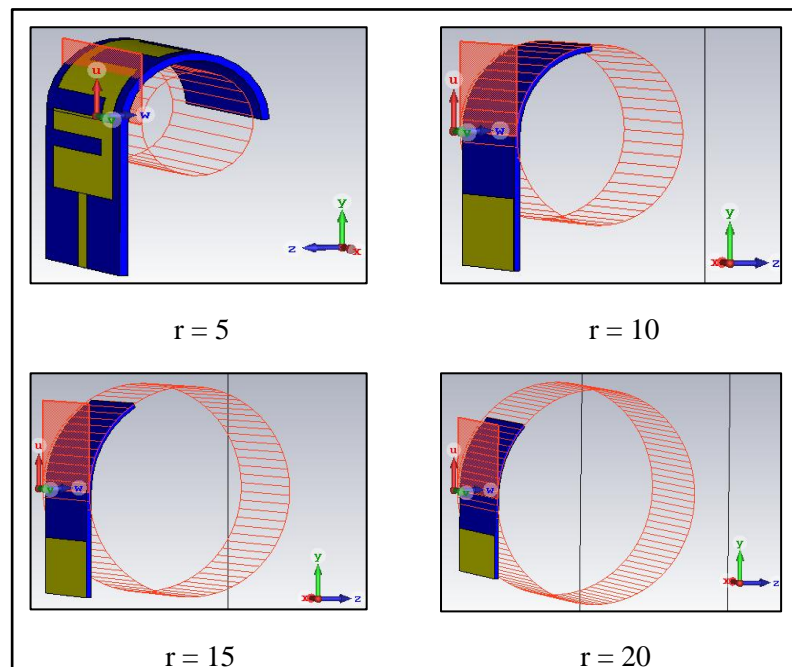


Figure III. 16. Différents pliages de l'antenne (' r ' en mm) sur le plan-Y.

D'après les résultats obtenus de la simulation de différents pliages représentés sur la figure III.17, on constate que le pliage selon le plan Y n'a pratiquement aucun effet sur les performances de l'antenne quel que soit le rayon r . Donc, l'antenne résonne à la même fréquence avec le même niveau du S_{11} et la même bande passante.

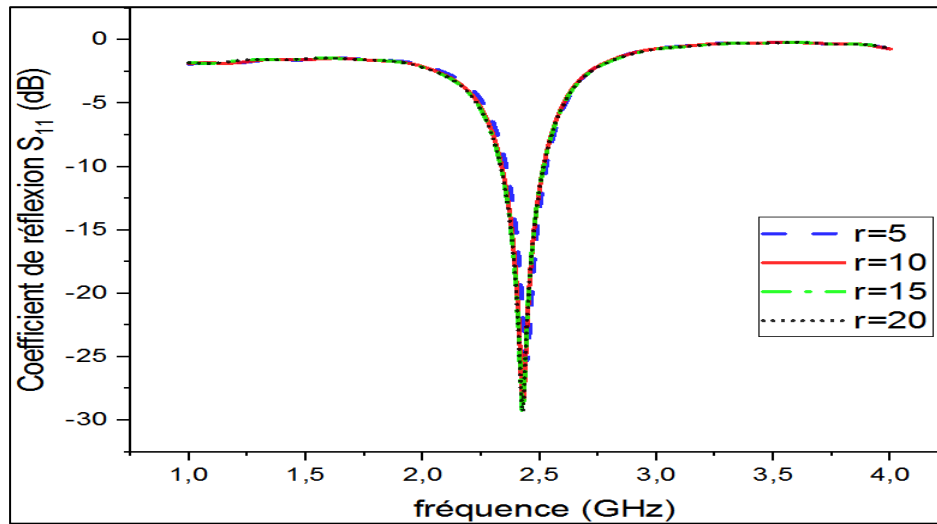


Figure III. 17. Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne pour différents pliages sur le plan-Y.

3.4. Effet mutuel entre l'antenne améliorée et le corps humain

Dans le cas des antennes biomédicales, l'effet de rayonnement de l'antenne sur le corps humain représente une préoccupation majeure pour les chercheurs dans ce domaine. Cet effet est évalué en mesurant le taux d'absorption spécifique SAR. En plus, l'intégration de l'antenne sur le corps humain conduit à des changements de ses performances vu les propriétés électromagnétiques des couches du corps humain (peau, graisse, muscle,...). Dans ce contexte d'étude, l'antenne proposée est placée sur différentes distances du corps humain pour étudier son effet sur le corps humain en calculant le taux SAR et l'effet du corps sur ses performances on traçant le coefficient de réflexion S_{11} . Pour ce faire, on a tenu compte de la permittivité et la conductivité des différentes couches du corps humain y compris la peau, la graisse et le muscle. Ces paramètres sont résumés dans le tableau III.5. Afin de réduire l'effet de l'antenne sur les couches du corps humain, on a réalisé une analyse en séparant l'antenne et les couches du corps avec une distance (d), comme il est montré sur la figure III.18.

Tableau III. 5. Caractéristiques tissulaires des trois couches du corps humains.

Couche	Permittivité (ϵ_r)	Conductivité (σ) (S/m)	Epaisseur (mm)
Peau	38.5	1.45	1.6
Graisse	5.29	0.10	4
Muscle	52.7	1.73	8

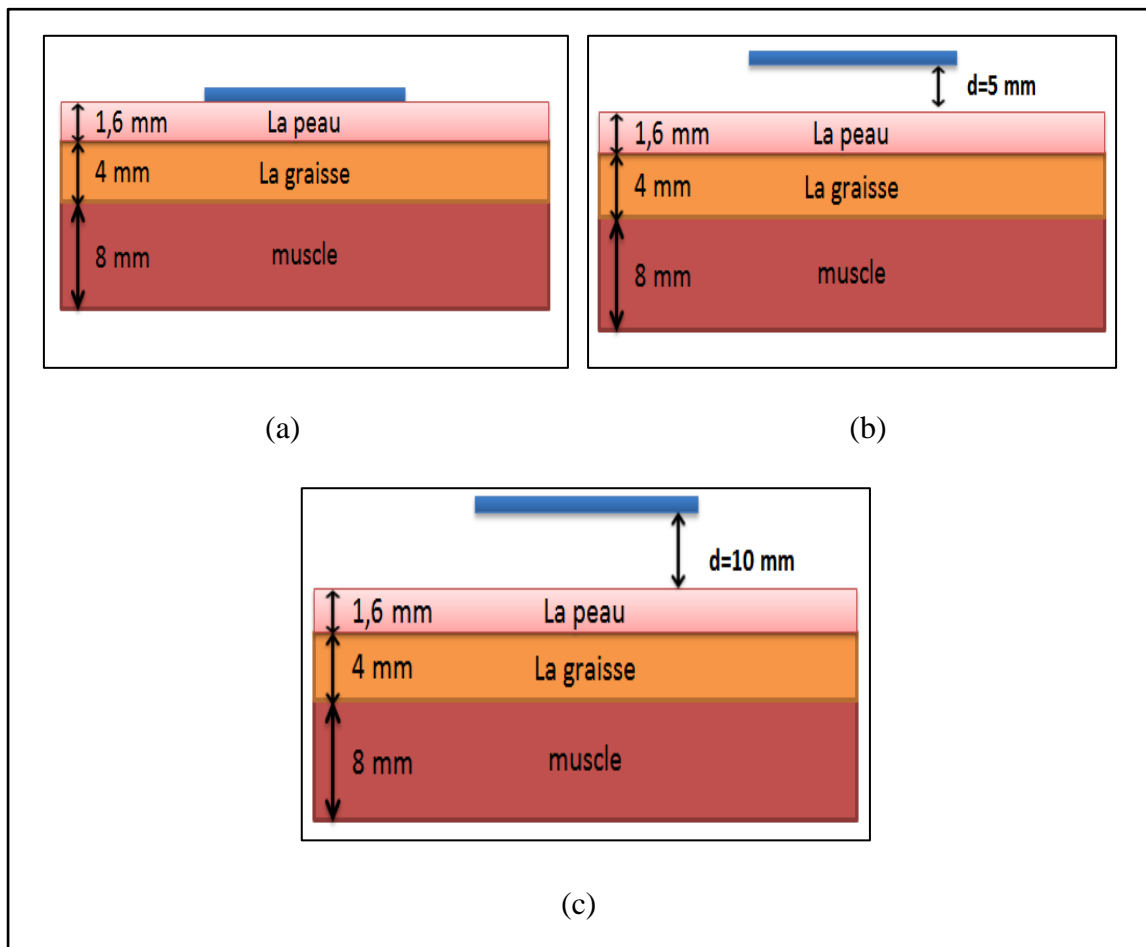


Figure III. 18. Différents distances entre l'antenne et le corps humain; (a) : $d=0$ mm, (b) : $d=5$ mm et (c) : $d=10$ mm.

3.4.1. Résultats de simulation

La figure III.19 représente les performances de l'antenne en terme de coefficient de réflexion S_{11} pour différentes distances entre l'antenne et le corps. D'après les courbes de cette figure, on voit que lorsque l'antenne est placée sur le corps humain ($d=0$ mm), elle ne résonne pas dans la bande ISM (2.4 GHz). Alors que pour un déplacement de 5 mm, l'antenne a une fréquence de résonance de 2.36 GHz mais elle ne couvre pas la bande allouée à la norme ISM. Enfin et pour une distance de 10 mm, l'antenne est opérationnelle et elle offre une bande passante appropriée à l'application désirée.

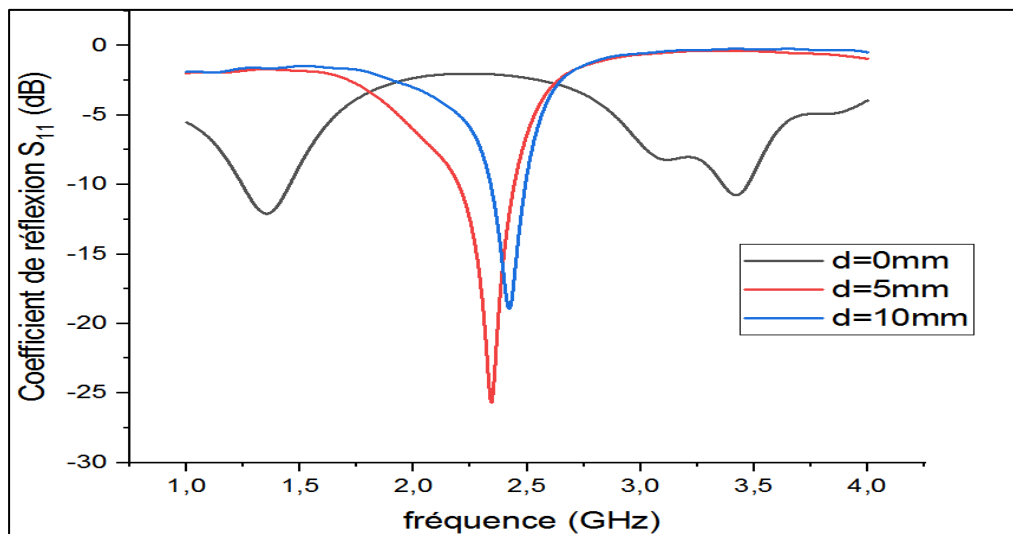


Figure III. 19. Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne à différentes distances sur le tissu du corps humains.

Afin d'étudier l'effet de l'antenne sur le corps humain, on a adopté les mêmes considérations citées dans la partie précédente et on a calculé le taux SAR, comme illustré dans la figure III.20. D'après cette figure, on constate que la valeur du SAR est élevée (de 15,1 W/Kg) qui est supérieure à la valeur exigée par les institutions de santé internationales (2 W/Kg).

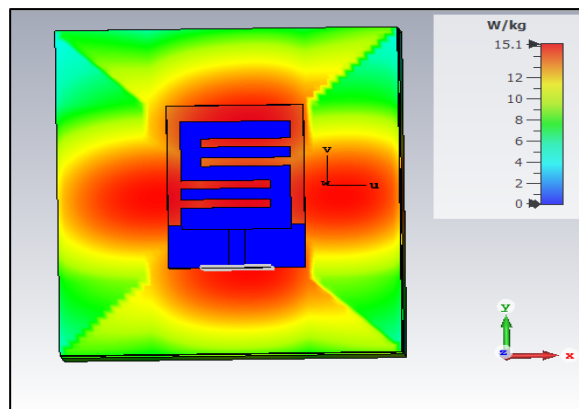


Figure III. 20. Taux SAR de l'antenne proposée.

Afin de réduire la valeur du SAR, on a placé un réflecteur (une plaque de cuivre d'une épaisseur de 0,017 mm) au-dessous de l'antenne proposée comme il est montré sur la figure III.21.a. Malheureusement, l'ajout de ce réflecteur influe considérablement sur le niveau du coefficient de réflexion S_{11} qui devient supérieur à -10 dB (d'après la courbe du coefficient de réflexion pour le cas $d=10$ mm). Pour surmonter ce problème, on a écarté à nouveau l'antenne du corps humain en allant de $d=10$ mm au $d=20$ mm (voir la figure III.21).

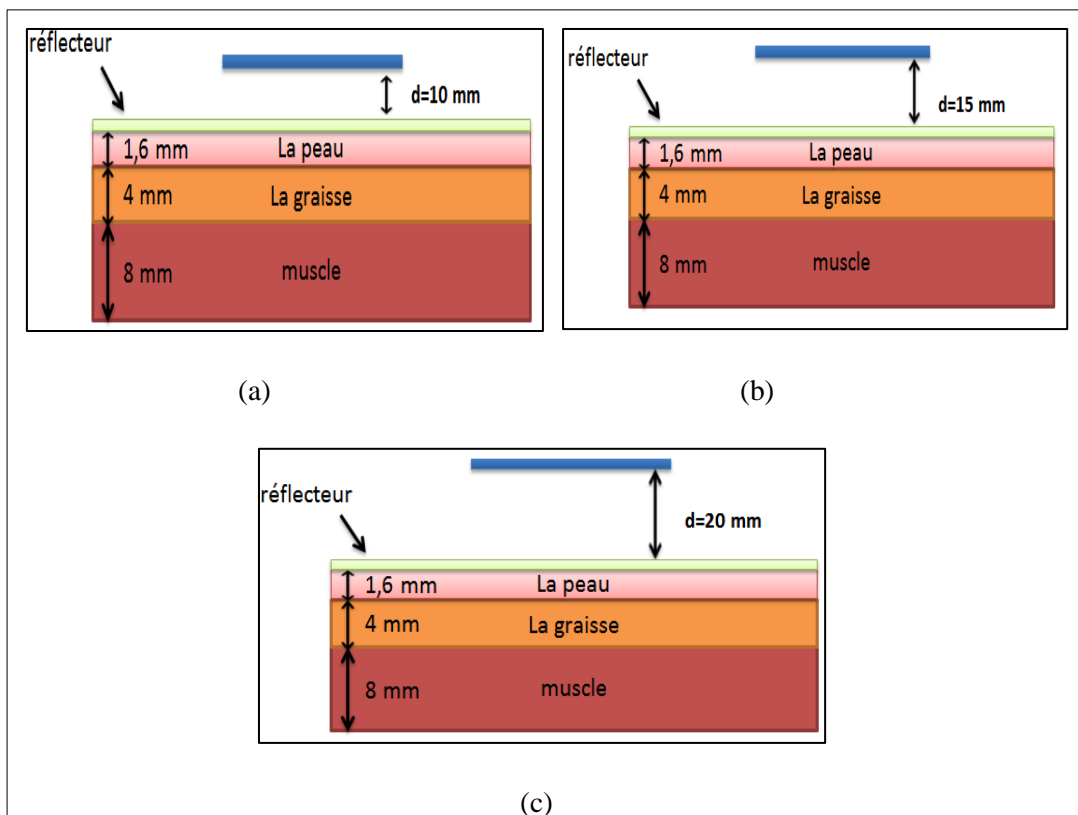


Figure III. 21. Différentes distances entre l'antenne proposée et le corps humain avec réflecteur; (a) : $d=10$ mm, (b) : $d=15$ mm et (c) : $d=20$ mm.

Les trois cas de la figure ci-dessus sont simulés et leurs coefficients de réflexion sont tracés sur la figure III.22. D'après ces courbes, on voit bien que le coefficient de réflexion de l'antenne avec réflecteur pour les distances 10 mm et 15 mm vaut respectivement -5 dB et -8 dB. Alors pour une distance de 20 mm la valeur de S_{11} diminue jusqu'à -12,3 dB avec une couverture de bande passante entre 2,4 GHz et 2,48 GHz.

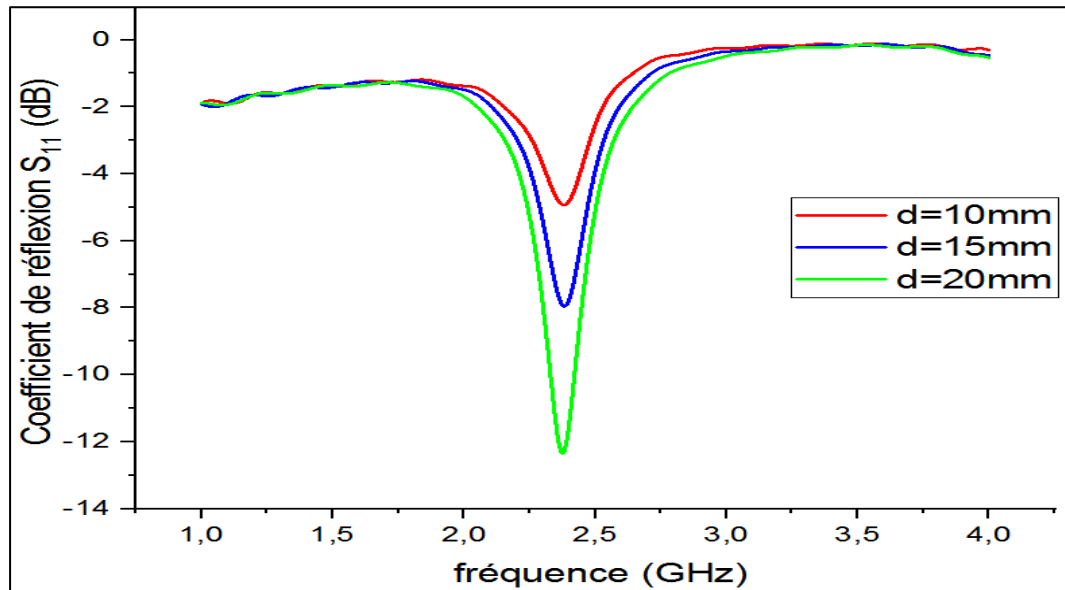


Figure III. 22. Coefficient de réflexion de l'antenne pour différentes distances sur le tissu du corps humains.

De plus, Afin de connaître l'effet de l'antenne sur le corps humain après l'ajout de réflecteur, le critère de SAR a été simulé dans différentes distances du corps humain (10, 15 et 20 mm) et les résultats sont indiqués dans la figure III.23.

La valeur du SAR a bien diminué après l'ajout du réflecteur pour atteindre respectivement des valeurs de 0,283 W/Kg, 0,405 W/Kg et 0,417 W/Kg aux distances 10 mm, 15 mm et 20 mm. Ces valeurs du SAR sont conformes à la norme SAR de l'IEEE, et le SAR moyen est inférieur à 2 W/kg.

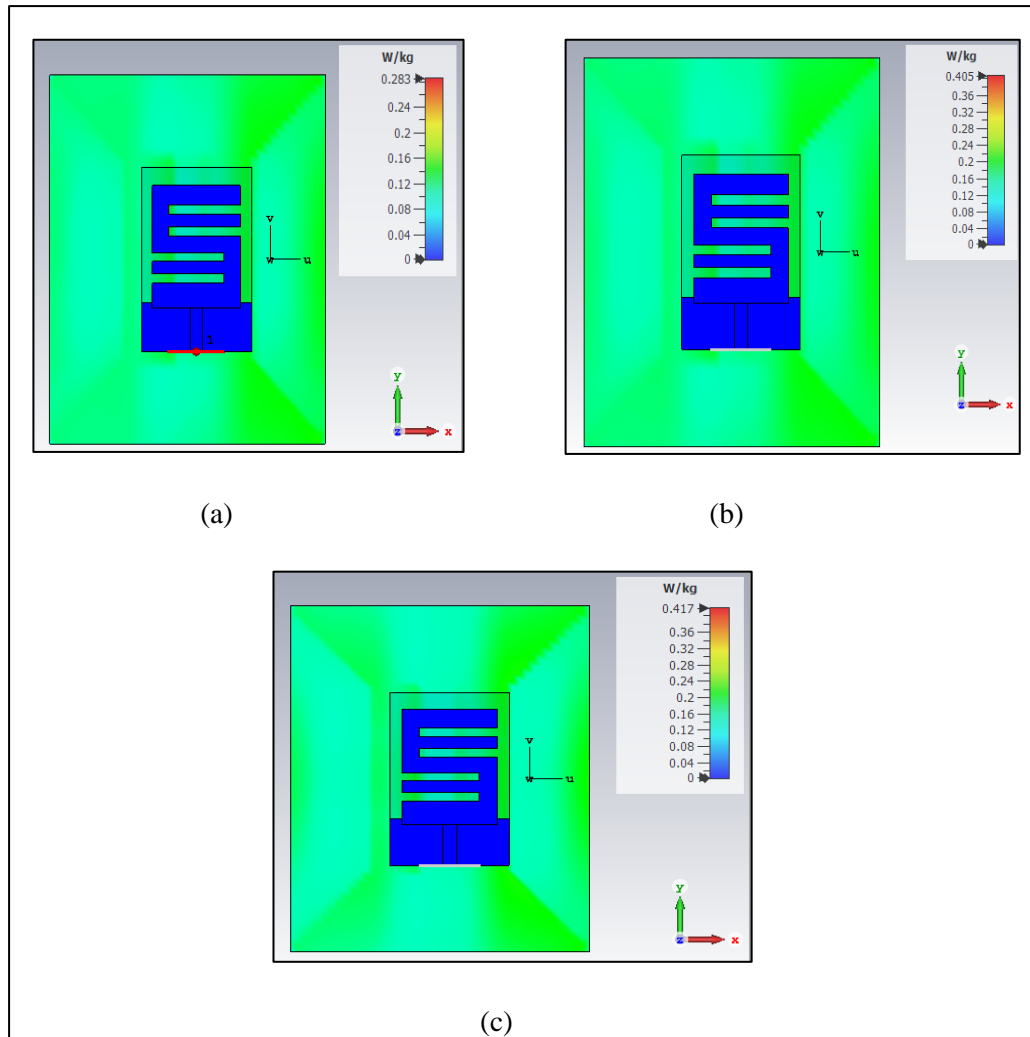


Figure III. 23. Valeurs du SAR de l'antenne proposée à différentes distances; (a) : $d=10\text{mm}$, (b) : $d=15\text{mm}$ et (c) : $d=20\text{mm}$.

Les diagrammes de rayonnement en 3D et 2D de l'antenne proposée à 20 mm du corps humain sont représentés dans la figure III.20. Ces diagrammes sont calculés à la fréquence 2.45 GHz.

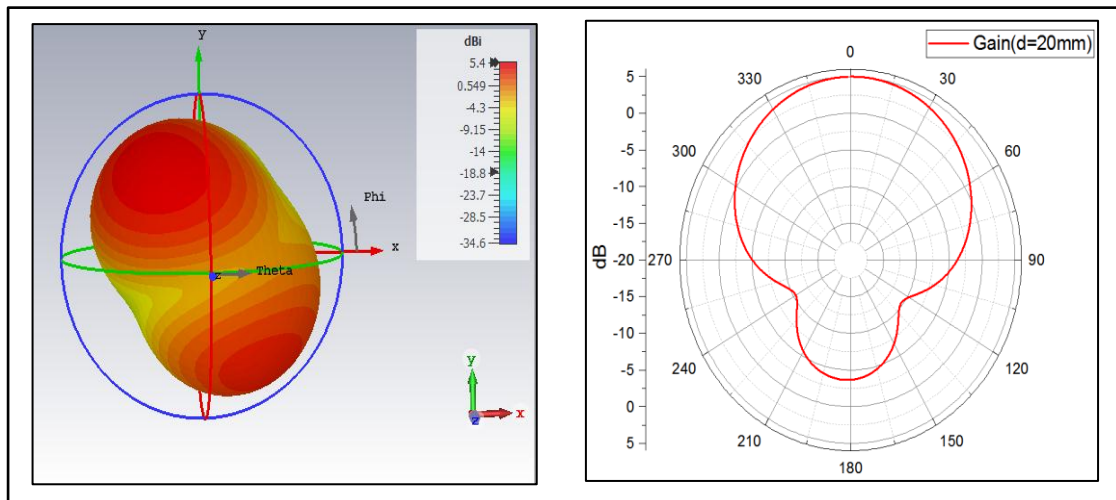


Figure III. 24. Diagramme de rayonnement de l'antenne proposée en 3D et 2D à distance de 20 mm du corps humain.

3.5. Etude paramétrique

Une étude paramétrique est effectuée par logiciel de simulation CST Microwave Studio pour étudier l'effet de type du substrat, de largeur de la ligne d'alimentation, de la géométrie du plan de masse et de la géométrie de patch sur les performances de l'antenne. Les dimensions de l'antenne finale sont présentées dans la figure III.25.

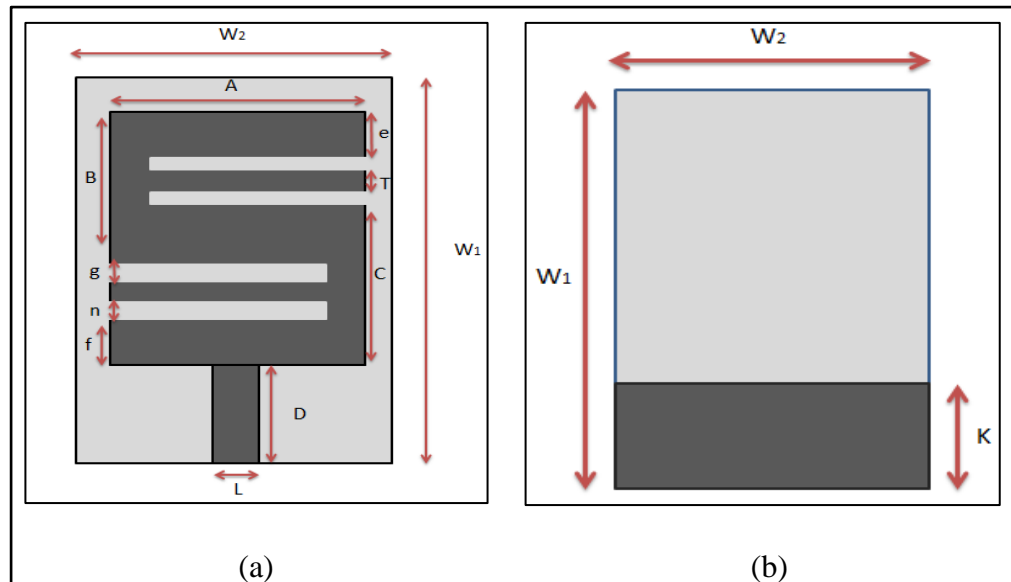


Figure III. 25. Dimensions de l'antenne patch textile améliorée ; (a) : vue au-dessus, (b) : vue au-dessous.

3.5.1. Effet des différents types du substrat sur le fonctionnement de l'antenne

L'effet de type de matériau du substrat (on a adopté trois types de textiles notamment ; Denim, Polymide et Coton) sur le coefficient de réflexion est représenté sur la figure III.26. À partir de cette figure, on peut voir que le changement de type du substrat peut décaler légèrement la fréquence de résonance vers les basses et les hautes fréquences suivant le cas.

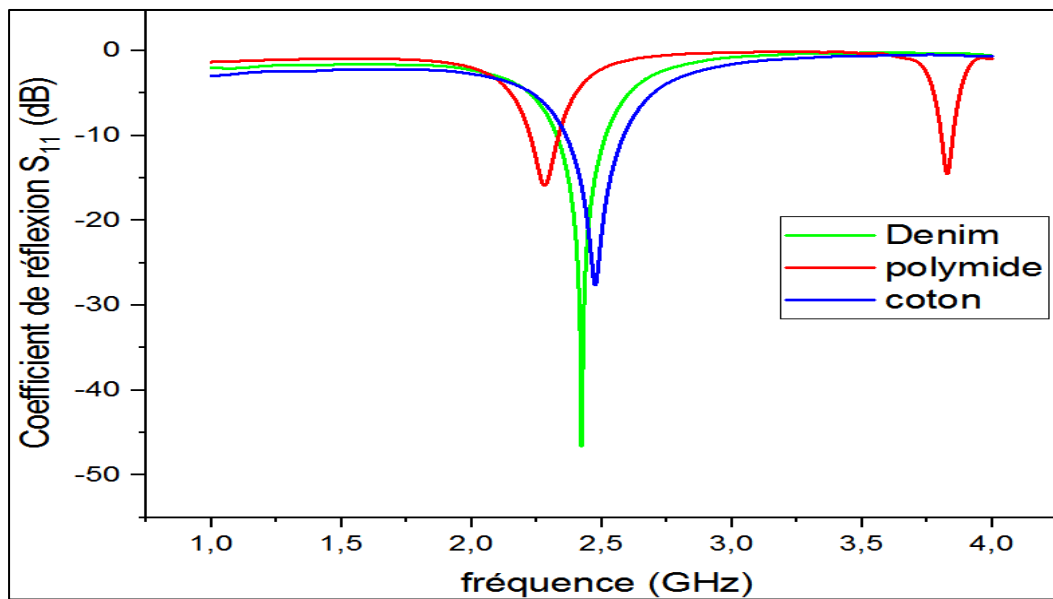


Figure III. 26. Effet de type de matériau du substrat sur le coefficient de réflexion.

3.5.2. Effet des géométries du plan de masse

Dans cette sous-section, le paramètre k , qui représente la longueur du GND, est varié pour évaluer son effet sur les performances de l'antenne. Les courbes de la figure III.27 montrent qu'une augmentation ou une diminution de 0,5 mm de la longueur k du plan de masse n'a aucune influence sur la fréquence de résonance mais elle affecte le niveau du coefficient de réflexion.

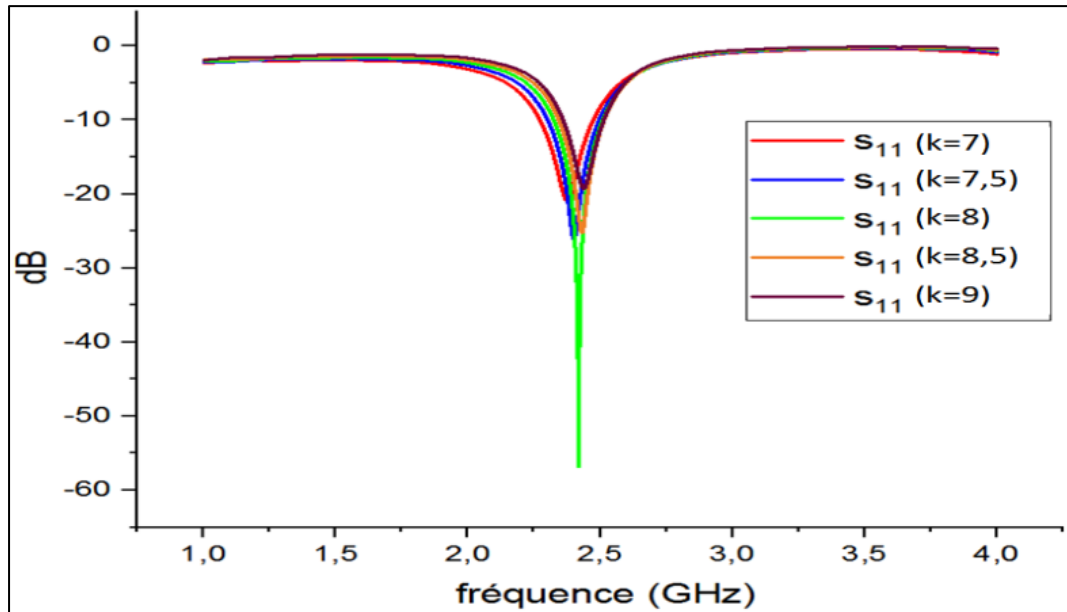


Figure III. 27. Effet de la longueur (paramètre k) du plan de masse sur le coefficient de réflexion.

3.5.3. Effet des géométries du patch (l'élément rayonnant)

La figure III.28 représente l'effet de la longueur (paramètre T) de l'élément rayonnant (patch) sur le coefficient de réflexion. D'après cette étude, on conclut que lorsqu'on varie la longueur (paramètre T) de l'élément rayonnant par 0.2 mm, on remarque que la fréquence de résonance n'est pas changée.

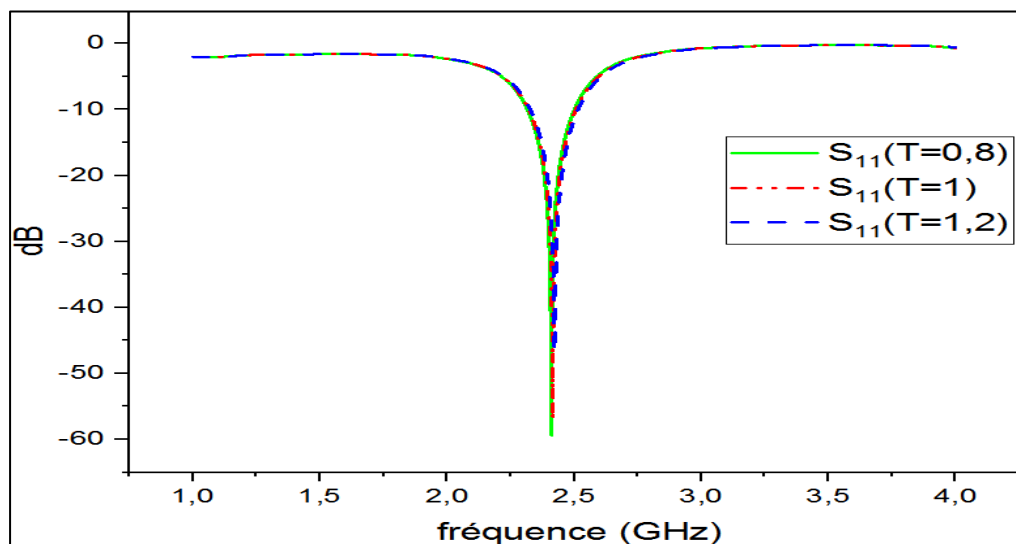


Figure III. 28. Effet de la longueur (paramètre T) du patch sur le coefficient de réflexion.

3.5.4. Effet des géométries de la ligne d'alimentation

La fréquence de résonance n'est pas affectée par un changement de 0,3 mm de la longueur de la ligne d'alimentation (paramètre L). Les courbes de la figure III.29 montrent que la bande passante de l'antenne finale est incluse dans la bande ISM (2.40-2.48 GHz).

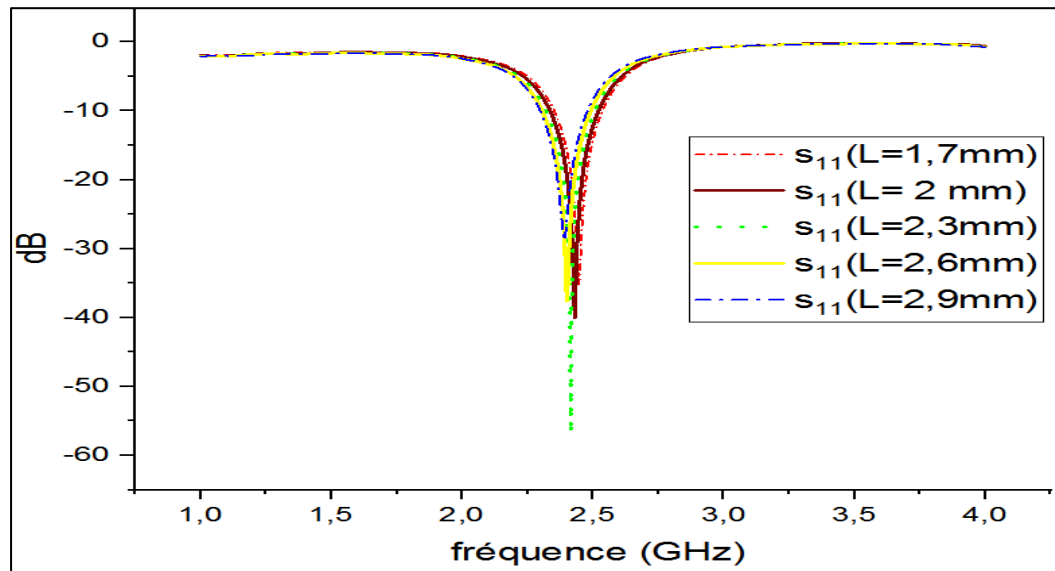


Figure III. 29. Effet de la longueur (paramètre L) de la ligne d'alimentation sur le coefficient de réflexion.

3.6. Etude comparative

Dans ce travail, une antenne textile à patch en forme de deux E inversée a été étudiée. La conception donne une bonne performance, une taille plus compacte et une structure plus simple par rapport aux conceptions des antennes de références [21], [22] et [23].

Le tableau III.6 montre que l'antenne améliorée présente plusieurs avantages par rapport aux antennes réalisées dans des études antérieures.

Tableau III. 6. Comparaison entre les performances de l'antenne proposée avec celles de la littérature.

Référence	Dimension (mm)	Permittivité du substrat (ϵ)	Coefficient de réflexion S_{11} (dB)	Efficacité (%)	Fréquence de résonance (GHz)
[21]	56×65.5×1	4.4	-20	73	2.4
[22]	44×34×6	1.26	-31.5	70	2.45/5.2
[23]	59.6×59.6×3.7	1.5	-23	81	2.4
Antenne améliorée	30×20×0.7	1.7	-56	95	2.41

4. Conclusion

Dans ce chapitre, une étude des performances de l'antenne proposée placée sur le tissu de vêtement a été effectuée à une petite distance du corps humain. On a simulé et analysé les résultats de la performance de cette antenne (coefficient de réflexion, diagramme de rayonnement et distribution du courant surfacique de l'antenne... etc.) par le logiciel CST Microwave Studio.

Les résultats obtenus à la référence [20] ont été vérifiés avec quelques différences mineures observées. Le SAR de l'antenne améliorée a été calculé sur différentes distances du corps humain.

Conclusion Générale

Conclusion générale

Les antennes médicales sont généralement utilisées dans des applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain pour le diagnostic et le suivi thérapeutique. Ces antennes permettent le transfert d'informations sur le corps humain vers l'environnement extérieur (médecin) à des fins de médication et de contrôle à distance de l'état de santé du patient.

Les antennes ont des propriétés électromagnétiques décrivant les performances et le fonctionnement de l'antenne dans diverses applications par bande de fréquences. Selon des études scientifiques, la bande de fréquence spéciale et la plus appropriée pour les antennes biomédicales est la bande ISM (industriel, scientifique et médical 2.40-2.48 GHz).

Dans ce travail, il on a étudié comment les antennes remplissent correctement leurs fonctions lorsqu'elles sont placées sur le corps humain. Cette étude est effectuée sur la conception et l'amélioration d'une antenne textile flexible, à l'aide du logiciel CST Microwave Studio. L'antenne fournit une bande passante de 2.32-2.50 GHz pour un coefficient de réflexion qui atteint une valeur de -56 dB. A la fréquence de résonance de 2.45 GHz, le diagramme de rayonnement est bidirectionnel avec un gain de 5.4 dB, après avoir intégré un réflecteur. L'effet de l'antenne sur le corps humain a été étudié en calculant la valeur de SAR pour différentes distances du corps humain sans et avec réflecteur et les résultats ont été très satisfaisants en atteignant une valeur de 0.417 W/Kg (pour distance de 20 mm du corps humain, en intégrant l'antenne avec un réflecteur).

Perspective

Dans ce travail, des résultats satisfaisants ont été obtenus en termes de performance de l'antenne, ce qui nous encourage à compléter le projet à l'avenir, afin de miniaturiser l'antenne pour travailler de manière plus efficace avec le corps humain et d'envisager la réalisation d'une antenne implantable dans différents environnements du corps humain avec des dimensions très petites.

Les références bibliographiques

- [1] : Marion ALBOUY-LLATY, “La télémédecine“, Télémédecine - Staff SP 30/03/2011.
- [2] : GHOUALI Samir, “Développement d’applications de Télémédecine sur Smartphones“, Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie, 21 Juin 2017.
- [3] : Braun F., Berthier F, “Les interconnexions de la Régulation Médicale“, Conférence Congrès Urgences 2009, chapitre 81. Paris ; 2009, pp.817-29.
- [4] : Federaal agentschap voor geneesmiddelen en gezondheidsproducten, “ Informations sur les dispositifs médicaux à destination des patients“, Agence fédérale des médicaments et des produits de santé, Eurostation II.
- [5] : A. Djellid, “Analyse rigoureuse des antennes F inversées par la méthode des éléments finie d'ordre supérieur“, Thèse de doctorat, Université Mohamed Boudiaf M'sila. Algérie.2019.
- [6] : Y. Abdenour, “Etude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales“, Mémoire master, Université Aboubakr Belkaid Tlemcen, Algérie.2018.
- [7] : Panagiotis Blanos, “Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications”, National Technical University of Athens, University of Patras, June 2013.
- [8] : C. Farouk, “Etude et modélisation des antennes miniatures basées sur des matériaux diélectriques“, Thèse de doctorat, Université Ferhat Abbas S etif-1. Algérie.2018.
- [9] : B. Asma, A. Monia Yahya, “Etude et conception d’une antenne implantable dans le domaine médical“, Thèse de master, Université Mohamed Boudiaf - M'sila. Algérie.2020.
- [10] : S. Ashok Kumar et T. Shanmuganatham, “ CPW fed monopole implantable antenna for 2.45 GHz ISM band applications, “ International Journal of Electronics Letters. june 2013.
- [11] : Tsung-Fu Chien, Hung-Chi Yang, Chien-Min Cheng, et Ching-Hsing Luo, “develop CPW fed monopole broadband implantable antennas on the high dielectric constant

ceramic substrates, “Microwave Opt Technol Lett, VOL. 52, No. 9, pp. 2136–2139, September 2010.

[12] : Piyush Kumar Mishra et al, “ A Novel Skin-Implantable Patch Antenna For Biomedical Applications, “ International Conference on Electrical, 2020.

[13] : Kumar Naik Ketavath et al, “ In-Vitro Test of Miniaturized CPW-Fed Implantable Conformal Patch Antenna at ISM Band for Biomedical Applications, “ IEEE Access, VOL. 7, pp. 43547-43554, 2019.

[14] : Farooq Faisal, Hyongsuk Yoo, “A Miniaturized Novel-Shape Dual-Band Antenna for Implantable Applications, “ IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION, VOL. 67, NO. 2, FEBRUARY 2019.

[15] : R. Sreelakshmy, S. Ashok Kumar, et T. Shanmuganatham, “A wearable type embroidered logo antenna at ISM band for military applications, “Microw Opt Technol Lett, VOL. 59, pp. 2159–2163. février 2017.

[16] : Qiang Bai et Richard Langley, “Crumpling of PIFA Textile Antenna,“ IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION, VOL. 60, NO. 1, JANUARY 2012.

[17] : I. Ashyap et al, “Compact and Low-profile Textile EBG-based Antenna for Wearable Medical Applications, “IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, VOL. 16, 2017.

[18] : Pavithra Balaji et R. Narmadha, “ Wearable E-shaped Textile Antenna for Biomedical Telemetry, “International Conference on Advances in Electrical, Computing, Communication and Sustainable Technologies (ICAECT), 2021.

[19] : Tu Tuan Le et Tae-Yeoul Yun, “Wearable Dual-Band High-Gain Low-SAR Antenna for Off-Body Communication,“ IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, VOL. 20, 2021.

[20] : ASHYAP, Adel YI, ABIDIN, Zuhairiah Zainal, DAHLAN, Samsul Haimi, *et al.* “Inverted E-shaped wearable textile antenna for medical applications“. *IEEE Access*, 2018, vol. 6, p. 35214-35222.

[21] : DONG, Yuandan, CHOI, Jun, et ITOH, “Tatsuo. Folded strip/slot antenna with extended bandwidth for WLAN application“. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2016, vol. 16, p. 673-676.

[22] : SOH, Ping Jack, VANDENBOSCH, Guy, OOI, Soo Liam, et al. “Wearable dual-band Sierpinski fractal PIFA using conductive fabric“. Electronics letters, 2011, vol. 47, no 6, p. 365-366.

[23] : AGNEESSENS, Sam, LEMEY, Sam, VERVUST, Thomas, et al. “Wearable, small, and robust: The circular quarter-mode textile antenna“. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2015, vol. 14, p. 1482-1485.

[24] : CONSTANTINE A. BALANIS (1938). “ANTENNA THEORY (analysis and design) 2nd edition“, United states of America : JOHN WILEY et SONS, INC. 959 p.