

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'Electronique*

# *Mémoire*

*Présenté pour obtenir*

LE DIPLOME DE MASTER

FILIERE : TELECOMMUNICATION

Spécialité : Systèmes des Télécommunications

Par

- *Kennouche Nourelhouda*
- *Bounoua Maissa*

*Intitulé*

## *Etude et Conception des antennes PIFAs bi-bandes pour applications biomédicales*

*Évalué le : 15/09/2021*

*Par la commission d'évaluation composée de\* :*

<i>Nom &amp; Prénom</i>	<i>Grade</i>	<i>Qualité</i>	<i>Etablissement</i>
<i>M. Behih Mohamed</i>	<i>MAA</i>	<i>Président</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>Mme. Melizi Nora</i>	<i>MAA</i>	<i>Encadreur</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>Mme. Lakhlef Nora</i>	<i>MAA</i>	<i>Examineur</i>	<i>Univ-BBA</i>

*Année Universitaire 2020/2021*

onformément à :

L'arrêté n°055 du 21 janvier 2021 Fixant dispositions exceptionnelles autorisées en matière d'organisation et gestion pédagogique, de l'évaluation et de la progression des étudiants, durant la période COVID-19 au titre de l'année universitaire 2020-2021 ;

Procès-verbal de la réunion de l'équipe du domaine des Sciences et Technologies du mois de Mai 2021.

## *Remerciements*

*Il nous est agréable et important de réserver cette page comme un témoin de reconnaissance à toutes les personnes qui nous ont soutenus et encadrés pour la réalisation de ce travail.*

*Tous d'abord, nous remercions Allah le tout puissant de nous ouvrir les portes du savoir, de nous avoir aidé dans les moments difficiles, et de nous avoir permis d'être ce que nous sommes devenues.*

*Nos sincères remerciements vont également à tous nos professeurs durant ces cinq années à l'université, pour leurs conseils, leur aide et leur soutien.*

*Nos grands remerciements et sincères respect vont à notre encadreur Madame N.Melizi pour l'intérêt qu'il a porté à notre travail ainsi que ses précieux conseils et sa critique fondée.*

*Nos plus sincères remerciements vont aux membres du jury et de la sentence pour avoir accepté d'examiner et d'évaluer notre travail.*

*Nous remercions aussi tous nos camarades de la faculté de la science et de la technologie en particulier nos amis de la promotion "M2 télécom 2021". On leur exprime notre profonde sympathie et leur souhaite beaucoup de bien.*

*Finalement, nous remercions toute personne ayant contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce mémoire, sans oublier tous ceux qui nous ont encouragé le long de notre parcours universitaire, A tous ceux qui nous aimons.*

*.....Merci*

## *Dédicace*

*Après chaque effort il y'a un résultat obtenu, et après tous ça  
il y'a aussi une dédicace, pour cela ;*

*Je dédie ce modeste travail qui est le fruit de me longues études :*

*Spécialement à celle qui m'a donné la vie, à la plus chère  
personne au monde à ma très chère mère pour sa présence et son  
soutien, pour son dévouement, ma mère toi qui attendais ce jour  
avec une impatience.*

*A mon cher père paix à son âme, qu'Allah lui accorde une place  
au paradis.*

*A mon cher frère **Hassan** qui m'as encouragé.*

*A toute ma famille sans exception, A tous mes amis.*

*A tous ceux et celles qui me sont chers ...*

*A tous ceux qui, par un mot, m'ont donné la force de continuer.*

*Bounoua Maïssa*

## *Dédicace*

*En témoignage de tout mon amour, je dédie ce mémoire :*

*A ma très chère mère qui m'a donné toute l'affection et  
l'amour durant toute ma vie.*

*Que dieu le tout puissant me la garde.*

*A mon très cher père qui a tout donné pour que ce jour  
arrive.*

*Que dieu me le garde aussi.*

*A mes chers frères : Kheirdinne, Zoubir, Marwan, Mohamed  
el Amine, Abed rahime, Hossine  
et ma chère sœur Hannaa*

*Pour ses soutiens moraux et leurs conseils précieux tout au  
long de mes études.*

*Toute ma grande famille.*

*A tous mes amis : Yamina, Samia, Saïda, Hasna.*

*A mon binôme Maïssa.*

*Tous mes enseignants et toute la promotion Master II -  
Système de Télécommunication 2021.*

*Kennouche Nourelhouda*

## *Résumé*

Ce travail port une contribution à l'étude de deux types d'antennes PIFAs bande, l'une est une antenne PIFA mono-bande et l'autre est une antenne PIFA bi-bande adaptées à des applications biomédicales dans les deux bandes MedRadio (401 - 406) MHz et ISM (902 - 928) MHz. Le but de cette étude est de calculer les caractéristiques électromagnétiques d'antennes en termes de coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ), diagramme de rayonnement, impédance caractéristique, gain et distribution du courant. L'analyse de ces deux structures d'antennes est effectuée en utilisant le logiciel commercial de modélisation électromagnétique Ansoft HFSS.

**Mots clé :** Antenne implantable, Antenne PIFA, Bandes MedRadio et ISM, Ansoft HFSS.

---

## *Abstract*

This work contributes to the study of two types of band PIFAs antennas, one mono- band and the other is a dual-band PIFA antenna suitable for biomedical applications in the two MedRadio bands (401 - 406) MHz and ISM (902 - 928) MHz. The aim of this study is to calculate the electromagnetic characteristics of antennas in terms of reflection coefficient ( $S_{11}$ ), radiation pattern, characteristic impedance, gain and current distribution. Analysis of these two antenna structures is performed using commercial Ansoft HFSS electromagnetic modeling software.

**Keywords:** Implantable antenna, PIFA antenna, MedRadio and ISM bands, Ansoft HFSS.

---

## *المخلص*

يساهم هذا العمل في دراسة نوعين من هوائيات PIFAs للنطاق ، أحدهما أحادي النطاق والآخر هو هوائي PIFA مزدوج النطاق مناسب للتطبيقات الطبية الحيوية في نطاقي MedRadio (401 - 406) ميغاهيرتز و ISM (902-928) ميغاهيرتز. الهدف من هذه الدراسة هو حساب الخصائص الكهرومغناطيسية للهوائيات من حيث معامل الانعكاس ( $S_{11}$ ) ومخطط الإشعاع والمقاومة المميزة والكسب وتوزيع التيار. يتم إجراء تحليل هذين الهوائيين باستخدام برنامج النمذجة الكهرومغناطيسية Ansoft HFSS التجارية.

**الكلمات المفتاحية:** هوائي قابل للزرع ، هوائي PIFA ، نطاقات MedRadio و ISM ، Ansoft HFSS.

## *Sommaire*

Remerciements.....	i
Dédicace.....	ii
Résumé.....	iv
Liste des Figures .....	vii
Liste des tableaux.....	viii
Listes des acronymes et des symboles.....	ix
Introduction générale .....	ix
<b>Introduction générale.....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre I :Communications sans fils à travers le corps humain dans le domaine médical</b>	
I.1 Introduction.....	2
I.2 Antenne à l'intérieur du corps humain .....	2
I.2.1 Antennes ingérables .....	2
I.2.2 Implants médicaux .....	3
I.2.2.1 Implant Pacemaker .....	4
I.2.2.2 Implant Cochléaire.....	4
I.2.3 Antennes implantables .....	5
I.3 Caractéristiques diélectriques du corps humain .....	6
I.3.1 Calcul des caractéristiques diélectriques des tissus humains .....	6
I.3.2 Atténuation dans les milieux à pertes.....	9
I.4 Conclusion .....	10
<b>Chapitre II :Généralités sur Les antennes miniatures PIFA et ses applications</b>	
II.1 Introduction .....	12
II.2 Etat de l'art sur les antennes miniatures PIFA .....	12
II.2.1 Définition des antennes PIFA .....	13
II.2.3 Les différents types d'antennes PIFA .....	14
II.2.3.1 Les antennes PIFA multi-bande .....	14
II.2.3.2 Les antennes PIFA bi-bandes .....	14
II.2.4 Caractéristiques radioélectriques des antennes PIFA .....	14
II.2.4.1 Distribution du champ électrique .....	14
II.2.4.2 distribution du courant .....	15
II.3 Les techniques de miniaturisation.....	15
II.3.1 Modification de l'élément rayonnant.....	15
II.3.2 Ajout de court-circuit .....	16
II.3.3 Repliement des éléments rayonnant.....	17

II.4 Les antennes PIFA dans les applications biomédicales.....	18
II.4.1 Etat de L’art .....	18
II.4.2 Model du corps humain .....	18
a. Géométrie.....	19
b. Composition.....	19
c. Dimension et positionnement de l’implant .....	20
II.4.3 Bandes de fréquences biomédicales.....	20
II.5 Conclusion.....	20
<b>Chapitre III :Simulation d’antennes bio-implantables PIFAs</b>	
III.1 Introduction.....	22
III.2 Présentation du logiciel Ansoft HFSS .....	22
III.3 Antenne PIFA Mono-bande .....	23
III.3.1 Description de la structure.....	23
III.3.2 Résultats de simulation.....	24
III.3.2.1 Coefficient de réflexion .....	24
III.3.2.2 Diagramme de rayonnement .....	24
III.3.2.3 Distribution du courant .....	25
III.3.2.4 impédance d'entrée.....	26
III.3.3 Etude paramétrique.....	26
III.3.3.1 Effet de la largeur de la fente .....	27
III.3.3.2 Effet du matériau du substrat .....	28
III.3.3.3 Effet de la largeur de la ligne d’alimentation.....	29
III.4 Antenne PIFA bi-bande.....	31
III.4.1 Description de la conception .....	31
III.4.2 Résultats de simulation.....	32
III.4.2.1 Coefficient de réflexion .....	32
III.4.2.2 Diagramme de rayonnement .....	32
III.4.2.3 Distribution du courant .....	35
III.3.2.4 impédance d'entrée.....	36
III.4.3 Etude paramétrique.....	36
III.4.3.1 Effet de la largeur de la fente .....	36
III.4.3.2 Effet du matériau du substrat: .....	38
III.4.3.3 Effet de la largeur de la ligne d’alimentation.....	39
III.5 Conclusion .....	40
<b>Conclusion générale .....</b>	<b>41</b>

# Liste des Figures

## Chapitre I

Figure I.1: Implant Pacemaker.....	4
Figure I.2 : Implant cochléaire.....	5
Figure I.3: Permittivité relative du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz.....	7
Figure I.4 : Conductivité du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz.....	7
Figure I.5: Résistance du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz.....	8
Figure I.6 : Réactance du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz.....	8
Figure I.7 : Impédance du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz.....	9
Figure I.8 : Atténuation dans le muscle en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz.....	10
Figure I.9 : Constante de phase dans le muscle en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz.....	10

## Chapitre II

Figure II.1 :Structure d'antenne PIFA.....	13
Figure II.2 : Développement d'antenne PIFA.....	14
Figure II.3 : Les méandres latéraux et verticaux.....	15
Figure II.4 : Antenne à fente (a) demi-onde non débouchant, (b) quart d'onde débouchant.....	16
Figure II.5 : les différents ajouts de court-circuit.....	16
Figure II.6 : Représentation du champ électrique du mode fondamental des antennes (a) demi-onde, (b) quart d'onde.....	17
Figure II.7 : Chargement capacitif en bout d'élément : (a) avec ajout d'un élément vertical, (b) par repliement de l'élément.....	17

## Chapitre III

Figure III.1 : Interface graphique du simulateur HFSS.....	22
Figure III.2 : Géométrie de l'antenne PIFA mono-bande, (a). Vue de dessus, (b). Vue de côté.....	23
Figure III.3 : Coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ) de l'antenne PIFA mono-bande à la fréquence 401MHz.....	24
Figure III.4 : Diagrammes de rayonnement de l'antenne PIFA mono-bande en 2D pour $\varphi=0^\circ$ et $\varphi=90^\circ$ .....	25
Figure III.5 : Gain total de l'antenne PIFA mono-bande en 3D.....	25
Figure III.6: Distribution du courant pour l'antenne PIFA mono-bande.....	26
Figure III.7 : Impédance d'entrée d'antenne PIFA mono-bande.....	26
Figure III.8: Géométrie de l'antenne PIFA mono-bande pour les différentes valeurs de la largeur des fentes.....	27
Figure III.9 : Effet de la largeur de la fente ( $L_f$ ) sur le coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne PIFA mono-bande.....	27
Figure III.10 : Variations du coefficient de réflexion pour différents matériaux pour l'antenne PIFA mono-bande.....	28
Figure III.11 : Géométrie de l'antenne PIFA mono-bande pour les différentes valeurs du rayon de la ligne d'alimentation.....	29
Figure III.12 : Effet de la largeur du point d'alimentation sur le coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne PIFA mono-bande.....	30



Figure III.13 : Géométrie de l'antenne PIFA bi-bande, (a). Vue de dessus, (b). Vue de côté.....	31
Figure III.14 : Coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne PIFA bi-bande.....	32
Figure III.15 : Diagramme de rayonnement en 2D de l'antenne PIFA bi-bande à la fréquence de résonance 401 MHz (a) $\phi=90^\circ$ , (b) $\phi=0^\circ$ .....	33
Figure III.16 : Gain total de l'antenne PIFA bi-bande à $f=401$ MHz en 3D.....	33
Figure III.17 : Diagramme de rayonnement en 2D de l'antenne PIFA bi-bande à la fréquence de résonance 915 MHz (a) $\phi=90^\circ$ , (b) $\phi=0^\circ$ .....	34
Figure III.18 : Gain total de l'antenne PIFA bi-bande à $f=915$ MHz en 3D.....	34
Figure III.19 : Distribution du courant pour l'antenne bi-bande à $f=401$ MHz.....	35
Figure III.20 : Distribution du courant pour l'antenne bi-bande à $f=915$ MHz.....	35
Figure III.21 : Impédance d'entrée d'antenne PIFA bi-bande.....	36
Figure III.22 : Géométrie de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs de largeur de fente $L_f$ : ((a): $L_{f1}=0.4$ mm ; (b): $L_{f2}=0.7$ mm ; (c): $L_{f3}=1$ mm).....	37
Figure III.23 : Coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs de largeur de fente $L_f$ : ((a): $L_{f1}=0.4$ mm ; (b): $L_{f2}=0.7$ mm ; (c): $L_{f3}=1$ mm).....	37
Figure III.24: Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA bi-bande pour différents matériaux.....	38
Figure III.25 : Géométrie de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs de rayon de la ligne d'alimentation $R_a$ : ((a): $R_{a1}=0.6$ mm ; (b): $R_{a2}=0.8$ mm ; (c): $R_{a3}=1$ mm).....	39
Figure III.26 : Coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs du rayon de la ligne d'alimentation $R_a$ .....	40

### *Liste des tableaux*

<b>Tableau III.1:</b> Paramètres géométriques de l'antenne PIFA mono-bande.....	24
<b>Tableau III.2:</b> Fréquences de résonances des différents substrats utilisés pour l'antenne PIFA mono-bande.....	28
<b>Tableau III.3:</b> Fréquences de résonances pour les différentes largeurs du point d'alimentation.....	30
<b>Tableau III.4:</b> Paramètres géométriques de l'antenne PIFA bi-bande.....	32
<b>Tableau III.5:</b> Différentes largeurs de fente d'antenne avec leurs fréquences de résonance pour l'antenne PIFA bi-bande.....	38
<b>Tableau III.6:</b> Fréquences de résonances des différents substrats utilisés pour l'antenne bi-bande.....	39

## *Listes des acronymes et des symboles*

### *Acronymes :*

**IRM :** Imagerie par Résonance Magnétique

**GI :** Gastro Intestinal

**MICS:** Medical Implant Communication Service

**EIRP:** Effective Isotropic Radiated Power

**PIFA:** Planar Inverted-F Antenna

**Med Radio :** Le service de radiocommunications pour dispositifs médicaux

**ISM:** Industrial, Scientific and Medical bands

**UIT :** Union internationale des télécommunications

**EM :** électromagnétique

**IFA:** Inverted F Antenna

**FCC:** Federal Communications Commission

### *Symboles :*

$\bar{\epsilon}(\omega)$  : La permittivité complexe d'un tissu en fonction de la fréquence

$\bar{\epsilon}_r$  : La permittivité relative complexe d'un milieu à pertes

**Z :** L'impédance dans un milieu à pertes

**R :** La résistance

**X :** La réactance

$\gamma$  : La constante de propagation

$\alpha$  : L'atténuation

$\beta$  : Constante de phase

$\mu$  : La perméabilité

$\epsilon$  : Permittivité diélectrique

**f:** La fréquence de résonance

**S11:** Coefficient de réflexion

**E :** Le vecteur champ électrique

**H :** Le vecteur champ magnétique

# *Introduction générale*

### Introduction générale

La tendance des dispositifs médicaux implantables a commencé dans les années soixante avec l'introduction des défibrillateurs implantables, qui ont ensuite connu un énorme développement, atteignant aujourd'hui les glucomètres, les pompes à insuline, les simulateurs de cerveau profond et l'endoscopie. L'antenne est un élément crucial pour ces dispositifs car il joue un rôle important pour le lien de communication entre le dispositif implanté à l'intérieur du corps et le récepteur hors du corps ainsi l'amélioration du dispositif dépend principalement de l'amélioration des performances de l'antenne. De nos jours, la réduction de la taille des dispositifs médicaux implantables est devenue une nécessité, L'une des exigences est que l'antenne doit être suffisamment petite pour qu'elle soit sécurisée et inoffensive, tout en gardant ses performances. L'antenne PIFA était l'une des solutions, il n'a pas été choisie arbitrairement, il fait l'objet d'une grande attention pour les antennes implantables car elle est très flexible dans sa conception et sa forme. Théoriquement, un PIFA peut résonner à un quart de longueur d'onde, il réduira donc la longueur du patch d'antenne dans la moitié d'une antenne patch micro ruban ordinaire. De ses avantages aussi, sa petite dimension, son poids léger, son profil bas et sa fabrication facile. C'est dans ce cadre que s'inscrit notre travail, il s'agit de concevoir et d'étudier des antennes PIFAs adaptées à des applications biomédicales dans les deux bandes MedRadio(401-406)MHz et ISM(902-928)MHz. Le présent manuscrit comporte trois chapitres:

- Le premier chapitre présente un l'état de l'art des antennes implantables ainsi que des implants médicaux dans le corps humain avec quelques exemples. Puis, nous décrivons les antennes implantables PIFAs. Et nous finissons par une étude sur les caractéristiques diélectriques du corps humain et l'atténuation dans les tissus biologiques.

- Le deuxième chapitre est consacré à l'étude des antennes PIFA miniatures en commençant par un état de l'art, leur définition et leur types passant à leurs caractéristiques et techniques de miniaturisation et en fin l'application des antennes PIFA dans le domaine biomédical en présentant un modèle du corps humain ainsi que les bandes de fréquences disponibles pour ce type d'application.

- Le troisième chapitre, présente la mise en œuvre du simulateur HFSS. Tout d'abord on commence par analyser et optimiser une structure d'antenne PIFA mono-bande dans la bande MedRadio, ensuite une antenne PIFA bi-bande dans les deux gammes MedRadio et ISM. Les résultats obtenus sont discutés et commentés et des conclusions sont tirées de différents résultats obtenus.

Ce mémoire se termine par une conclusion générale sur les travaux présentés.

# *Chapitre 7 :*

*Communications sans fils à travers le corps  
humain dans le domaine médical*

## **I.1 Introduction**

Au cours des 60 dernières années, alors que l'utilisation des technologies de communication sans fil s'est étendue de la recherche biomédicale aux soins de santé cliniques, permettant la surveillance et le contrôle à distance, les dispositifs électroniques implantables ont subi une transformation majeure. Les systèmes de transmission sans fil étant largement introduits dans les applications médicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain en tant que le pacemaker, le défibrillateur implantable et implants cochléaires, neuro -stimulateurs et récemment les antennes miniatures bio-implantables.

Ce chapitre propose dans une première partie un état de l'art des antennes ingérables ainsi que les antennes implantées dans le corps humain en citant quelques exemples. La deuxième partie de ce chapitre concerne l'étude des caractéristiques diélectriques du corps humain qui sera suivie du calcul de l'atténuation et d'autres paramètres des tissus biologiques.

## **I.2 Antenne à l'intérieur du corps humain**

Pour établir une liaison sans fil efficace à travers le corps humain, il est nécessaire de faire attention au niveau de la conception de l'antenne qui doit être de petite taille. L'antenne est une partie intégrée du circuit médical, la forme du circuit va décrire la forme de l'antenne qui va être utilisée. Les organes du corps ou la place d'usage vont décrire la forme du circuit implanté [1].

### **I.2.1 Antennes ingérables**

En dépit du développement d'une variété de méthodes sophistiquées, incluant les techniques endoscopiques traditionnelles, la tomographie calculée, l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), l'échographie par ultrasons et l'imagerie par rayon X, la relative inaccessibilité au système Gastro Intestinal humain (GI) a toujours limité la connaissance de la physiologie. L'adaptation des systèmes de communication sans fil pour le monitoring dans le corps humain a permis le développement d'une nouvelle classe de pilules radio-téléométriques capables de mesurer des paramètres physiologiques en continu pendant le transit normal [2]. Dans tous les cas, l'information captée par ces dispositifs est transmise par radio fréquence vers un récepteur externe. Les données reçues peuvent être stockées et analysées en tant qu'élément d'une procédure de diagnostic [3]. La liaison radio doit être conforme aux normes applicables aux systèmes de communication intégrés médicaux (MICS) (402 - 405) MHz.

La fréquence porteuse a été choisie suffisamment basse afin qu'elle puisse traverser les tissus vivants sans être trop atténuée.

Le niveau de puissance RF rayonné hors du corps humain est spécifié par l'EIRP (Effective Isotropic Radiated Power). Ce niveau doit être conforme au maximum autorisé par la norme de MICS, qui est de  $25\mu\text{W}$  pour la bande (402 - 405) MHz. Enfin, les contraintes de miniaturisation imposées à des pilules radio-téléométriques sont très sévères puisque l'ensemble des circuits intracorporels doit être intégré à l'intérieur d'une gélule de forme et de dimensions standards.

### **I.2.2 Implants médicaux**

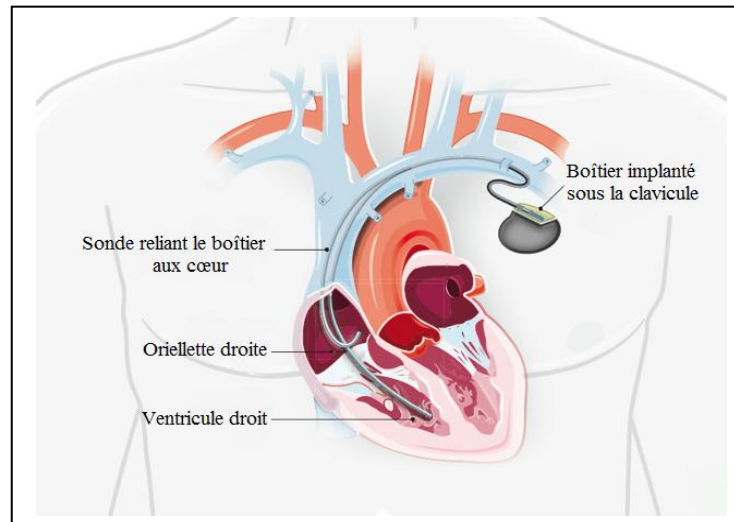
Un implant médical électronique est défini comme tout type de dispositif médical qui est implanté à l'intérieur du corps pour obtenir une réponse physiologique. Le premier implant médical microélectronique était un stimulateur cardiaque (Pacemaker), dès 1970. Mais beaucoup d'autres implants sont actuellement en usage, comme neuro-stimulateurs et implantables pompes à perfusion de médicaments, implant urinaire, implant cochléaire etc. [4]. Les dispositifs médicaux utilisés pour le traitement de différentes maladies, ont des exigences et des spécifications différentes, néanmoins il existe plusieurs caractéristiques qui sont partagés par la plupart d'entre eux.

- Faible consommation de Puissance : Modification ou charger les batteries peuvent être inconfortables, difficile, coûteux et même risqué pour le patient, tous dispositifs médicaux implantables ont besoin de consommer le moins de puissance possible.
- Haute fiabilité : Une défaillance d'un dispositif médical implantable peut entraîner sur désagrément, douleur, dommages ou même la mort pour le patient.
- Signaux faible amplitude: La plupart des signaux physiques à l'intérieur d'un corps humain sont de l'ordre mV ou  $\mu\text{V}$  ce qui nécessite une attention particulière dans la détection et l'amplification.
- Basses fréquences: La durée de la fréquence naturelle des signaux biologiques varient à partir d'une fraction hertz à quelques kilohertz.
- Petite taille : Les dispositifs implantables doivent être aussi petit que possible, de manière être moins invasive pour le corps humain.

Nous distinguons plusieurs types d'implants, notamment:

### I.2.2.1 Implant Pacemaker

Les stimulateurs cardiaques constituent le traitement le plus courant de la bradycardie, maladie caractérisée par un rythme cardiaque lent (généralement inférieur à 60 battements par minute). Ils aident à rétablir le rythme normal du cœur et soulagent les symptômes en envoyant des impulsions électriques au cœur pour augmenter la fréquence cardiaque [5].



**Figure I.1:** Implant Pacemaker [5].

### I.2.2.2 Implant Cochléaire

L'implant cochléaire est un implant électronique qui vise à fournir un certain niveau d'audition pour certaines personnes atteintes d'une surdité profonde ou sévère et pour des personnes souffrant d'acouphènes. Il est composé de deux parties distinctes, l'une ne pouvant pas fonctionner sans l'autre :

- La partie externe est amovible et portée par le patient en arrière de l'oreille. Elle comprend le processeur vocal qui capte les sons par ses microphones et les analyse, et une antenne aimantée qui sert à communiquer au travers de la peau avec la partie interne [6].
- La partie interne est l'implant à proprement parler, implantée chirurgicalement sous la peau derrière l'oreille. Elle reçoit les informations de la partie externe et envoie les impulsions électriques au nerf auditif via une électrode implantée dans la cochlée, l'organe clé de l'audition [6].



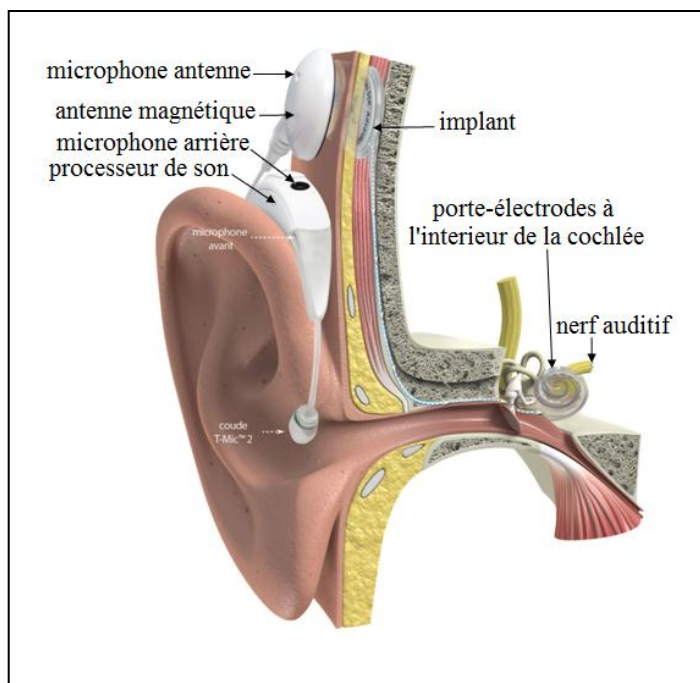


Figure I.2 : Implant cochléaire [7].

### I.2.3 Antennes implantables

L'antenne implantable est le composant principal et essentiel des dispositifs médicaux liés aux radiofréquences car elle assure la communication entre le dispositif implanté et le dispositif de commande externe. Les conceptions du patch reçoivent actuellement une attention considérable pour les antennes implantables car elles ont un degré élevé de flexibilité dans la conception, la forme et la conformabilité, de sorte qu'elles peuvent être facilement miniaturisées et intégrées dans la forme de dispositifs médicaux implantables. Ils sont montés à l'intérieur du corps humain, pour une surveillance continue de la santé. Par exemple : Surveillance de l'activité cardiaque, de l'activité cérébrale, etc.

Les antennes implantables doivent être biocompatibles afin de préserver la sécurité du patient et d'éviter le rejet de l'implant. De plus, les tissus humains sont conducteurs, et court-circuiteraient l'antenne implantable s'ils étaient autorisés à être en contact direct avec sa métallisation. L'approche la plus largement utilisée pour préserver la biocompatibilité de l'antenne est de recouvrir la structure d'une couche diélectrique superstrate telle que Teflon, Alumina Ceramic, Macor etc [8].

### I.3 Caractéristiques diélectriques du corps humain

Le corps humain est un milieu multicouche, constitué des os, des muscles et de la peau. Chaque couche possède ses propres caractéristiques diélectriques qui dépendent aussi de la fréquence. Pour concevoir un circuit sans fil ingérable ou implanté, il est nécessaire d'investiguer les propriétés électromagnétiques du corps humain. Le champ électromagnétique traversant le corps humain dépend de l'épaisseur et de la composition exacte des tissus biologiques. La fréquence de résonance d'une antenne conçue dans l'air va être changée à cause d'une augmentation de la permittivité effective dans l'entourage de l'antenne lorsqu'elle est mise dans le corps humain. Ainsi, si une antenne est conçue pour une fréquence de résonance donnée dans l'espace libre, la fréquence de résonance va diminuer quand l'antenne sera placée dans un tissu humain.

#### I.3.1 Caractéristiques diélectriques des tissus humains

Étant donné que les propriétés diélectriques des tissus humains varient significativement avec la fréquence, un modèle basé sur la sommation de l'expression 4 Cole-Cole est utilisé pour exprimer les caractéristiques diélectriques de chaque tissu en fonction de la fréquence [9]. Ainsi, les équations (I.1) et (I.2) donnent l'expression de la permittivité complexe d'un tissu en fonction de la fréquence.

$$\bar{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta \epsilon}{1 + (j\omega\tau)^{(1-\alpha_m)}} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon} \dots \dots \dots (I.1)$$

$$\bar{\epsilon}(\omega) = \epsilon_f + \frac{\Delta 1}{1 + (j\omega\tau_1)^{(1-\alpha_1)}} + \frac{\Delta 2}{1 + (j\omega\tau_2)^{(1-\alpha_2)}} + \frac{\Delta 3}{1 + (j\omega\tau_3)^{(1-\alpha_3)}} + \frac{\Delta 4}{1 + (j\omega\tau_4)^{(1-\alpha_4)}} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0} \dots \dots \dots (I.2)$$

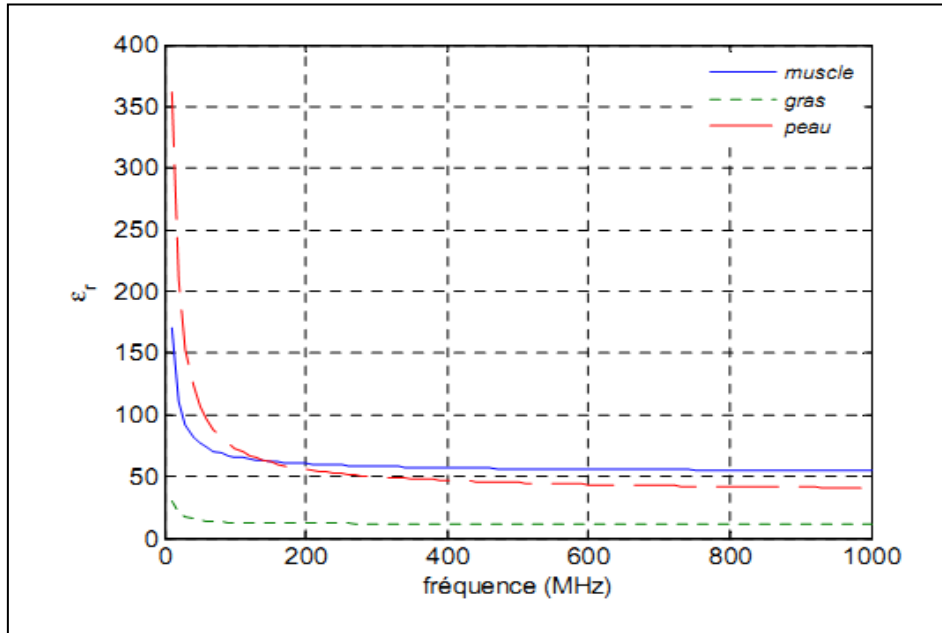
Les paramètres  $\epsilon_{\infty}$ ,  $\Delta \epsilon$ ,  $\tau$  et  $\alpha$  dépendent seulement du type de tissu.

La permittivité relative complexe d'un milieu à pertes est donnée par l'expression :

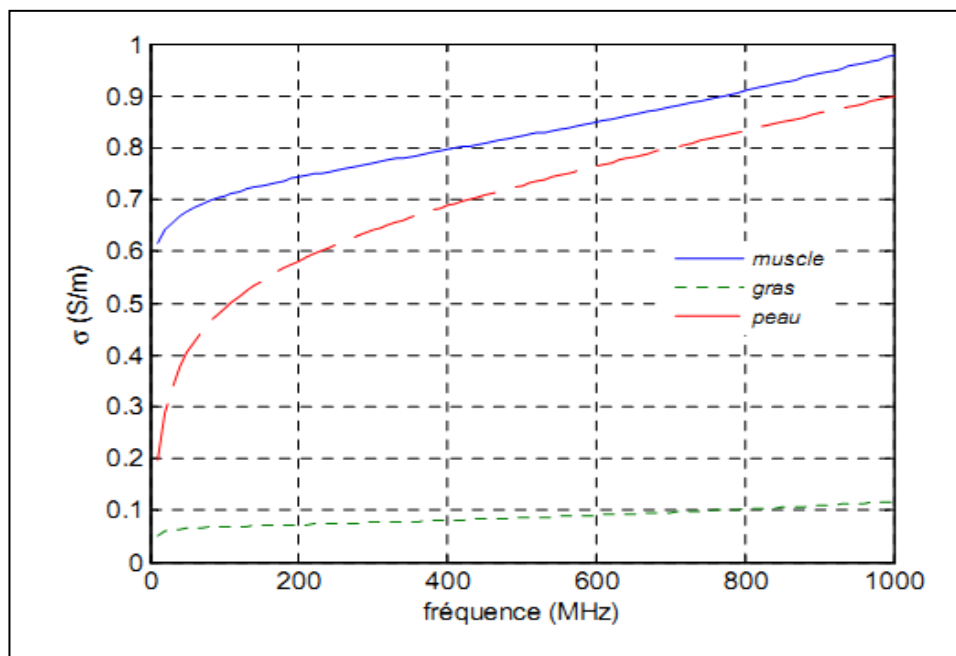
$$\bar{\epsilon}_r = \epsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \dots \dots \dots (I.3)$$

Ainsi,  $\epsilon_r$  est donnée par la partie réelle de l'équation (I.2) et  $\sigma$  par la partie imaginaire de la même équation multipliée par le terme «  $-\omega \epsilon_0$  ».

Les courbes donnant la permittivité et la conductivité du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence (Figure I.3 et Figure I.4) [10].



**Figure I.3:** Permittivité relative du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz [10].



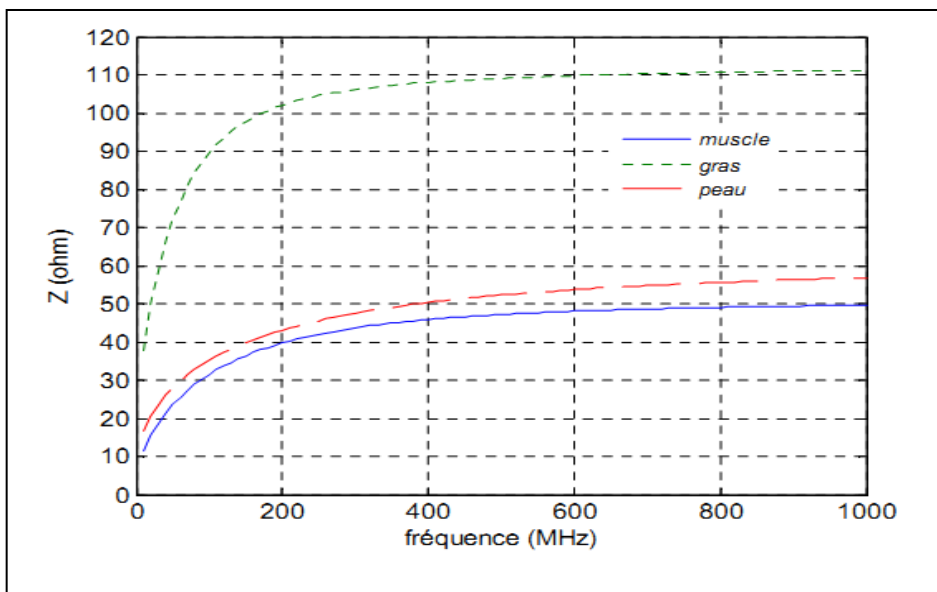
**Figure I.4 :** Conductivité du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz [10].

On peut déduire à partir de la figure (I.3) que la permittivité relative de la graisse est inférieure à celle du muscle alors que celle de la peau est proche de la permittivité du muscle. La figure (I.4) montre que la conductivité du muscle est légèrement supérieure à celle de la peau alors qu'elle est très élevée par rapport à la conductivité de la graisse.

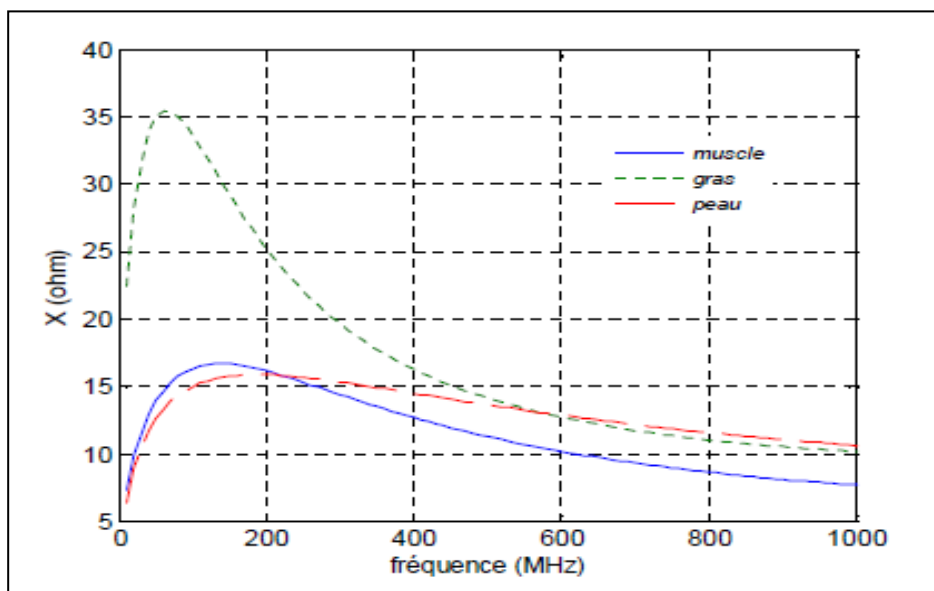
L'impédance  $Z$  dans un milieu à pertes est donnée par l'expression :

$$Z = R + jX + \frac{Z_0}{\sqrt{\epsilon}} = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r}} (\Omega) \quad \text{où} \quad Z_0 = \sqrt{\mu_0/\epsilon_0} = 120\pi(\Omega) \dots \dots \dots (I.4)$$

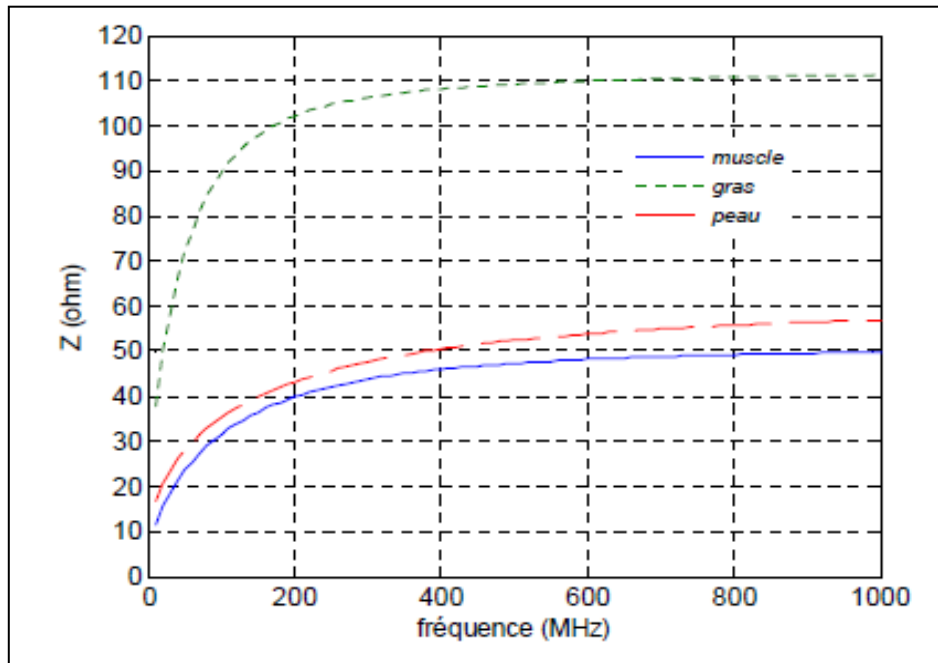
Une fois les valeurs de  $\epsilon_r$  et  $\sigma$  sont connues, la résistance  $R$  et la réactance  $X$  peuvent être déduites à partir de l'équation (I.4). Ainsi, les courbes donnant la résistance, la réactance ainsi que l'impédance du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence (Figure I.5, Figure I.6 et Figure I.7) [10].



**Figure I.5:** Résistance du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz [10].



**Figure I.6 :** Réactance du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz [10].



**Figure I.7 :** Impédance du muscle, de la graisse et de la peau en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz [10].

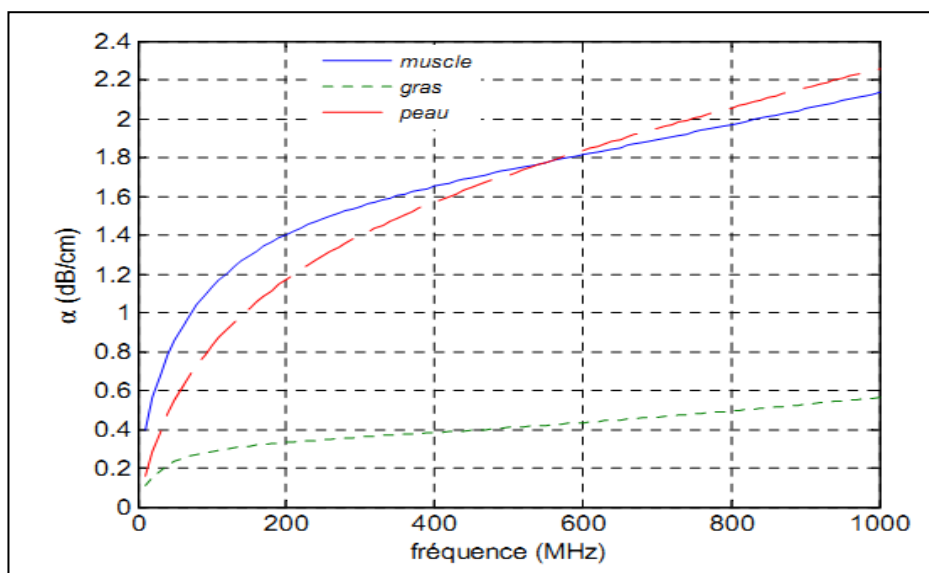
**I.3.2 Atténuation dans les milieux à pertes**

L’expression de la constante de propagation  $\gamma$  dans un milieu à pertes est donnée par relation suivante [11]:

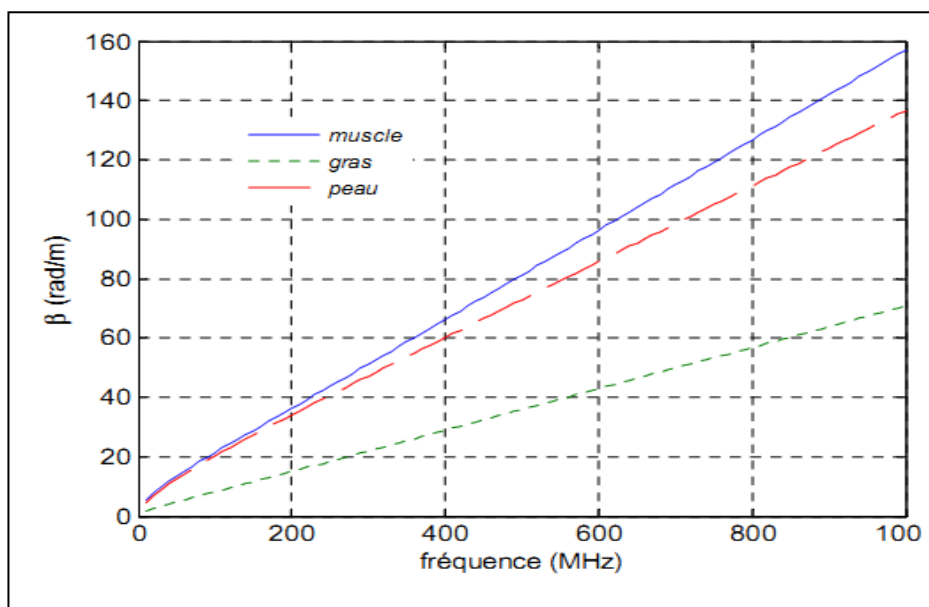
$$\gamma = \alpha + j\beta = j\omega\sqrt{\mu\epsilon_0\epsilon_r} \sqrt{1 - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon_0\epsilon_r}} \dots \dots \dots (I.5)$$

La partie réelle de la constante de propagation  $\alpha$  ( $Re(\gamma)$ ) représente l’atténuation exprimée en Nepers par mètre (Np/m) et la partie imaginaire  $\beta$  ( $Im(\gamma)$ ) est la constante de phase exprimée en radians par mètre (Rad/m).

Dans le corps humain, la perméabilité  $\mu$  est égale à  $\mu_0$  ( $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} kg.m.A^{-2}.S^{-2}$ ). Le calcul des valeurs de  $\epsilon_r$  et  $\sigma$  par la méthode 4 ColeCole, définie dans le paragraphe précédent, permet de déduire les valeurs de  $\alpha$  et  $\beta$  dont les variations en fonction de la fréquence sont données par (Figures I.8 et Figure I.9). Dans la Figure (I.8), l’atténuation est donnée en dB/cm sachant que  $1Np/m = 8.686 dB/m$ .



**Figure I.8 :** Atténuation dans le muscle en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz [10].



**Figure I.9 :** Constante de phase dans le muscle en fonction de la fréquence entre 10 MHz et 1 GHz [10].

## I.4 Conclusion

L'absorption, due à la présence des tissus humains pose un grand problème au niveau de la conception d'antennes placées à l'intérieur du corps humain. Le type de l'antenne est l'un des facteurs les plus importants pour atteindre des meilleures performances avec les circuits médicaux. Les conceptions d'antennes planaires en général et les antennes PIFA en particulier ont reçu une attention considérable pour les applications d'implant médical car elles sont de conception très flexible, de petite forme et facilement conformables, permettant ainsi une miniaturisation et une intégration relativement faciles avec un dispositif médical

implantable. Pour une étude plus détaillée de cette antenne, nous lui consacrons le prochain chapitre de ce mémoire.

# *Chapitre 77 :*

*Généralités sur Les antennes miniatures PIFA  
et ses applications*



## II.1 Introduction

De nos jours, les antennes peuvent être retrouvées dans des objets usuels de toutes sortes. Maintes applications qui s'étendent des télécommunications aux moyens de transport en passant par la médecine (Implant auditif par exemple) ont vu ou voient le jour.

Dans un contexte de généralisation des Systèmes de communication sans fil, le besoin de miniaturiser les antennes va en augmentant afin de permettre leur intégration sur de petits objets aux fréquences de résonance. A ces fréquences, l'antenne est le composant le plus volumineux et sa miniaturisation constitue un des défis actuels les plus importants des concepteurs d'objets communicant.

La multiplication des standards de communication renforce également ces besoins d'intégration et de miniaturisation puisqu'aujourd'hui près d'une dizaine d'antennes peuvent être amenées à cohabiter sur un même terminal mobile. Nous allons définir en premier lieu un état de l'art sur les antennes miniatures PIFA et présenterons ses caractéristiques radioélectriques, et en second lieu nous détaillerons les techniques de miniaturisation qui existe dans la littérature. La miniaturisation d'une antenne s'apparente donc à un compromis entre ses dimensions et ses performances.

## II.2 Etat de l'art sur les antennes miniatures PIFA

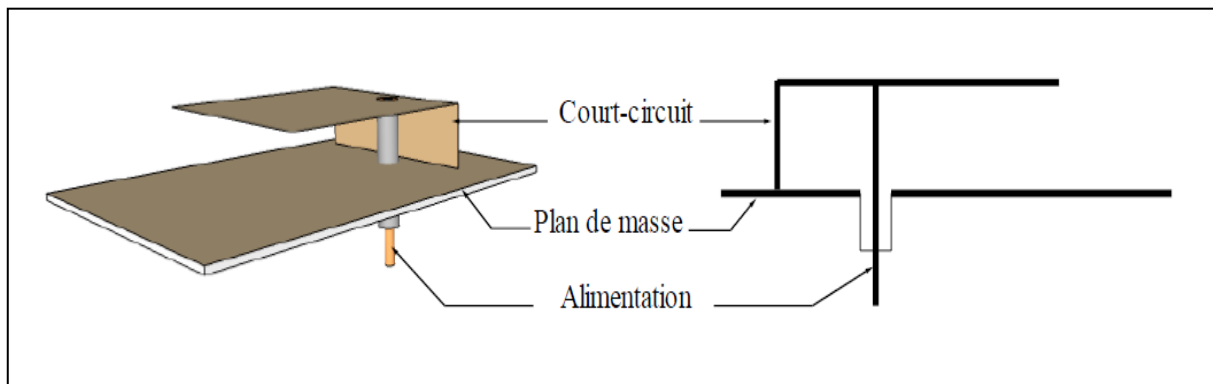
Depuis plus d'un demi-siècle, de nombreuses études ont montré un grand intérêt pour trouver des solutions pour réduire les dimensions des antennes sans compromettre leurs performances et avec la révolution technologique de nouveaux types d'antennes miniatures sont apparus qui répondent aux performances requises telles que l'antenne à ouverture, antenne planaire F inversée (PIFA) . . . etc.

L'antenne planaire F inversée est le plus populaire car elle résonne à un quart de longueur d'onde, ce qui réduit la surface requise. Ils représentent un bon compromis entre les exigences de miniaturisation, d'ergonomie, de faible coût, de multidiffusion ou de haut débit et surtout les bonnes performances, ils sont largement répandues dans beaucoup des dispositifs récents portatifs et sans fils et ils sont aujourd'hui les plus utilisés dans les téléphones mobiles. De plus, les antennes PIFA ont été largement utilisées par de nombreux groupes de recherche pour concevoir des antennes implantables en raison de leur structure simple et de leur taille compacte, les caractéristiques de résonance des antennes PIFA implantées et leurs performances de rayonnement à l'extérieur du corps humain ont été

étudiées pour fournir des informations de base utiles pour l'hyperthermie et la bio télémétrie [12]. Il couvre trois bandes médicales : la bande MICS, ISM et la bande Med Radio.

### II.2.1 Définition des antennes PIFA

L'antenne PIFA est le résultat de la transformation de l'antenne IFA (Inverted F Antenna) d'un élément filaire horizontale à une structure planaire afin de compenser ses pertes de désadaptation et améliorer ses caractéristiques de rayonnement, cette structure est constituée d'un élément rayonnant métallique parallèle au plan de masse (Figure II.1). Un des bords du patch est relié à la masse par un plan de court-circuit qui constitue l'un des particularités de cette antenne. L'élément supérieur est généralement excité par une sonde coaxiale qui pénètre dans le substrat diélectrique [13]. La variation de ses dimensions, la position d'alimentation, le plan du court-circuit, la hauteur du substrat modifient les performances du PIFA.



**Figure II.1:** structure d'antenne PIFA [14].

L'antenne planaire en F inversé (PIFA) est une antenne quarte d'onde intégrée et miniaturisée en le comparant aux antennes monopôles. De plus, elle présente de bons avantages par rapport à une antenne patch traditionnelle (coût et facilité de fabrication, petite taille et bande passante) [15].

Elle est développée à partir d'une antenne mono-polaire L inversé est réalisé en rabattant le monopôle afin de diminuer la hauteur de l'antenne tout en conservant une longueur de résonance identique. Lorsque l'alimentation est appliquée à la (Inverted L), l'antenne se présente comme F inversé. Le fil supérieur mince de F inversé est remplacé par un élément planaire pour obtenir l'antenne planaire inversée F [16]. Cette séquence est clairement observable dans la figure (II.2).

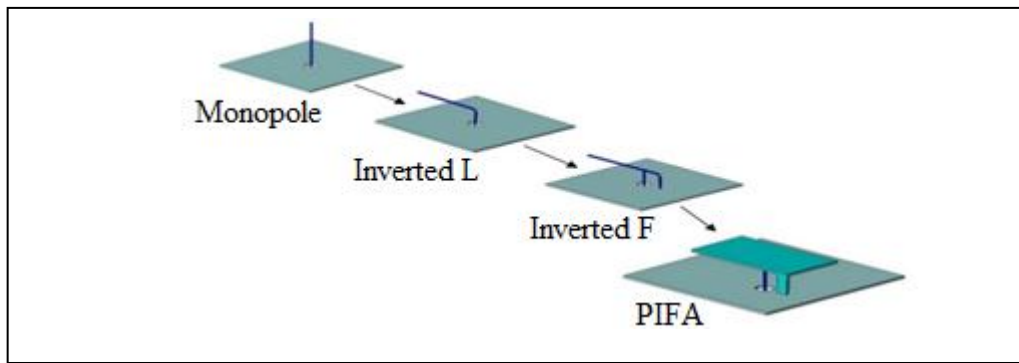


Figure II.2 : Développement d'antenne PIFA [17].

### II.2.3 Les différents types d'antennes PIFA

Le type d'antenne PIFA fait référence à la fréquence de résonance à laquelle elle fonctionne, nous pouvons en trouver plusieurs types qui fonctionnent sur une, voire deux ou plusieurs bandes, nous mentionnons ces deux :

#### II.2.3.1 Les antennes PIFA multi-bande

Il s'agit d'une antenne fonctionnant dans deux bandes de fréquences ou plus, de sorte que l'antenne s'adapte à toutes les fréquences. Cette adaptation est appelée coefficient de réflexion ou taux de réflexion constant à l'entrée d'antenne sans valeur fixe. Son avantage est l'utilisation d'éléments rayonnants indépendants pour chaque bande [18].

#### II.2.3.2 Les antennes PIFA bi-bandes

C'est une antenne qui assure un bon fonctionnement au coin de plan de masse. Elles sont mise en œuvre dans le but de satisfaire l'utilisateur qui demande une combinaison d'application sur le même appareil [19].

### II.2.4 Caractéristiques radioélectriques des antennes PIFA

#### II.2.4.1 Distribution du champ électrique

La composante dominante du champ électrique  $E_z$  est égale à zéro au plat de court-circuit tandis que l'intensité de ce champ au bord opposé de l'élément planaire est sensiblement grande. Pour les champs  $E_x$  et  $E_y$  l'élément pointue, qui correspond à la source d'alimentation. Signifie que la ligne électrique de la force est dirigée de la source d'alimentation vers le plan de masse. Puis, quand la largeur du plat de court-circuit est plus étroite que l'élément planaire, le début de champ électrique  $E_x$  et  $E_y$  se produisant à tous les

bords de l'élément planaire [20]. Ces champs marginaux sont les sources de rayonnement dans l'antenne PIFA.

#### II.2.4.2 distribution du courant

L'antenne PIFA a des écoulements de courants très grands sur la face inférieure de l'élément planaire et du plan de masse comparés au champ sur la surface supérieure de l'élément. En raison de ce comportement, PIFA est le meilleur candidat quand on parle de l'influence des objets externes qui affectent les caractéristiques d'antenne (par exemple la main/tête de l'opérateur mobile). La distribution de courant de PIFA change pour les différentes largeurs des plats de court-circuit. La distribution de courant est maximale près du fil de court-circuit et diminue loin de lui [21].

### II.3 Les techniques de miniaturisation

Il existe plusieurs concepts de miniaturisation qui ont un objectif commun d'allongement artificiel des dimensions résonnantes d'une structure. Ceci est accompli en modifiant la structure rayonnante à l'aide d'éléments localisés ou de courts-circuits, ou en modifiant leur géométrie. Parmi les techniques de miniaturisation des antennes les plus courantes, nous citons :

#### II.3.1 Modification de l'élément rayonnant

Une première façon de réduire significativement la taille des antennes consiste à modifier sa forme, son design. Sur les antennes planaires en introduisant des fentes ou des méandres latéraux sur le contour de l'antenne comme le montrent les figures (II.3, II.4), le courant va être forcé de les contourner. Cela va avoir pour conséquence de rallonger la longueur électrique, donc d'abaisser la fréquence de résonance de la structure.

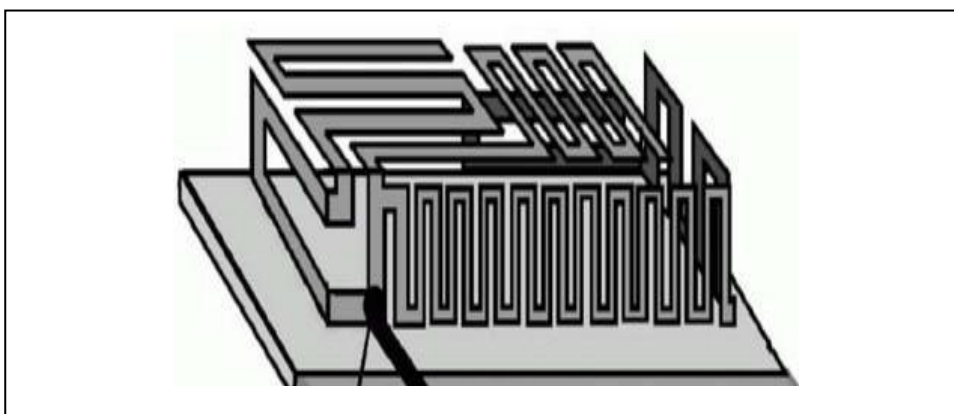
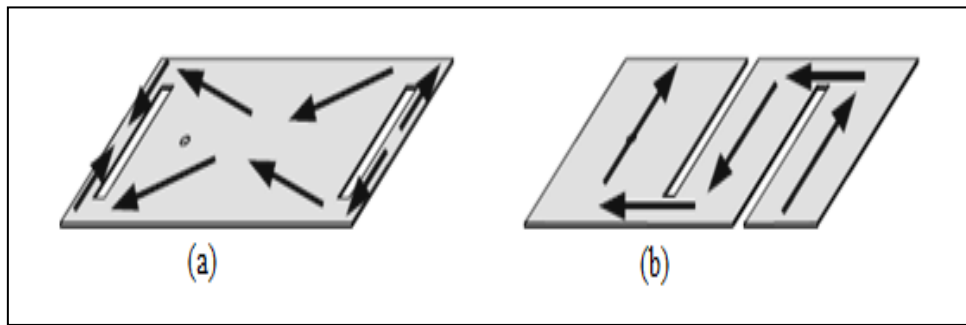


Figure II.3 : Les méandres latéraux et verticaux [18]

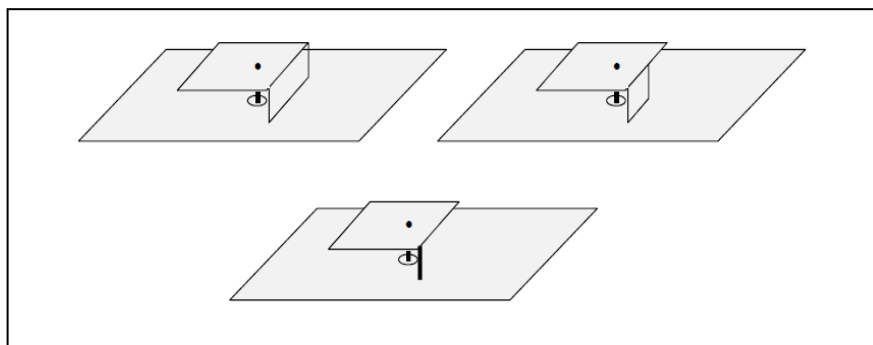


**Figure II.4 :** Antenne à fente (a) demi-onde non débouchant, (b) quart d'onde débouchant [18]

Il existe aussi des fentes repliées en forme : U, en H, en papillon mais aussi de forme Curviligne. La mise en œuvre de cette technique peut réduire la taille d'une antenne patch de 50% mais la largeur de bande est diminuée ainsi que l'efficacité de rayonnement de l'antenne [22].

### II.3.2 Ajout de court-circuit

L'une des techniques les plus utilisées pour réduire la taille d'une antenne patch micro-ruban consiste à court-circuiter le bord du patch avec un mur métallique vertical qui le relie au plan de masse. Cette méthode est utilisée en particulier dans les antennes PIFA. Les courts-circuits ajoutés peuvent être de type verticaux, plans et filaires, souvent réalisés par une structure de type languette, entre l'élément rayonnant et le plan de masse [14] comme l'illustre la figure (II.5) :

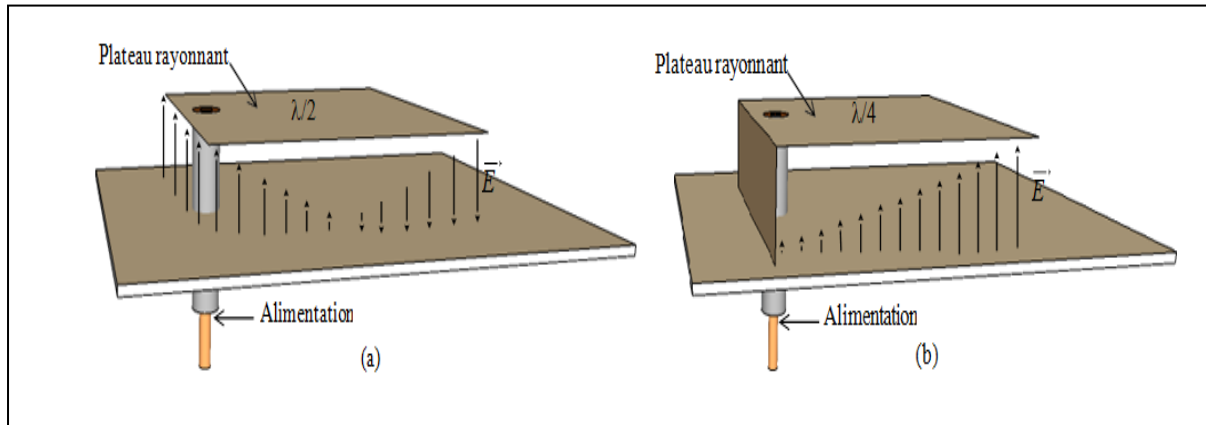


**Figure II.5 :** les différents ajouts de court-circuit [23]

Il en résulte une antenne ayant une longueur physique de  $\lambda/4$  dite antenne quart d'onde (réduction de dimension de 50 %). Elle porte le nom de Planar Inverted F Antenna ou PIFA et possède une fréquence de résonance quasiment identique au patch demi-onde [24].

La réduction maximale de la dimension résonante est obtenue lorsque le plan de court-circuit ou la languette est positionné dans un coin de l'antenne [24], l'endroit où il se trouve sur la PIFA correspond à l'emplacement où le champ électrique de l'antenne demi-onde est

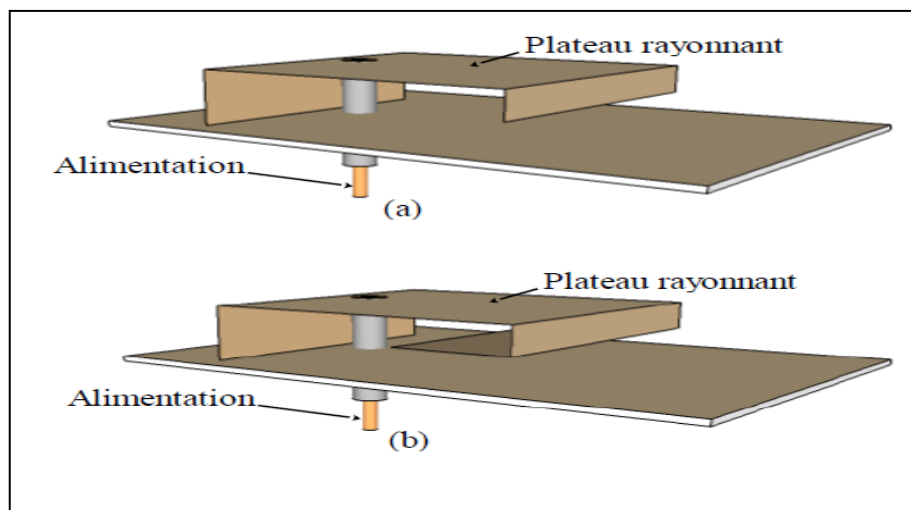
maximal. Par conséquent, tous les modes supérieurs pairs du résonateur vont être supprimés, le champ  $E$  étant nul en ce point. Seules les modes impairs (mode (1,0), mode 3 (3,0), ...) resteront [25] Comme le indique la figure (II.6).



**Figure II.6 :** Représentation du champ électrique du mode fondamental des antennes (a) demi-onde, (b) quart d'onde. [14]

### II.3.3 Repliement des éléments rayonnant

Le repliement est une technique pour apporter des modifications à la forme originale de l'antenne. Dans le but de réduire son encombrement. Deux configurations sont représentées sur la figure (II.7).



**Figure II.7 :** Chargement capacitif en bout d'élément : (a) avec ajout d'un élément vertical, (b) par repliement de l'élément. [14]

Non seulement le repliement du plateau rayonnant réduit le volume de la structure mais il crée en plus un effet capacitif qui contribue aussi à la diminution des fréquences de résonance [25]. La principale contrepartie de ce type d'opération réside dans l'augmentation des pertes ohmiques et donc une diminution de l'efficacité et du gain [23].

## **II.4 Les antennes PIFA dans les applications biomédicales**

### **II.4.1 Etat de L'art**

Les dispositifs médicaux implantables sont bien connus et en cours de développement considérable car ces dispositifs sont principalement utilisés pour améliorer l'ensemble du système de services de santé. Dans cette ère moderne, beaucoup ne peuvent pas se permettre une hospitalisation pendant une longue période en raison de divers facteurs, y compris les dépenses hospitalières. Cependant, leur surveillance de la santé doit être effectuée en temps réel. Pour faire face à la progression technologique dans le secteur de la surveillance de la santé, les systèmes de surveillance à distance peuvent jouer un rôle important en se connectant à la technologie de communication sans fil, ce qui explique pourquoi l'antenne implantable haute performance s'avère être un facteur clé des dispositifs médicaux portables [26].

Les antennes jouent un rôle majeur dans les systèmes implantables car elles assurent la liaison sans fil entre l'implant et les équipements externes [27]. Ces antennes nécessitent des fonctionnalités telles qu'une petite taille, une faible puissance et une impédance adaptée. Répondre à toutes ces exigences en même temps est assez difficile [28].

L'antenne patch a reçu beaucoup d'attention en tant qu'antenne implantable car elle est très flexible et facile à concevoir. De plus, permettant une miniaturisation relativement facile. En ajoutant une broche de court-circuit, l'antenne patch peut être utilisée comme antenne planaire à antenne F inversé (PIFA). Le PIFA est compact et peut donc être utilisé pour réduire l'espace requis, ce qui est un besoin vital dans les applications biomédicales. Il y a donc eu beaucoup de travaux sur l'antenne PIFA implantable pour des applications biomédicales dans diverses bandes médicales. Certains d'entre eux utilisaient une alimentation par câble coaxial tandis que d'autres utilisaient une alimentation par ligne micro-ruban. Cependant, la plupart de ces travaux sont présentés pour la bande MICS (402-405) MHz. Mais de nos jours, de nombreuses recherches se concentrent sur la bande ISM (2,4-2,4835) GHz. Il est important de noter que la bande ISM 2,4 GHz est la bande sans licence la plus couramment utilisée dans le monde pour les applications de recherche et développement industrielles, scientifiques et médicales [28].

### **II.4.2 Model du corps humain**

Un grand nombre de modèles permettant de prédire les effets du corps humain sur les caractéristiques des antennes implantées sont disponibles dans la littérature. Depuis les premiers travaux axés sur le rayonnement électromagnétique dans les tissus biologiques [29],

une sélection extrêmement large de fantômes a été proposée et étudiée. Les fantômes décrivent le corps humain avec des précisions déférentes en termes de géométrie, et du nombre des couches tissulaires. Une attention particulière est portée au fait que le corps humain est constitue de matériaux hautement dissipatifs dans le cas de la propagation RF. Afin de mieux apprécier les grandes déférences entre les modèles du corps humain disponibles pour l’analyse numérique, il est utile de les classer en fonction de : la géométrie, la composition, la dimension et l’emplacement de l’implant. Chacune de ces trois classes comprend plusieurs variations.

**a. Géométrie**

Géométries canoniques : sont souvent utilisées lors de la conception d’antenne implantée. De manière tout à fait intéressante, un cylindre avec pertes a également été utilise dans les premières validations expérimentales des études théoriques sur la propagation des ondes EM à travers un milieu avec pertes. Des géométries sphériques ont également été utilisées pour modéliser l’ensemble du corps, mais on trouve leur application principale dans des fantômes de tête équivalents. L’utilisation de telles géométries simplifiées est très courante car elles permettent de réduire le temps de simulation et d’utiliser des formules analytiques.

**b. Composition**

Les géométries présentées sont considérées comme homogènes ou constituées de plusieurs tissus biologiques. Par exemple, les fantômes homogènes et multicouches sont généralement constitues de trois matériaux, à savoir, la peau, le muscle et l’os. Chaque couche possède ses propres caractéristiques qui sont :

Perméabilité magnétique :

$$\mu = \mu_0(\mu_r' - j\mu_r'') \quad \text{ou} \quad \mu_0 = 4\pi 10^{-7} \text{Am}^{-1} \dots \dots \dots (II.1)$$

Permittivité diélectrique et conductivité :

$$\varepsilon = \varepsilon(\varepsilon_r' - j\varepsilon_r'') = \varepsilon(\infty) + \frac{j\sigma}{j\omega\varepsilon_0} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-a)}} \dots \dots \dots (II.2)$$

$$\varepsilon = ef + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-a)}} \dots \dots \dots (II.3)$$



### c. Dimension et positionnement de l'implant

En plus de la géométrie et de la composition des fantômes, la dimension du modèle de corps sélectionné est une variable très importante. Par exemple, les modèles les plus détaillés sont différents par les hauteurs, la constitution physique et la masse. En outre, des méthodes pour développer des fantômes dépendants du patient sont récemment disponibles.

#### II.4.3 Bandes de fréquences biomédicales

Les bandes de fréquences utilisées pour des applications biomédicales implantables sont :

**Med Radio :** Le service de radiocommunications pour dispositifs médicaux est situé dans les bandes (401-406, 413-419, 426-432, 438-444 et 451-457) MHz créées et attribuées par la Federal Communications Commission (FCC) pour les besoins de communication des implants médicaux diagnostiques et thérapeutiques et dispositifs médicaux portés par le corps.

**MICS :** Le système de communication pour implants médicaux est un système de faible puissance, à courte portée (2 m), à haut débit de données, fonctionnant dans la gamme de fréquences (402-405) MHz, qui vise à transmettre des données pour soutenir les fonctions diagnostiques ou thérapeutiques associés aux dispositifs d'implants médicaux.

**ISM (Industrial, Scientific and Medical bands):** est le nom donné par l'Union internationale des télécommunications (UIT), ce sont des bandes radio sans licence et pas uniformément réglées dans le monde, elles varient d'un pays à l'autre en raison de réglementations nationales spécifiques. Par exemple, aux États-Unis et au Japon les bandes utilisées sont (902 - 928,315-340) MHz et (433.05-433.92, 865–868) MHz en Europe tandis que la bande 2.4 GHz est diffusée dans le monde entier.

### II.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous sommes intéressés aux antennes PIFAs qui représentent un type spécifique des antennes miniatures et qui sont adéquates pour les diverses applications en communication sans fil, nous avons fait une présentation des antennes PIFAs en précisant la définition et leurs types. De plus, nous avons présenté les caractéristiques radioélectriques et les différentes techniques de miniaturisation de ces derniers. En tant qu'antenne miniature, PIFA est devenue l'un des centres d'intérêt des professionnels de l'antenne notamment pour les applications biomédicales. Dans ce chapitre, nous avons également présenté un état d'art

illustrant l'application des antennes PIFA dans le domaine biomédical utilisant le corps humain comme un milieu de propagation qui par sa modélisation et ses caractéristiques diélectriques, influe énormément sur la propagation des ondes électromagnétiques.

# *Chapitre 777:*

*Simulation d'antennes bio-implantables PIFAs*

### III.1 Introduction

Après l'étude théorique des antennes planaires PIFAs qui a fait l'objet du chapitre précédent de ce mémoire, on s'est consacré dans le présent chapitre à la conception et l'étude de deux structures antennes PIFAs, l'une est une antenne PIFA mono-bande qui fonctionne dans la bande Med Radio avec une fréquence de résonance de 401MHz et l'autre est une antenne PIFA bi-bandes travaillant dans les deux bandes MedRadio et ISM avec les deux fréquences de résonances 401MHz et 915MHz respectivement. Le but de cette étude est de calculer les caractéristiques électromagnétiques d'antennes en termes de coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ), et diagramme de rayonnement. L'analyse de ces deux structures d'antennes est effectuée en utilisant le logiciel commercial de modélisation électromagnétique Ansoft HFSS respectivement.

### III.2 Présentation du logiciel Ansoft HFSS

Le logiciel HFSS (High Frequency Structure Simulation) v13.0 d'Ansoft Corporation est un logiciel commercial qui calcule des champs électromagnétiques dans le domaine fréquentiel en résolvant localement les équations de Maxwell. Pour cela, il faut construire des objets en trois dimensions et leur assigner des caractéristiques (type de matériau, taille, épaisseur, Il est également nécessaire de spécifier les sources électromagnétiques. Il est possible de paramétrer le système et de faire varier ces paramètres lors de la simulation. L'un des intérêts de HFSS est sa capacité de donner directement les paramètres S, Y, Z en fonction de la fréquence. La (Figure III.1) représente l'interface graphique de ce simulateur HFSS.

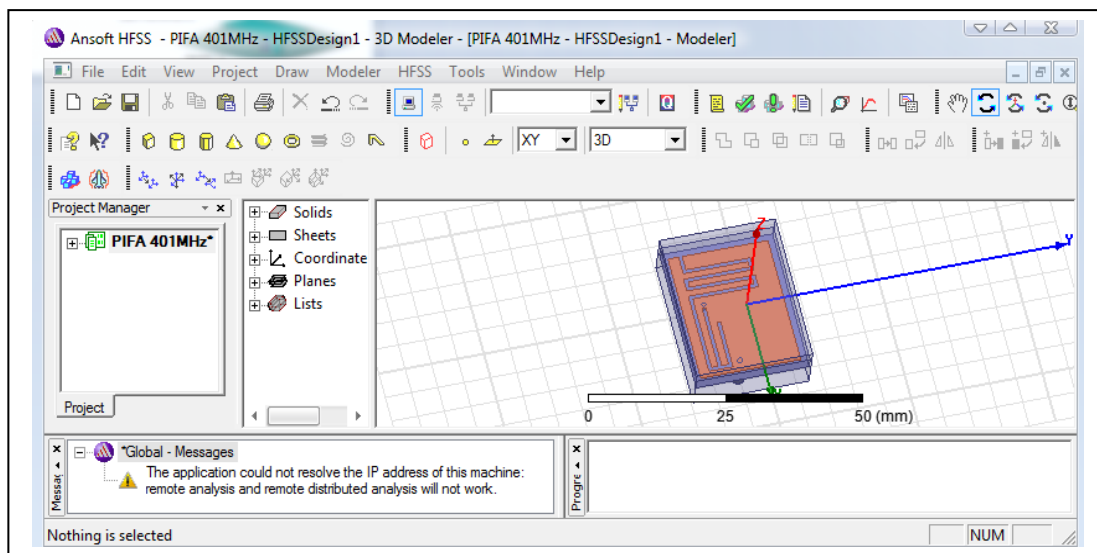


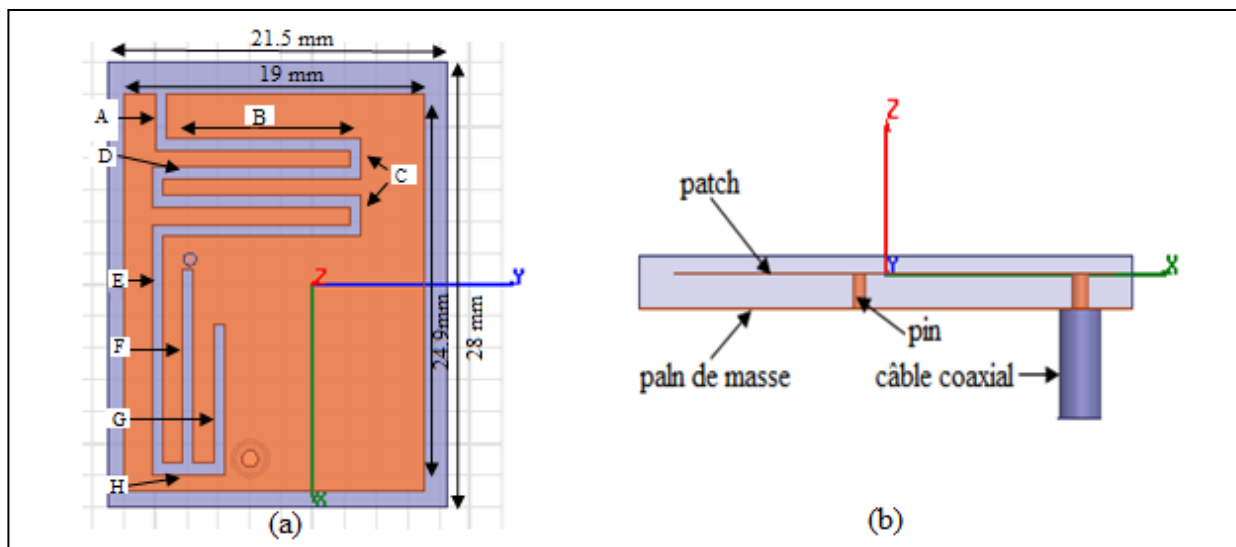
Figure III.1 : Interface graphique du simulateur HFSS.

### III.3 Antenne PIFA Mono bande

Les antennes implantables sont conçues pour fonctionner dans des bandes de fréquences spécifiques, à partir de ce point, nous avons conçu et simulé une antenne planaires en F inversé (PIFA) mono-bande avec des géométries miniaturisées, qui a été spécifiquement proposé pour fonctionner dans la bande de fréquences de service de radiocommunications pour dispositifs médicaux " Med Radio " de 401MHz à 406MHz.

#### III.3.1 Description de la structure

La structure proposée de l'antenne PIFA mono-bande simulée est présentée par la figure (III.2). Elle est composée d'un plan de masse, d'un patch et d'une alimentation coaxiale qui sont à base de cuivre (Copper) et d'un substrat en Rogers RT/duroid O6010/6010 ( $\epsilon_r=10.2$ ,  $\tan\delta=0.0023$ ) d'épaisseur de 2.5 mm. Le patch est placé à une hauteur de 1.6 mm du plan de masse et les deux sont connectés avec une broche de court circuit qui aide à réduire la taille de l'antenne. Douze slots sont également découpés du patch afin d'avoir une fréquence qui fonctionne dans la bande Med-Radio (401 MHz-406 MHz). Le câble coaxial est normalisé à une impédance de 50  $\Omega$ . Le tableau (III.1) regroupe les dimensions des différentes fentes.



**Figure III. 2 :** Géométrie de l'antenne PIFA mono-bande, (a). Vue de dessus, (b). Vue de côté.

Les grandeurs	La longueur (mm)
A	3.5
B	13
C	1.8
D	13.2
E	14.4
F	12.2
G	8.8
H	4.6

Tableau III.1: Paramètres géométrique de l'antenne PIFA mono-bande

### III.3.2 Résultats de simulation

#### III.3.2.1 Coefficient de réflexion

La figure (III.3) représente le coefficient de réflexion, à la fréquence de 401 MHz, la valeur de ce coefficient égale à -17.48dB (<-10dB), donc il présente une bonne adaptation.

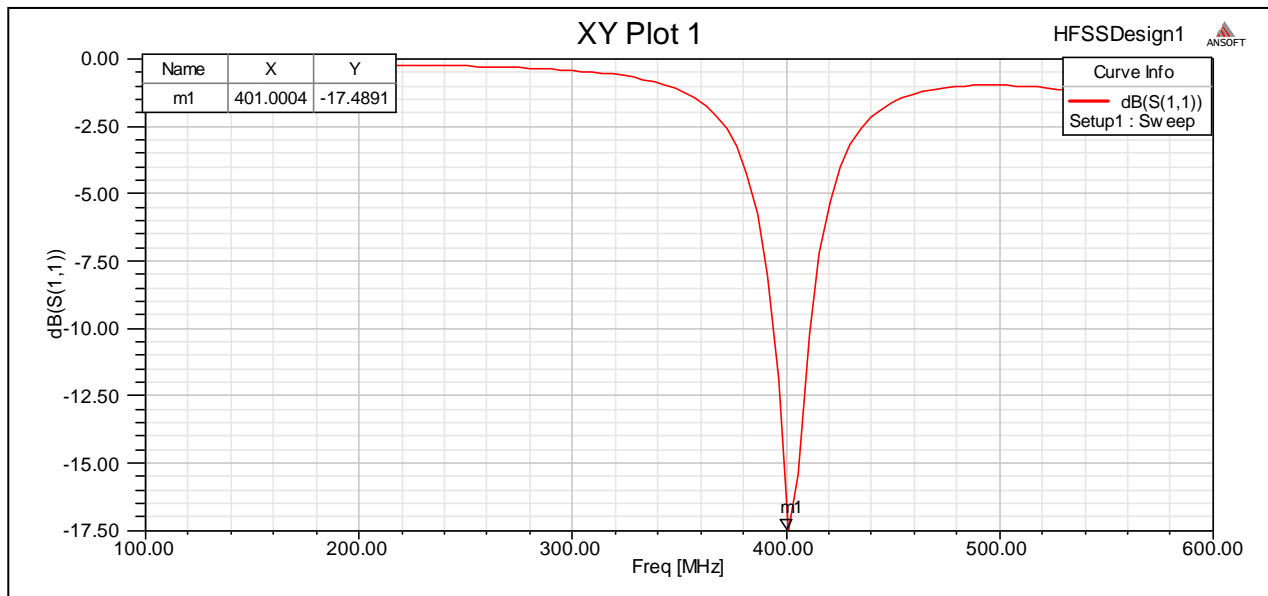


Figure III. 3 : Coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ) de l'antenne PIFA mono-bande à la fréquence 401MHz.

#### III.3.2.2 Diagramme de rayonnement

les diagrammes de rayonnement de l'antenne sont simulés dans les plans du champ électromagnétique (y-z) à la fréquence 401 MHz comme le montre la figure (III.4), On peut observer que l'antenne a un diagramme de rayonnement bidirectionnel dans les deux plans ( $\varphi = 0^\circ$  et  $\varphi = 90^\circ$ ).

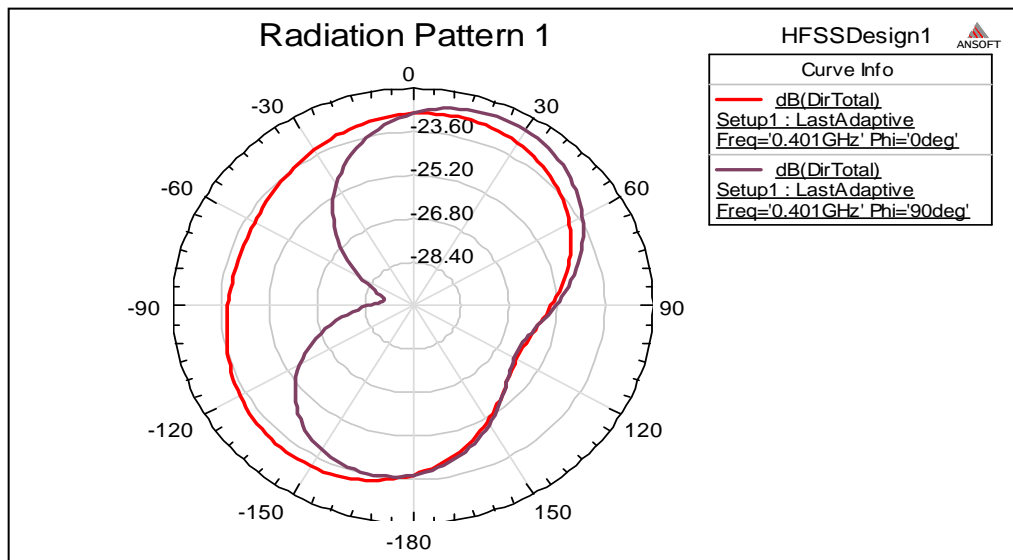


Figure III.4 : Diagrammes de rayonnement de l'antenne PIFA mono-bande en 2D pour  $\phi = 0^\circ$  et  $\phi = 90^\circ$

Le diagramme de gain total simulé de l'antenne implantable PIFA mono-bande à la fréquence de 401 MHz est présenté sur la figure (III.5) . Ce gain atteint une valeur maximale de -28 dB dans la bande Med Radio (401 MHz-406 MHz).

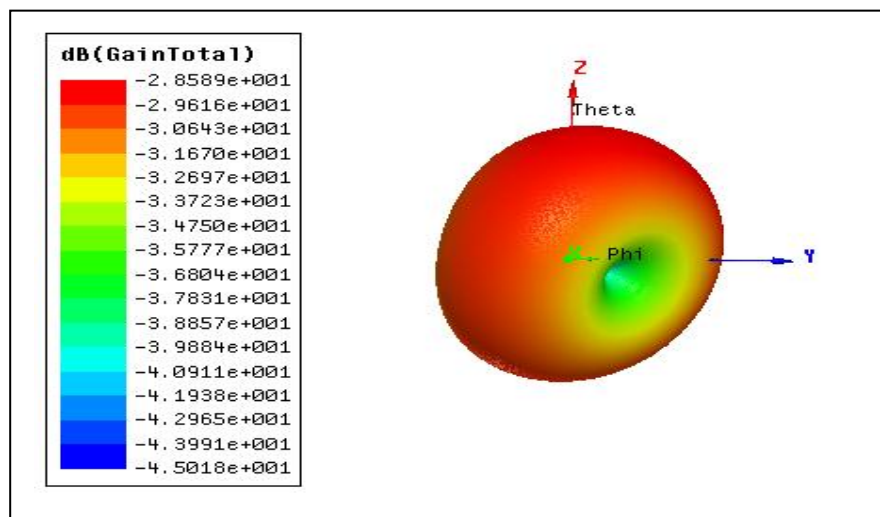


Figure III. 5 : Gain total de l'antenne PIFA mono-bande en 3D

### III.3.2.3 Distribution du courant

La distribution du champ électrique de l'antenne proposée à 401 MHz est illustrée par la figure (III.6). Selon cette figure on remarque que le courant sur le patch a une amplitude maximale près des fentes supérieures et de pin du court-circuit. Alors, on peut conclure que les fentes supérieures jouent un rôle critique sur l'occurrence des performances de l'antenne dans la bande Med Radio.

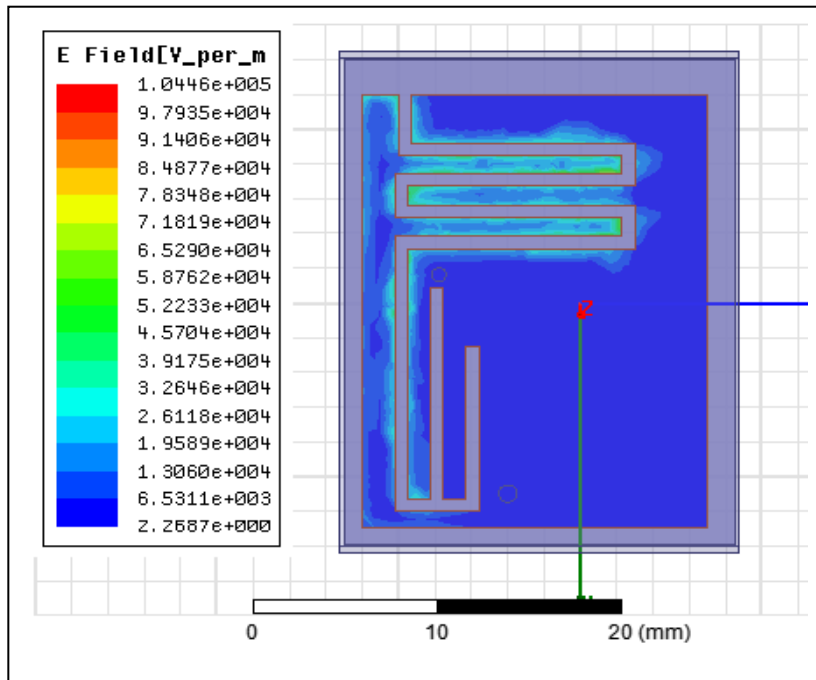


Figure III.6: Distribution du courant pour l'antenne PIFA mono-bande

### III.3.2.4 Impédance d'entrée

La figure (III.7) montre la partie réelle et imaginaire de l'impédance d'entrée simulée de l'antenne PIFA mono-bande dans la bande (Med Radio). Nous pouvons observer à partir de ces courbes que pour la fréquence 401 MHz, l'impédance d'entrée est 48,46Ω .

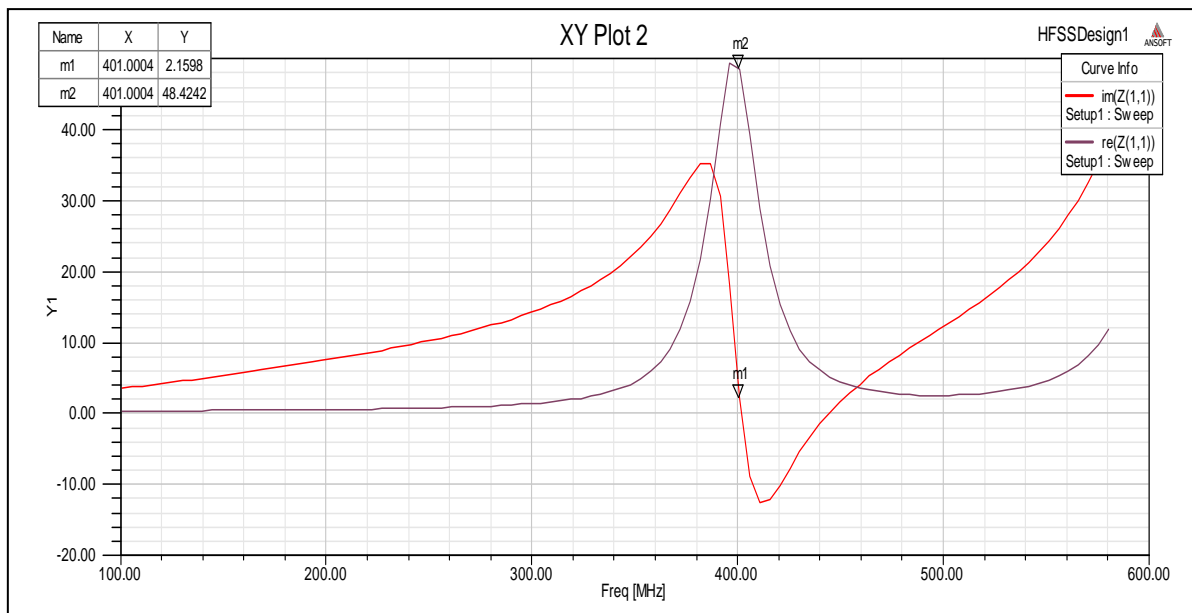


Figure III.7 : Impédance d'entrée d'antenne PIFA mono-bande



III.3.3 Etude paramétrique

L'étude de l'influence des paramètres de l'antenne sur le comportement électromagnétique, consiste à faire varier ces derniers pour essayer de tirer profit des caractéristiques du rayonnement afin de trouver une antenne performante.

III.3.3.1 Effet de la largeur de la fente

Pour faire une bonne optimisation de l'antenne, nous ajustons les paramètres géométriques tels que la largeur des fentes  $L_f$ , comme le montre la figure (III.8).

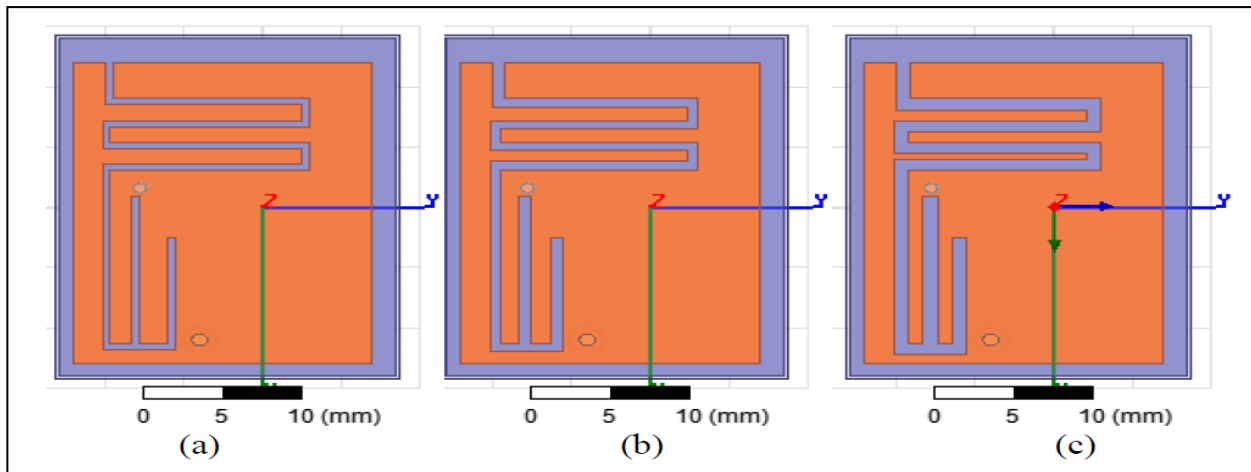


Figure III.8: Géométrie de l'antenne PIFA mono-bande pour les différentes valeurs de la largeur des fentes  $L_f$  : ((a):  $L_f1=0.5\text{mm}$  ; (b):  $L_f2=0.7\text{mm}$  ; (c):  $L_f3=0.9\text{mm}$ )

La figure (III.9) montre l'effet de ( $L_f$ ) sur le coefficient de réflexion  $S_{11}$ . Elle montre que cette largeur influe sur la position du pic de la fréquence de résonance.

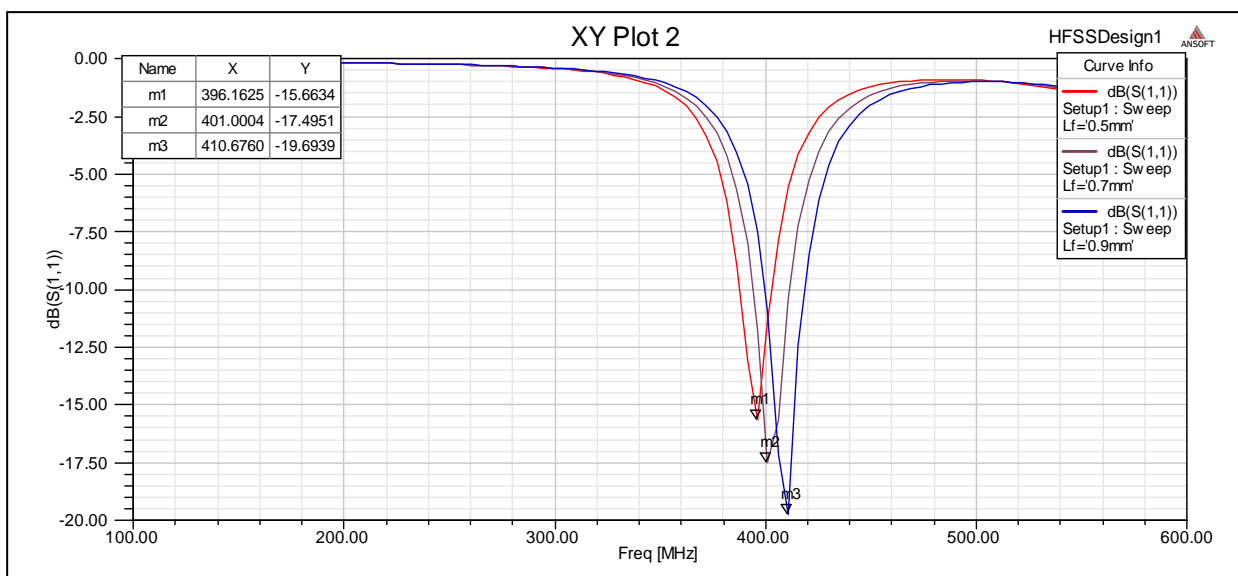
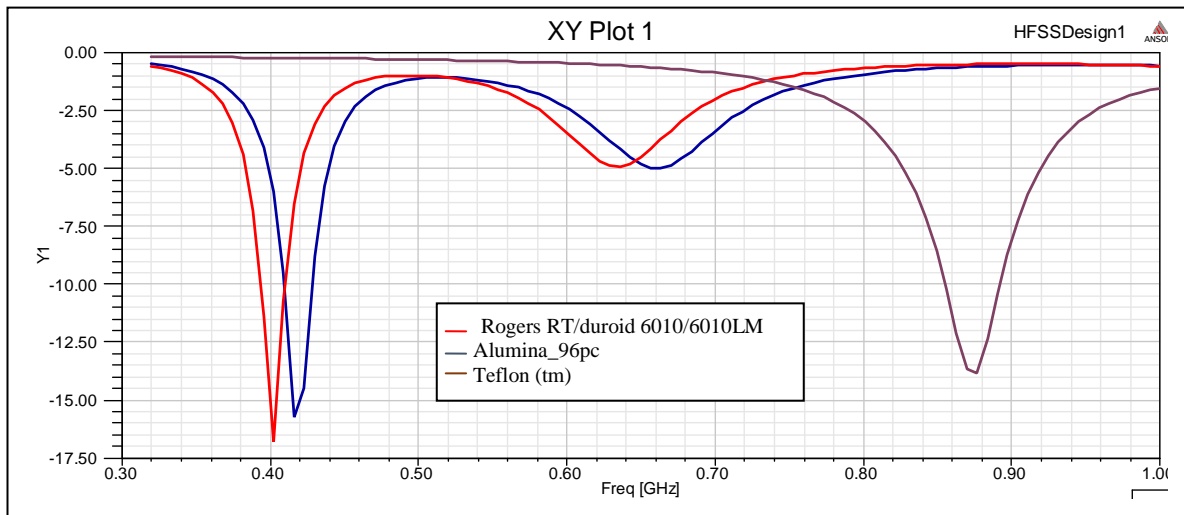


Figure III. 9 : Effet de la largeur des fentes ( $L_f$ ) sur le coefficient de réflexion  $S_{11}$  de l'antenne PIFA mono-bande.

Cette dernière diminue avec la diminution de  $L_f$  et on remarque que les performances de l'antenne sont optimisées pour des fentes de largeur  $L_f = 0.7\text{mm}$ .

**III.3.3.2 Effet du matériau du substrat**

Le choix du matériau du substrat est très important dans la conception de l'antenne du fait qu'il affecte les différentes caractéristiques. Donc pour caractériser l'influence du substrat sur la fréquence de résonance, nous avons tracé les variations du coefficient de réflexion  $S_{11}$  en fonction de la fréquence pour différents type de matériaux comme le montre la figure (III.10) et les résultats obtenus sont également mentionnés dans le tableau (III.2).



**Figure III.10 :** Variations du coefficient de réflexion pour différents matériaux pour l'antenne PIFA mono-bande.

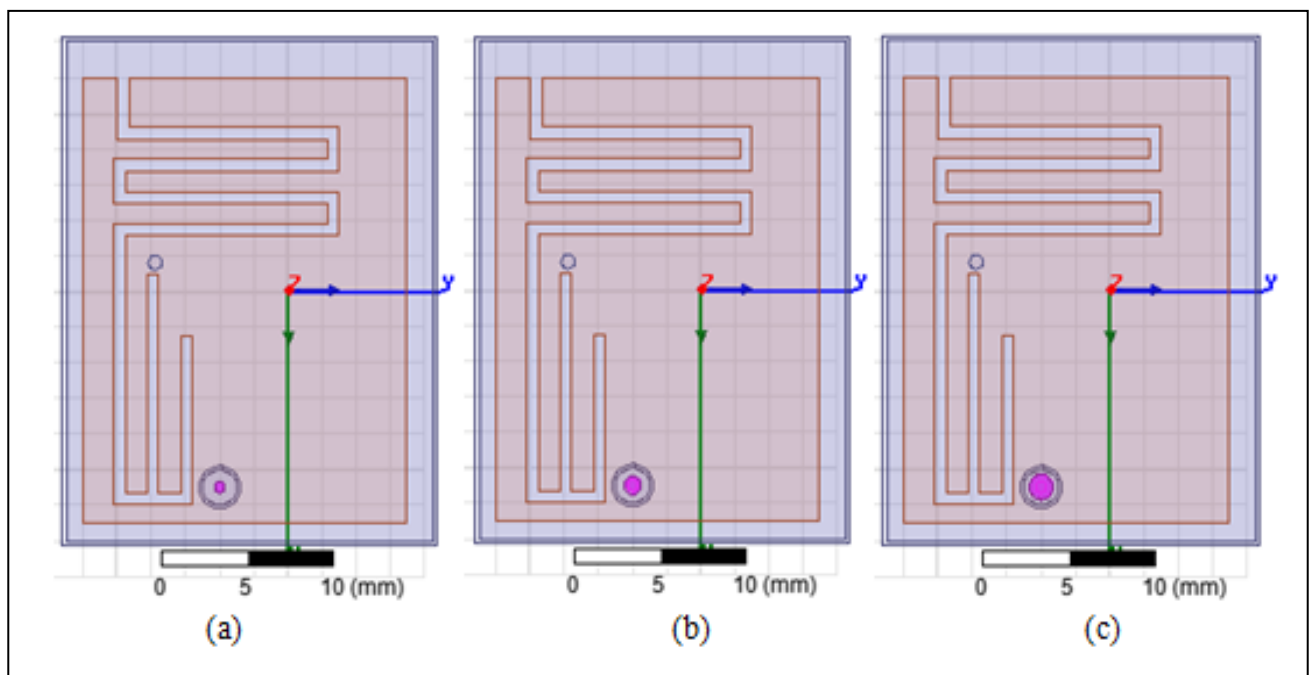
Matériau diélectrique	$\epsilon_r$	Fréquence (MHz)	$ S_{11} $ (dB)
Substrat1- "Teflon "	2.1	869	-13.63
Substrat2- " Alumina 96% "	9.4	416	-15.7
Substrat3- " Rogers RT/duroid 6010 /66010LM (tm) "	10.2	401	-17.48

**Tableau III.2:** Fréquences de résonances de différents substrats utilisés pour l'antenne PIFA mono-bande

Ces résultats montrent clairement que lorsque la constante diélectrique augmente, la fréquence de résonance diminue avec une bonne amélioration de l'adaptation. Par conséquent, le bon choix est fait pour le " Rogers RT/duroid 6010/66010LM (tm) " ( $\epsilon_r = 10,2$ ).

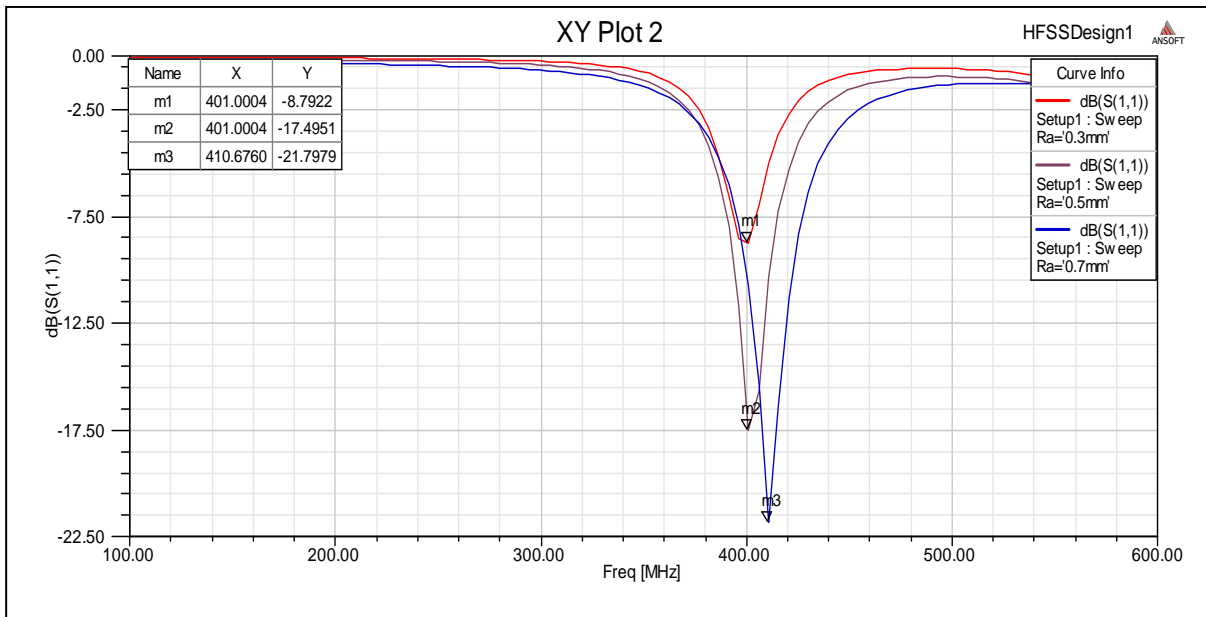
### III.3.3.3 Effet de la largeur de la ligne d'alimentation

La sonde coaxiale assure le couplage de l'énergie avec le patch. De ce fait l'analyse de ses dimensions est importante pour améliorer les performances de l'antenne. Pour cette raison, nous avons varié la largeur de la ligne d'alimentation pour étudier son effet, comme l'illustre la figure (III.11).



**Figure III. 11 :** Géométrie de l'antenne PIFA mono-bande pour les différentes valeurs du rayon de la ligne d'alimentation  $R_a$  : ((a):  $R_{a1}=0.3\text{mm}$  ; (b):  $R_{a2}=0.5\text{mm}$  ; (c):  $R_{a3}=0.7\text{mm}$ )

La figure (III.12) montre les variations du coefficient de réflexion  $S_{11}$  en fonction de la fréquence pour différents rayons ( $R_a$ ) de la ligne d'alimentation.



**Figure III. 12 :** Effet de la largeur du point d'alimentation sur le coefficient de réflexion  $S_{11}$  de l'antenne PIFA mono-bande

En analysant les courbes de la figure (III.12), on peut observer qu'une augmentation de la largeur de la ligne d'alimentation va entraîner une modification et un décalage de la valeur de la fréquence de résonance et son adaptation. Ceci est également indiqué dans le tableau (III.3):

Valeur de rayon de point d'alimentation (mm)	Fréquence (MHz)	S11  (dB)
0.3	401	-8.72
0.5	401	-17.48
0.7	410.67	-21.79

**Tableau III.3:** Fréquences de résonances pour les différentes largeurs du point d'alimentation

### III.4 Antenne PIFA bi-bande

L'antenne planaires en F inversé "PIFA" bi-bande présentée dans cette partie prend en charge à la fois la communication d'informations sans fil et la transmission d'énergie sans fil sur la bande de radiocommunication des dispositifs médicaux (MedRadio, 401-406 MHz) et les bandes industrielles, scientifiques et médicales (ISM , 902-928 MHz).

#### III.4.1 Description de la conception

Nous avons conçu cette antenne à partir d'antenne PIFA mono-bande simulée précédemment, dans le but d'un fonctionnement bi-bande .Elle a été conçue et optimisée sous le logiciel HFSS. Sa structure et sa géométrie sont présentées sur la figure (III.13) ((a)-(b)). L'antenne est réalisée sur un substrat de type Rogers RT/duroidO6010/6010, LM (10tm) de constante diélectrique égale à 10,2 et d'épaisseur de 2.5 m. Elle est alimentée par un câble coaxial.

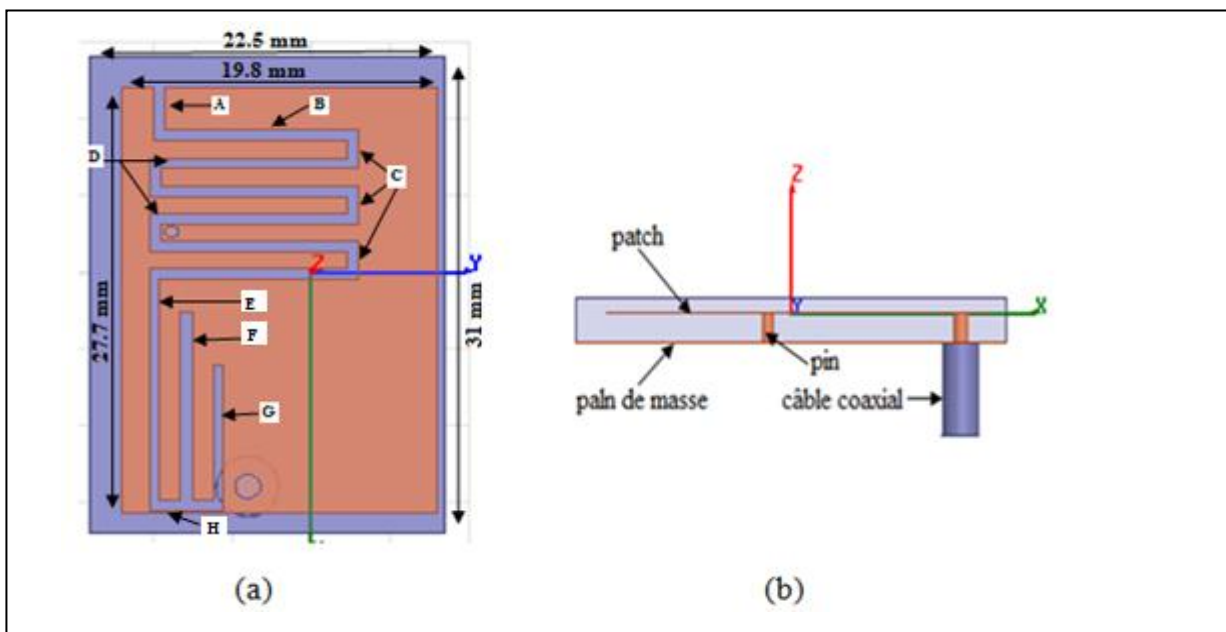


Figure III.13 : Géométrie de l'antenne PIFA bi-bande, (a). Vue de dessus, (b). Vue de côté

Les grandeurs	La longueur (mm)	La largeur (mm)
A	3.5	0.7
B	13	0.7

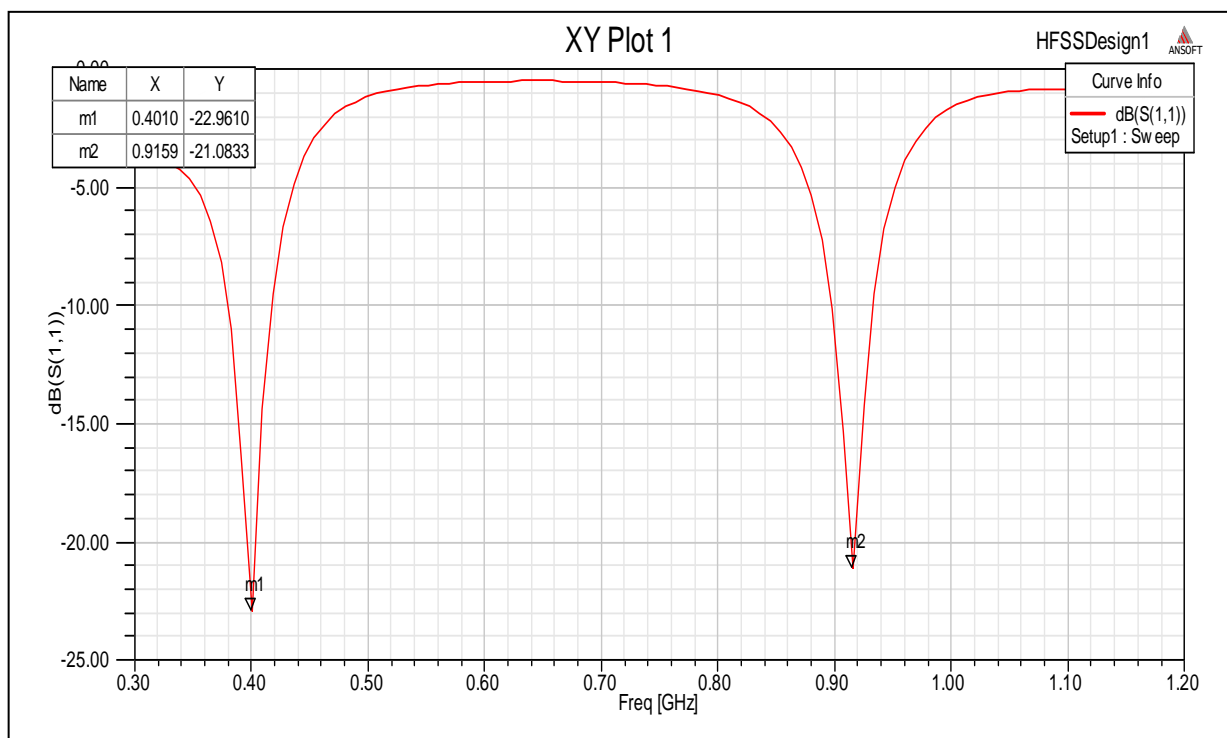
<b>C</b>	1.8	0.7
<b>D</b>	13.2	0.7
<b>E</b>	14.4	0.6
<b>F</b>	12.2	0.862
<b>G</b>	8.8	0.7
<b>H</b>	4.6	0.7

**Tableau III.4:** Paramètres géométriques de l'antenne PIFA-bi bande

### III.4.2 Résultats de simulation

#### III.4.2.1 Coefficient de réflexion

Les résultats des paramètres  $S_{11}$  de l'antenne PIFA bi-bande sont illustrés sur la figure III.13 dans une gamme de fréquence [0.3 -1.2 GHz]. D'après cette figure (III.13), le pic correspond à la fréquence de résonance  $f = 401$  MHz est de l'ordre de  $-22.96$  dB, et celui qui correspond à la fréquence de résonance  $f = 915$  MHz est de l'ordre de  $-21.083$  dB. Ceci confirme les bons résultats obtenus en termes d'adaptation.



**Figure III. 14 :** Coefficient de réflexion  $S_{11}$  de l'antenne PIFA bi-bande.

III.4.2.2 Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement de l'antenne tracé à la fréquence de 401 MHz est représenté par la figure (III.15). On remarque que le diagramme de rayonnement à la fréquence de 401 MHz est bidirectionnel dans les deux plans  $\varphi = 0^\circ$  et  $\varphi = 90^\circ$ .

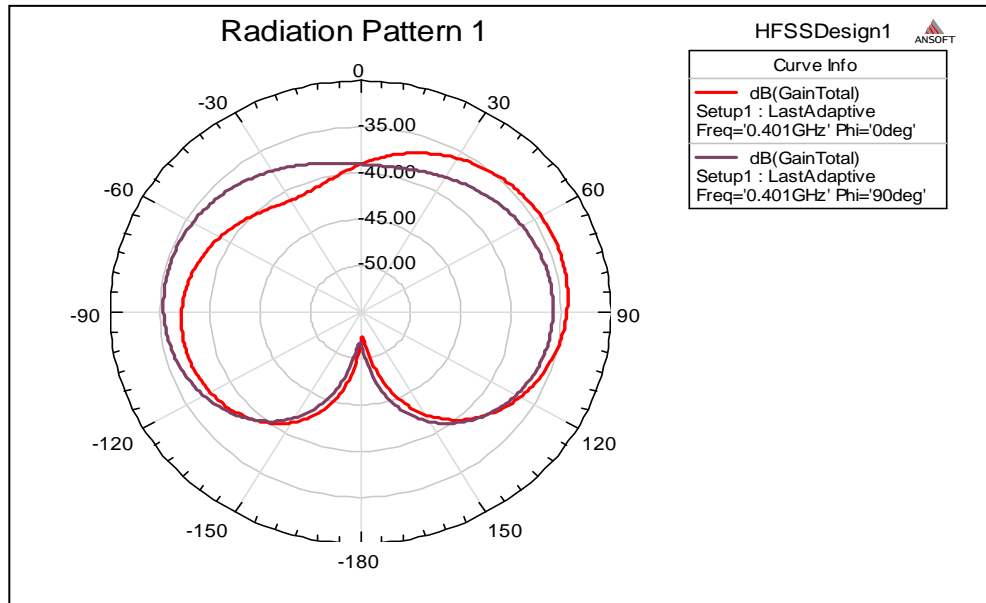


Figure III.15 : Diagramme de rayonnement en 2D de l'antenne PIFA bi-bande à la fréquence de résonance 401 MHz (a)  $\varphi = 90^\circ$ , (b)  $\varphi = 0^\circ$

Le diagramme de rayonnement en 3D pour la fréquence 401 MHz est représenté sur la figure (III.16). Nous constatons que l'antenne a un gain directif pour les différentes fréquences choisies.

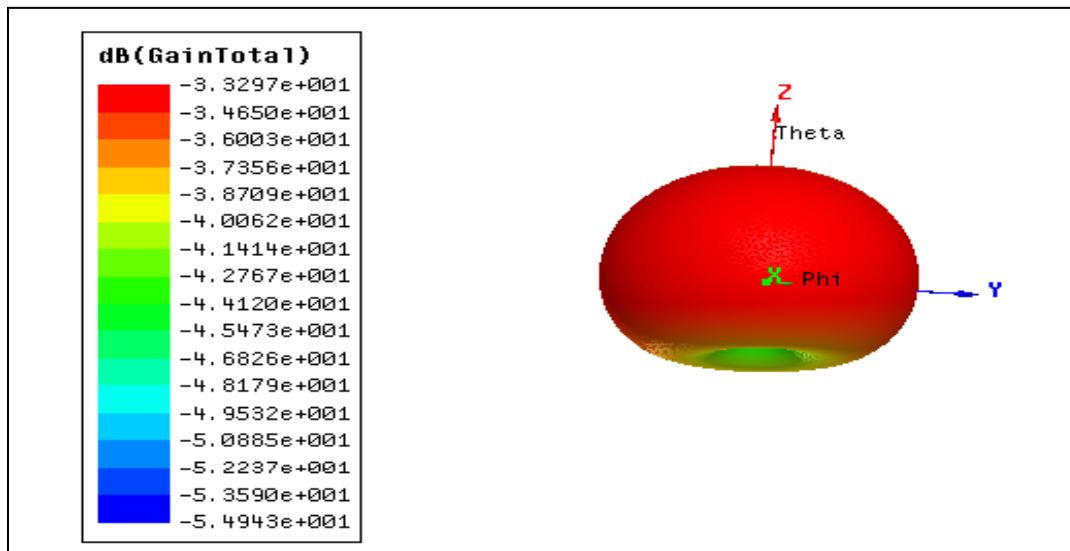


Figure III.16 : Gain total de l'antenne PIFA bi-bande à  $f = 401\text{MHz}$  en 3D

Le diagramme de rayonnement de l'antenne tracé à la fréquence 915 MHz est représenté par la figure (III.17).

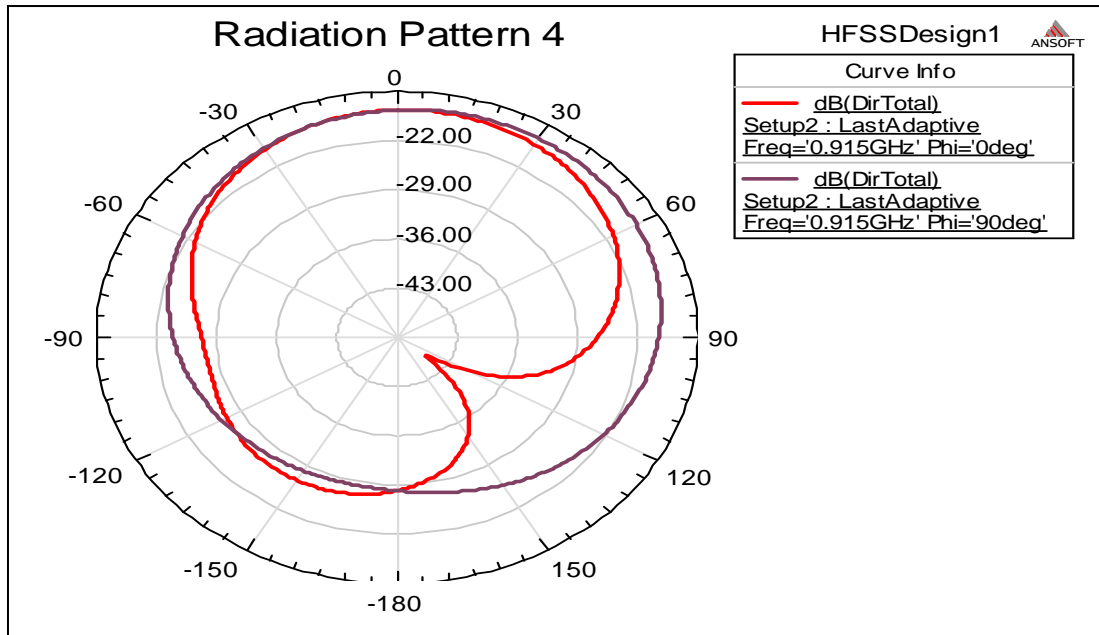


Figure III.17 : Diagramme de rayonnement en 2D de l'antenne PIFA bi-bande à la fréquence de résonance 915 MHz (a) phi=90°, (b) phi=0°

Selon cette figure, on voit clairement que les diagrammes de rayonnement du plan (phi=0°) présentent des caractéristiques presque omnidirectionnelles et que les diagrammes de rayonnement du plan (phi=90°) sont bidirectionnels.

Le diagramme de rayonnement en 3D à la fréquence 915 MHz est illustré sur la figure (III.18).

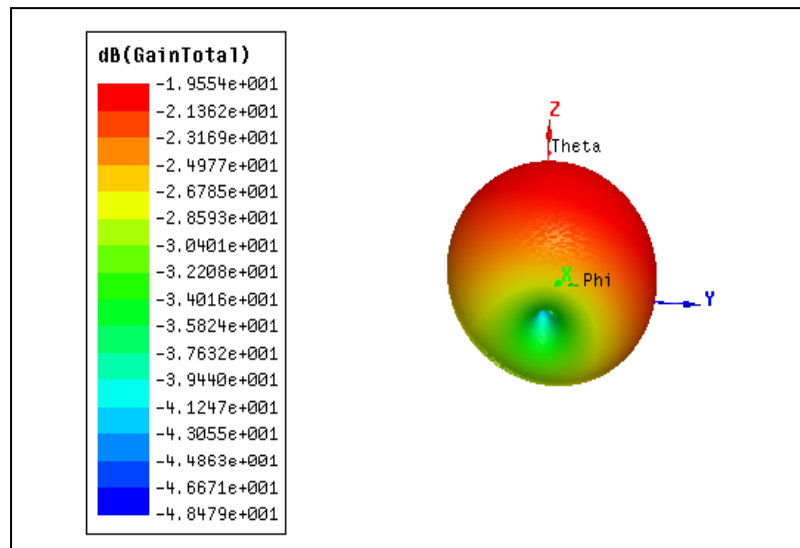


Figure III.18 : Gain total de l'antenne PIFA bi-bande à f=915MHz en 3D



III.4.2.3 Distribution du courant

Le résultat de simulation concernant la distribution du courant sur le patch à la fréquence de résonance (401MHz) est également présenté dans la figure (III.19). Ainsi, on remarque que le courant sur le patch a une amplitude maximale près des fentes et du pin.

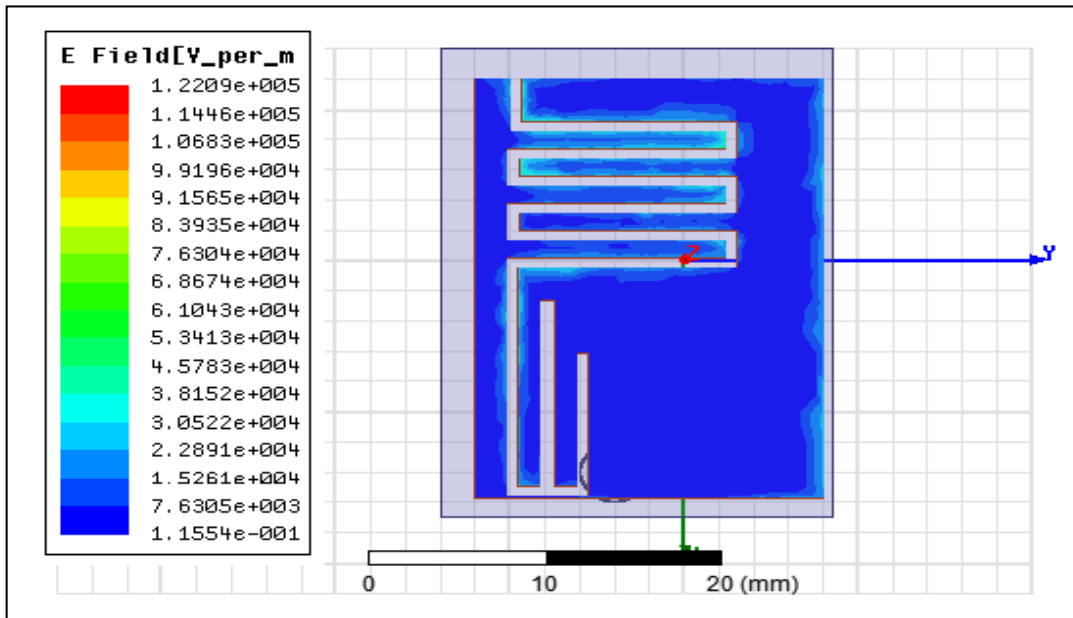


Figure III. 19 : Distribution du courant pour l’antenne bi-bande à f=401 MHz

La distribution du courant sur le patch à la fréquence de résonance (915MHz) est également présentée dans la figure (III.20). On peut voir que le courant sur le patch a une amplitude maximale près des fentes et du pin et aussi près du point d’alimentation.

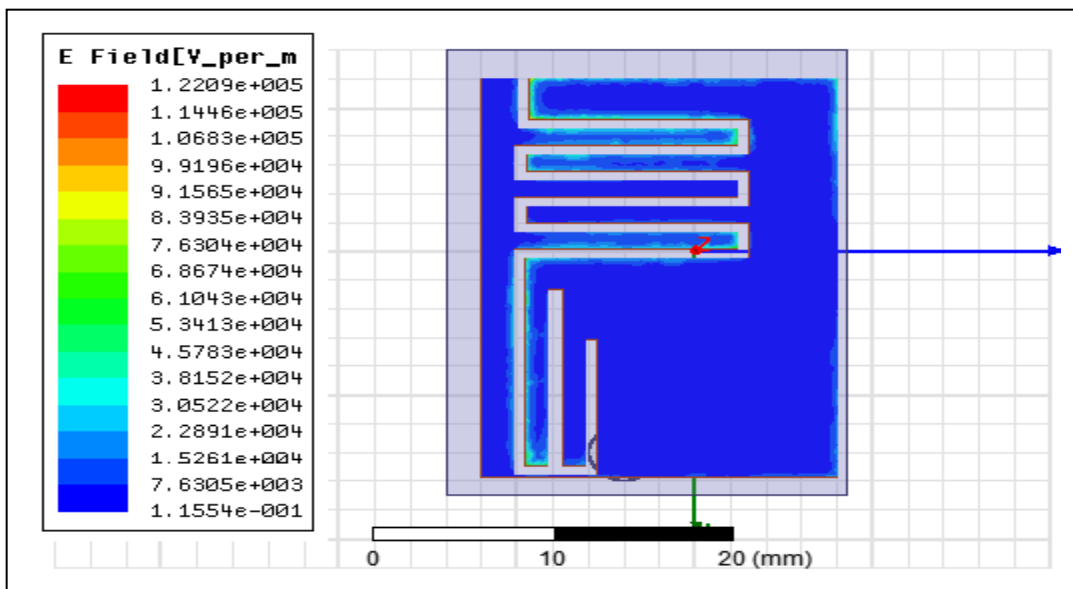
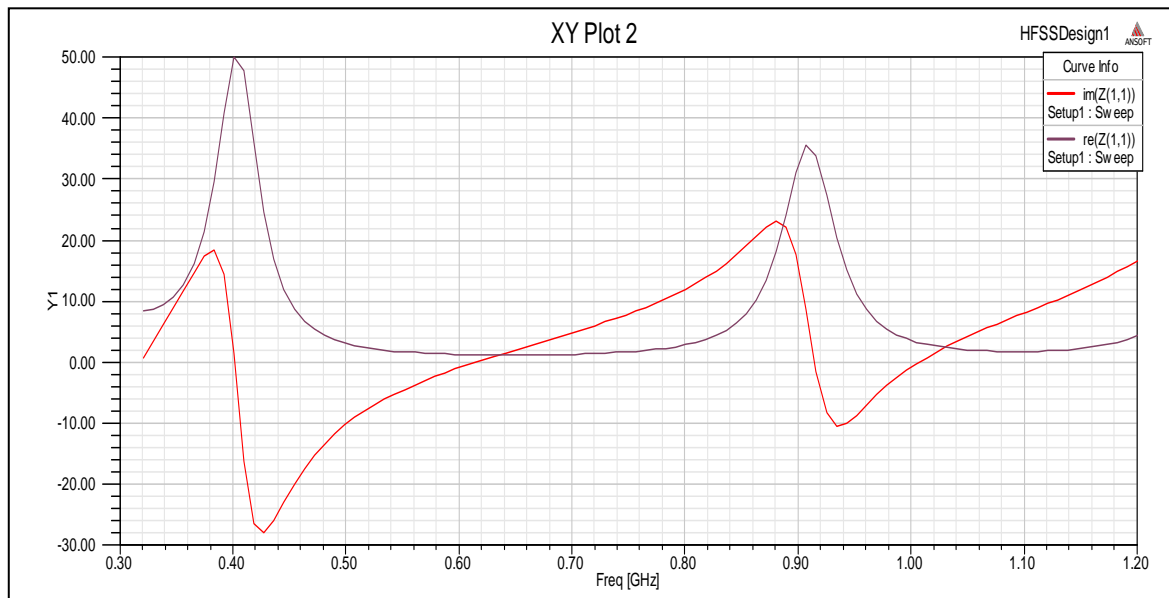


Figure III. 20 : Distribution du courant pour l’antenne bi-bande à f=915 MHz

### III.3.2.4 Impédance d'entrée

La figure (III.21) présente les deux impédances d'entrée de l'antenne avec ses parties réelles et imaginaires pour les deux fréquences de résonance 401MHz et 915MHz. Nous observons que la partie réelle est proche de  $50 \Omega$  et la partie imaginaire est proche de  $0 \Omega$  dans la gamme de fonctionnement de l'antenne.



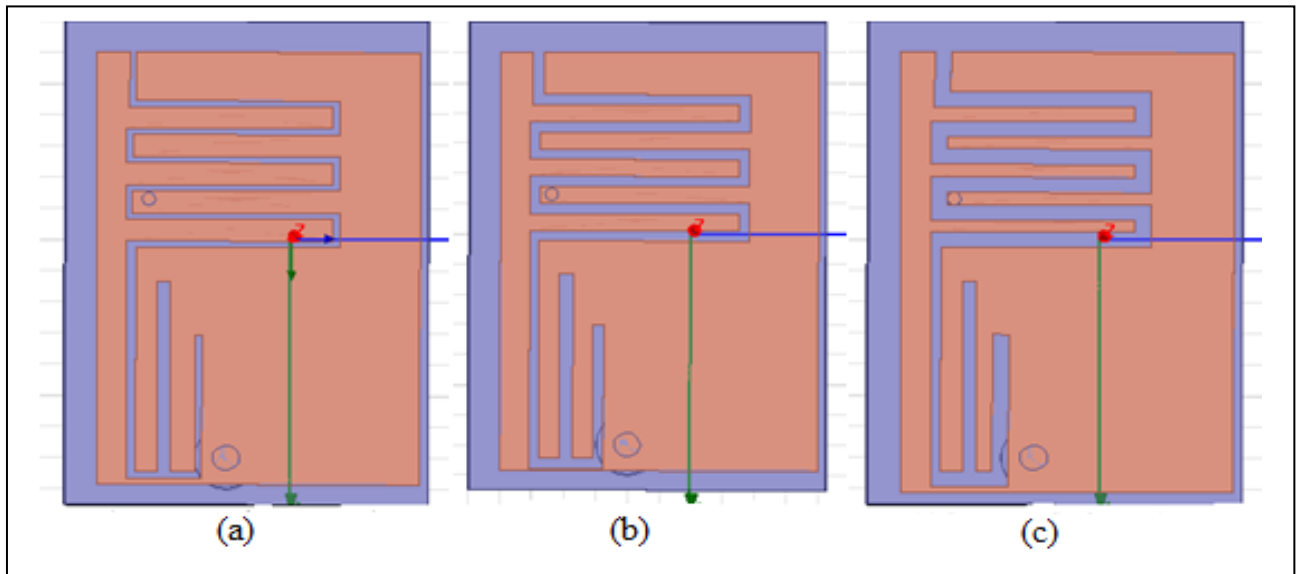
**Figure III.21 :** Impédance d'entrée d'antenne PIFA bi-bande

### III.4.3 Etude paramétrique

A fin de déterminer les performances de notre structure PIFA bi-bande et d'obtenir une miniaturisation complète de sa taille, une étude paramétrique a été entreprise.

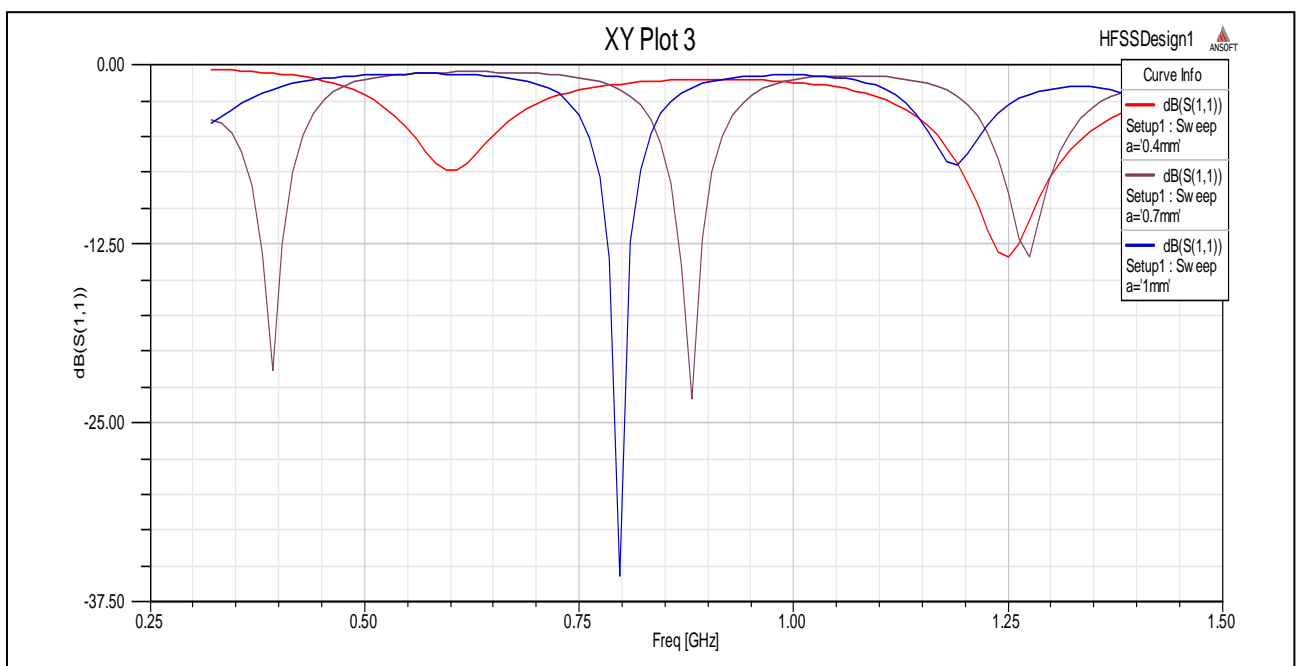
#### III.4.3.1 Effet de la largeur de la fente

Les fentes sont des composants de base de nombreuses antennes, et toute modification de celles-ci, que ce soit en termes de longueur ou de largeur, affecte l'antenne et ses performances correctes. Pour étudier cet effet, nous avons apporté des modifications aux largeurs des fentes tout en gardant les deux dernières fentes (F, G) de la même largeur. Comme s'est indiqué sur la figure (III.22)



**Figure III.22 :** Géométrie de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs de la largeur des fentes  $L_f$  : ((a):  $L_{f1}=0.4\text{mm}$  ; (b):  $L_{f2}=0.7\text{mm}$  ; (c):  $L_{f3}=1\text{mm}$ )

La figure (III.23) montre le coefficient de réflexion pour les trois valeurs de la largeur des fentes. D'après cette figure, on remarque que la modification de cette largeur entraîne un changement de la fréquence de résonance ainsi que l'amplitude du coefficient de réflexion et nous pouvons conclure que plus la largeur des fentes est petite, plus les fréquences de résonance sont basses. Pour obtenir des performances satisfaisantes de cette antenne, la largeur de ses ouvertures précédemment spécifiées doit être de 0,7 mm.



**Figure III.23 :** Coefficient de réflexion  $S_{11}$  de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs de la largeur des fentes  $L_f$ : ((a):  $L_{f1}=0.4\text{mm}$  ; (b):  $L_{f2}=0.7\text{mm}$  ; (c):  $L_{f3}=1\text{mm}$ )

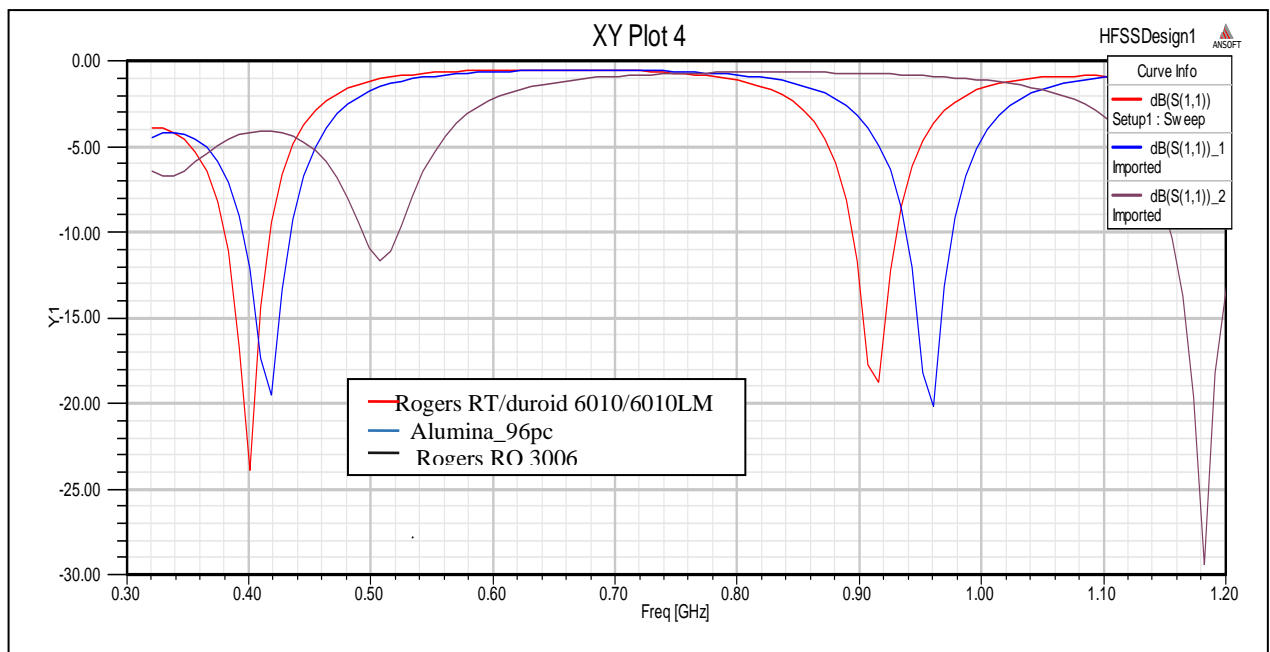
Le tableau (III.5) donne la fréquence de résonance en fonction de la largeur des fentes.

Largeur de fente (mm)	Fréquence de résonance (MHz)
0.4	598-1250
0.7	401-915.9
1	796-1184

**Tableau III.5:** Différentes largeur des fentes d'antenne avec leurs fréquences de résonance pour l'antenne PIFA bi-bande

### III.4.3.2 Effet du matériau du substrat:

Le choix du matériau du substrat est critique dans la conception d'antennes bio-implantables. L'effet de la variation de la permittivité électrique du substrat sur la variation du coefficient  $S_{11}$  est illustré par la figure (III.24).



**Figure III.24:** Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA bi-bande pour différents matériaux

Dans cette étude paramétrique, nous avons changé type de matériaux du substrat, comme on le voit dans la figure (III.24) et les résultats obtenus sont également donnés dans le tableau (III.6).

Le tableau (III.6) donne la fréquence de résonance et le niveau d'adaptation pour les différents matériaux utilisés.

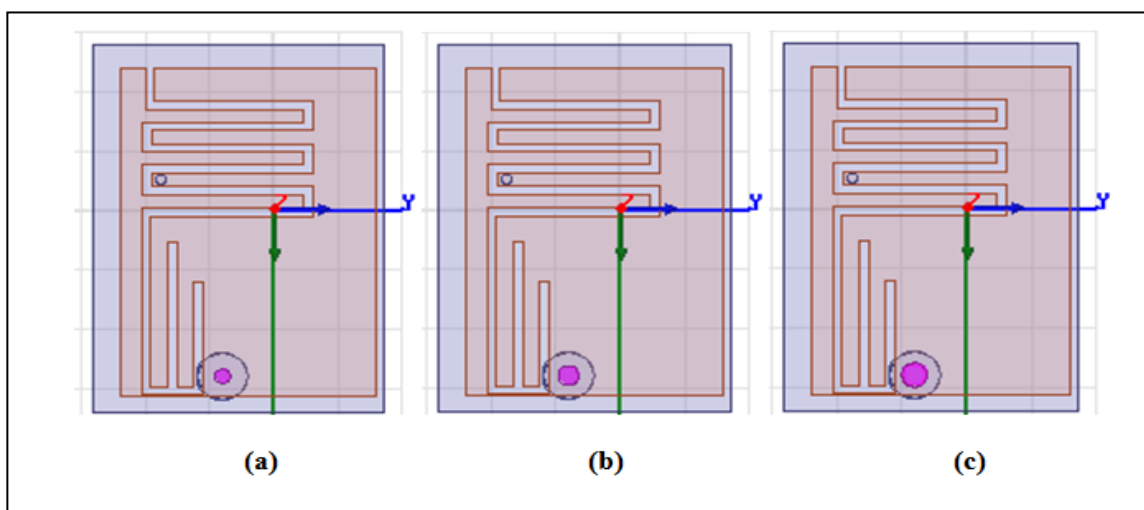
Matériau diélectrique	$\epsilon_r$	Fréquence (MHz)	S11  (dB)
Substrat1- " Rogers RO 3006"	6.15	506-1182	-11.55/-29.16
Substrat2- " Alumina 96% "	9.4	418-957	-19.49/ -20.03
Substrat3- " Rogers RT/duroid 6010 /66010LM (tm)"	10.2	401-915	-23/-19

**Tableau III.6:** Fréquences de résonances de différents substrats pour l'antenne PIFA bi-bande

Selon les résultats obtenus, on peut conclure qu'une permittivité plus élevée entraîne une fréquence de résonance plus basse parce que la longueur d'onde effective est plus courte. Il faut que le choix du matériau du substrat soit adapté au principe de l'antenne, qui dans notre cas fonctionne en deux bandes, il faut donc choisir un substrat approprié pour réaliser les deux bandes.

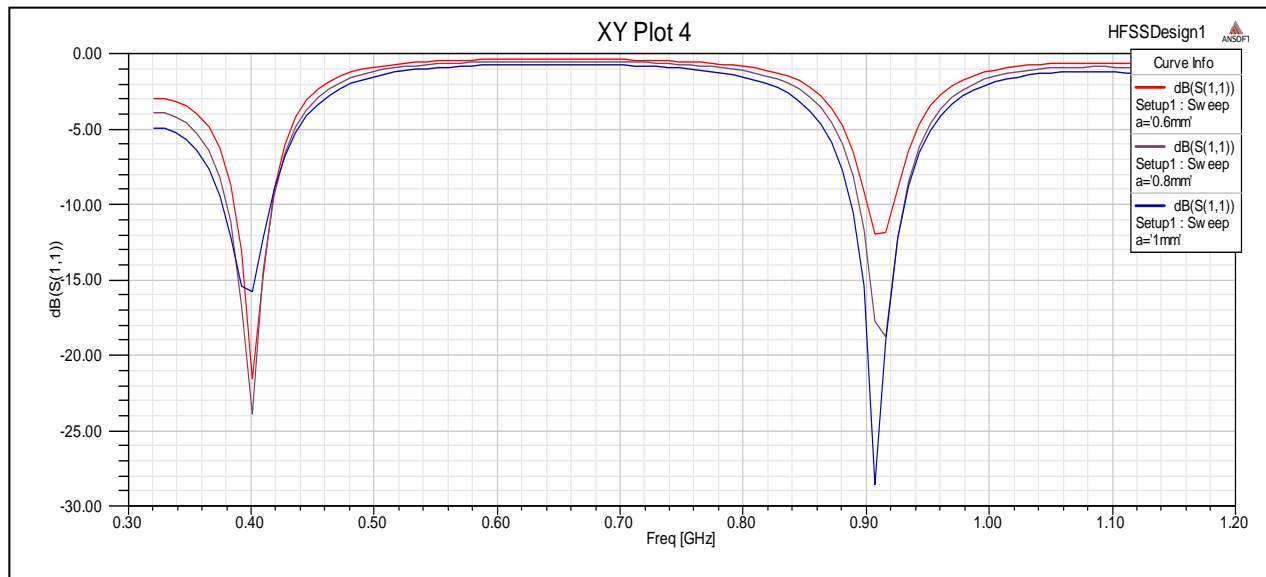
#### III.4.3.3 Effet de la largeur de la ligne d'alimentation

L'antenne est alimentée par un câble coaxial, et largeur de l'alimentation affecte l'adaptation de l'antenne. Dans ce cas, largeur d'alimentation est variée comme illustrer dans la figure (III.25).



**Figure III.25 :** Géométrie de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs du rayon de ligne d'alimentation  $R_a$  : ((a):  $R_{a1}=0.6\text{mm}$  ; (b):  $R_{a2}=0.8\text{mm}$  ; (c):  $R_{a3}=1\text{mm}$ )

La figure (III.26) montre les variations du coefficient de réflexion  $S_{11}$  en fonction de la fréquence pour différents rayons ( $R_a$ ) de la ligne d'alimentation.



**Figure III.26:** Coefficient de réflexion  $S_{11}$  de l'antenne PIFA bi-bande pour les différentes valeurs du rayon de la ligne d'alimentation  $R_a$

La figure (III.26) montre qu'il n'y a pas de différence évidente dans la fréquence de résonance, mais il y a un changement dans l'adaptation du coefficient de réflexion qui devient plus faible lorsque le rayon est plus grand.

### III.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons fait en premier lieu la simulation d'une antenne PIFA mono-bande qui était une structure de base pour concevoir une antenne bi-bande. En second lieu, différentes études ont été menées sur la largeur des fentes, le choix du matériau du substrat ainsi que le rayon du câble coaxiale en vue d'adapter nos structures aux bandes de fréquences souhaitées et de mieux comprendre l'influence des différents paramètres géométriques sur les performances de ces d'antennes en calculant à chaque fois les coefficients de réflexions  $S_{11}$  des antennes en utilisant le logiciel commercial de modélisation électromagnétique Ansoft HFSS.

# *Conclusion générale*

### Conclusion générale

La tendance des dispositifs implantables a commencé dans les années 1960 sous la forme de stimulateurs cardiaques et de pilules avec capacité de détection et émerge avec de nouveaux défis dans les applications biomédicales. Ces dispositifs implantés collectent les informations du patient et fournissent une communication sans fil à la station de base. Le composant de base de ces appareils est une antenne qui fonctionne à bande de fréquence biomédicale. La structure PIFA est un type d'antenne courant pour la conception d'antennes implantables.

Ce travail a pour objectif de caractériser, deux types d'antennes PIFAs, l'une est une antenne PIFA mono-bande et l'autre est une antenne PIFA bi-bande adaptées à des applications biomédicales dans les deux bandes MedRadio (401 - 406) MHz et ISM (902 - 928) MHz par le simulateur HFSS.

Le premier chapitre a présenté, après une brève introduction sur la médecine sans fils, quelques dispositifs médicaux implantables pour la télémétrie médicale et en dernier une caractérisation du model du corps humain.

Le deuxième chapitre est consacré à une présentation de l'antenne PIFA. Après avoir donné sa structure, ses caractéristiques ainsi que ses avantages permettant une large utilisation dans les communications sans fils biomédicales, on a détaillé les techniques de miniaturisation permettant l'intégration de ces antennes sur des dispositifs implantables.

Dans le dernier chapitre on a présenté les résultats de simulations des paramètres des antennes PIFAs mono-bande et bi-bande sous le logiciel HFSS.



## Bibliographie

1. Hatmi, Fatiha El. *Conception d'antennes de communication à travers le corps humain pour le suivi thérapeutique*. Université Paris-Est, : s.n., 2013.
2. F. Crenner, A. Lambert, J.C. Schang, J.F. Grenier. *A telemetric capsule for recording electrical and mechanical activity of the intestine*. Stanford Univ : s.n., 1982.
3. RODES, M. FRANCIS. *CONTRIBUTION A L'ETUDE D'UN SYSTEME DE BIOTELEMESURE INTRACORPORELLE PAR GELULE INGERABLE*. BORDEAUX : s.n., déc 2011.
4. MOULAHCENE, F. *Contribution à la Conception des circuits CMOS pour application médicale*. batna : s.n., 2016.
5. Loumé, Lise. *Implantation du plus petit pacemaker au monde*. [www.sciencesetavenir.fr](http://www.sciencesetavenir.fr). [Online] juin 2014.
6. DARROUZET, Pr Vincent. *Surdit e profonde : les implants cochl aires*. [www.chu-bordeaux.fr](http://www.chu-bordeaux.fr). [Online] mai 2020.
7. <https://www.centerfono.com.br/post/implante-coclear-advanced-bionics>. [Online]
8. Gurveer Kaur, Amandeep Kaur, Gurpreet Kaur Toor, Balwinder S. Dhaliwal and Shyam Sundar Pattnaik. *Antennas for Biomedical Applications*. The Korean Society of Medical & Biological Engineering and Springer : s.n., 4 August 2015.
9. *Modelling the frequency dependence of the dielectric properties to a 4 dispersions spectru*. Gabriel., Sami. ( 1997, November).
10. "LINK BUDGET OF MAGNETIC ANTENNAS FOR INGESTIBLE CAPSULE AT 40 MHz" Marjorie Grzeskowiak, Stéphane Protat and Odile Picon,. hatmi, Fatiha El. s.l. : Progress In Electromagnetics Research, 2013.
11. Pozar, D.M. New York: Wiley : Microwave Engineering, 3rd ed, 2005.
12. C. Chang L. Chen T. Yo et C. Luo F. Huang, C. Lee. *Rectenna application of miniaturized implantable antenna design for triple-band biotelemetry communication* . s.l. : IEEE Trans. Antennas Propag, 2011.
13. HAYAT, L.NAIMA & K.HANANE. *Conception d'antennes implantables larges bandes pour les*. 2019.
14. M, HARBADJI. *thèse de doctorat " Contribution   l'étude d'antennes miniatures multi-bandes "*. 2018.
15. L, Zenkouar & L. Berrich. *Study of the PIFA Antenna for RFID Applications*. <https://www.intechopen.com/>. [Online] 11 5, 2018.

16. NABAOU, D.TAJMOUATI & A. EL. *Multiband Planar Inverted F Antenna (PIFA) for ISM*, Kenitra, Morocco : s.n., 2019, April 24-25.
17. Krishna, K. Rama. *Design and Simulation of Dual Band PIFA For Mobile Handset Applications* . India : International Journal of Antennas, October 2015.
18. B.Nassima. *CONCEPTION DES ANTENNES PIFA MONO-BANDE ET MULTI-BANDES GSM, DCS, PCS, UMTS ET WIFI*. 2013.
19. L, Huitema. *Conception d'antennes miniatures à base de matériaux innovants pour systèmes de communications mobiles*. université de Limoges : s.n., 2011.
20. K.HIRASAWA, M.HANEISHI. *Analysis, Design and Measurement of Small and Low-Profile Antennas. Analysis of Planar Inverted –F Antennas and Antenna Design for Portable Radio Equipment*. Boston : Artech House, 1992.
21. ROSU, IULIAN. YO3DAC/VA3IUL, PIFA-Planar Inverted F Antenna . <http://www.qsl.net/va3iul>. [Online]
22. Niang, Anna. *Antennes miniatures et structures électromagnétiques à circuits non-Foster*. Université Paris Saclay : s.n., 2017.
23. ARAB.T. *Etude des matériaux composites (Titanate oxyde) : application pour la réalisation des substrats d'antennes miniatures*. Nov.2014.
24. Fouad, Benamrane. *Conception d'antenne bi-bande pour un tag RFID*. Maroc : s.n., 2011.
25. R, Cédric. *Antennesquasi-auto-complémentairespourterminaux*. UniversitéNiceSophiaAntipolis : s.n., 2013.
26. S. Zhang, Y. P. Qin, P. U. Mak, S. H. Pun, and M. I. Vai. i, "Real-time medical monitoring system design based on intra-body communication," *Journal of Theoretical and Applied Information Technolog*. MACAO : s.n., 2013.
27. Beach, R. D., R. W. Conlan, M. C. Godwin, and F. Moussy,. "Towards a miniature implantable in vivo telemetry monitoring system dynamically configurable as a potentiostat or galvanostat for two- and three-electrode biosensors" *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Feb 2005.
28. M.S.Ahmad, M.Rahman, K. M. Morshed. "Design and Performance Analysis of a Compact Implantable PIFA Antenna for Biomedical Applications", *Inter Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE)* . Dhaka, Bangladesh : s.n., Sept 2019.
29. H, Schwan. Interaction of microwave and radio frequency radiation with biological . *IEEE Trans, Microw. Theory Tech*. [Online]