

Université Mohamed Boudiaf - M'sila

FACULTE DE TECHNOLOGIE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

Numéro de série.....



Mémoire de fin d'étude

En vue de l'obtention du diplôme de **Master**

Filière : Télécommunication.

Option : Systèmes des télécommunications.

Présentée Par

— BRAKHLIA Asma

— ALMURESI Monia Yahya

THEME

ETUDE ET CONCEPTION D'UNE ANTENNE IMPLANTABLE
DANS LE DOMAINE MEDICAL.

Devant le jury composé de :

KENANE Elhadi	MCB	Université de Msila	Président
DJELLID Asma	MCB	Université de Msila	Encadreur
BENMEDDOUR Fadila	MCA	Université de Msila	Co-Encadreur
CHALABI Izzeddine	MCA	Université de Msila	Examineur

Année Universitaire : 2020/2021

Remerciement

Nous tenons à remercier tout d'abord DIEU, le tout puissant qui nous a donné durant toutes ces années la santé, le courage et la volonté de mener à terme le présent travail.

Présenter ce travail : est une opportunité pour nous de remercier les gens qui par leur présence et leur soutien on fait de cette année un moment de plaisir.

Avant tout, nous remercions chaleureusement et affectueusement notre encadreur **Dr.DJELLID ASMA** de nous avoir guidés durant ce projet de fin d'étude et d'avoir mis à notre disposition toutes les ressources nécessaires à son accomplissement.

Nous exprimons nos sincères remerciements à **Dr. BENMEDDOUR. Fadila** pour avoir accepté de nous aider à superviser nos travaux.

Nous exprimons nos sincères remerciements aux membres de jury : **Dr. CHALABI Izzeddine**, et **Dr. KENANE Elhadi** enseignants au sein du département d'électronique à l'université de Msila, d'avoir accepté d'examiner notre travail.

Nous remercions nos collègues du MASTER, nos compagnons de travail durant cette année. Nous avons traversé des étapes que nous croyons au départ insurmontables, Merci pour votre aide, merci pour votre support.

Aussi, nos remerciements vont également à tous nos enseignants de nous avoir offert l'opportunité unique de vivre cette expérience enrichissante autant sur le plan humain que professionnel.

Enfin, nous exprimons nos remerciements à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Merci à tous

Dédicaces

La principale raison de mon succès est mon grand amour pour ma maman, je voulais tellement la rendre fière de moi toujours qu'elle le mérite.

Je dédie ce modeste travail à :

Ma mère : pour tout l'amour qu'elle m'a montré et pour l'avoir soutenue à chaque instant de ma vie.

Mon père : qui m'a toujours soutenu et fait tout ce qui est en son pouvoir pour m'aider.

Mes frères, Ma sœur : pour leurs encouragements et leurs prières pour moi malgré les distances qui nous séparent.

A ma famille ici en Algérie qui m'a embrassée avec amour, ma grande famille, mes chers amis, collègues et professeurs.

MONIA

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

Mon père : qui m'a toujours soutenu et fait tout ce qui est en son pouvoir pour m'aider.

celle qui m'a donné a la vie, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite j'espère que ce travail soit le fruit de vos sacrifices **Ma mère**.

Mes frères, Ma sœur : pour leurs encouragements et leurs prières pour moi.

Mon mari : pour son amour, et aussi des encouragements et à le comprendre dans les moments difficiles.

Ma belle-famille, mes oncles, les tantes et mes amies pour leurs soutiens. Qu'ils trouvent tous dans mon travail l'expression de ma profonde gratitude.

ASMA

Résumé

Récemment, l'intérêt pour les dispositifs implantables pour la télémétrie biomédicale a augmenté de façon significative. Aujourd'hui, la surveillance du glucose, les pompes à insuline, la stimulation cérébrale profonde et l'endoscopie sont quelques exemples d'applications médicales.

Le dispositif implantable médical est un dispositif électronique localisé chirurgicalement à l'intérieur d'un corps humain ou d'un animal, composé de plusieurs composants tels qu'une batterie, des capteurs et une antenne. Parmi tous ces composants, l'antenne joue le rôle le plus important pour assurer le lien de communication entre l'implant à l'intérieur du corps et le récepteur externe. Les antennes implantables sont utilisées pour assurer une liaison de communication sans fil, car les liaisons filaires sont indésirables du point de vue du confort du patient et du risque d'infection. Notre objectif consiste à la simulation d'une antenne implantable destinée aux applications biomédicales.

Mots clés : Antenne implantable, Télémétrie, MedRadio, ISM, Tissu biologique, Vivo, Vitro.

Table des matières

Table des figures	iii
Liste des tableaux	vi
Introduction générale	1
1 Applications médicales des antennes.	4
1.1 INTRODUCTION	4
1.2 HISTORIQUE	5
1.3 ANTENNE POUR LE DOMAINE BIOMEDICAL	5
1.4 COMMUNICATIONS SANS FIL DANS LES RESEAUX WBAN	7
1.5 SYSTEME DE TELEMETRIE BIOMEDICALE	9
1.5.1 Station de base	9
1.5.2 Canal de propagation	9
1.5.3 Corps humain	10
1.5.4 Isolations	11
1.5.5 Antenne implantable	11
1.5.6 Alimentation	11
1.5.7 Bio-capteurs et bio-actionneurs	11
1.6 PROPRIETES DES TISSUS BIOLOGIQUES	12
1.7 TYPES DES MESURES	13
1.8 DEBIT D'ABSORPTION SPECIFIQUE(SAR)	15
1.9 FREQUENCES DISPONIBLES	16
1.10 CONCLUSION	17

2	Conception de l'antenne PIFA bioimplantable tri-bandes.	18
2.1	INTRODUCTION	18
2.2	ANTENNE PIFA TRI BANDES BIOIMPLANTABLE	19
2.2.1	ETAPE 1.	19
2.2.2	ETAPE 2.	23
2.2.3	ETAPE 3.	25
2.2.4	ETAPE 4.	30
2.2.5	Antenne PIFA implantable tri bandes	35
2.2.6	Description du modèle	35
2.2.7	Résultats de simulation	36
2.3	CONCLUSION	45
3	Simulation de l'antenne tri bandes dans le corps humain	46
3.1	INTRODUCTION	46
3.2	ANTENNE TRI BANDES DANS LA MAIN	47
3.2.1	Coefficient de reflexion	47
3.2.2	Diagramme de rayonnement	48
3.2.3	Rapport SAR	50
3.3	ANTENNE TRI BANDES DANS LA JAMBE	51
3.3.1	Coefficient de reflexion	52
3.3.2	Diagramme de rayonnement	52
3.3.3	Rapport SAR	54
3.4	ANTENNE TRI BANDES DANS LA TETE	55
3.4.1	Coefficient de reflexion	56
3.4.2	Diagramme de rayonnement	56
3.4.3	Rapport SAR	57
3.5	CONCLUSION	59
	Conclusion générale	60

Table des figures

1	Antennes placées dans le corps humain.	2
1.1	Implantation du stimulateur cardiaque dans le torse humain. . . .	6
1.2	Implant rétinien.	6
1.3	Système de soin de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil fonctionnant dans le système WBAN.	8
1.4	Système de télémétrie biomédicale [12].	10
1.5	Permittivité diélectrique de peau, muscle, graisse et os en fonction de la fréquence	14
1.6	Conductivité de peau, muscle, graisse et os en fonction de la fréquence	14
2.1	(a). Vue de dessus. (b). Vue de côté du modèle de l'antenne PIFA implantable à fente.	19
2.2	(a). Coupe transversale. (b). Coupe longitudinale du modèle de tissu à trois couches avec l'emplacement de l'antenne PIFA proposée.	20
2.3	Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA implantable de l'étape 1.	21
2.4	Fréquence de résonance et S_{11} de l'antenne PIFA de l'étape 1 en fonction de la longueur L_1	22
2.5	Fréquence de résonance et S_{11} de l'antenne PIFA de l'étape 1 en fonction de la largeur w_1	22
2.6	Antenne PIFA implantée à fente de l'étape 2.	23
2.7	Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA de l'étape 2.	23
2.8	Fréquence de résonance et S_{11} de l'antenne PIFA de l'étape 2 en fonction de la longueur L_2	24
2.9	Fréquence de résonance et S_{11} de l'antenne PIFA de l'étape 2 en fonction de la largeur w_2	25

2.10	Antenne PIFA implantée à fente de l'étape 3.	25
2.11	Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA implantable de l'étape 3.	26
2.12	Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA implantable de l'étape 3 en fonction de la longueur L_3 dans le trois bandes.	28
2.13	Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA tri bandes de l'étape 3 en fonction de la largeur w_3	30
2.14	Antenne PIFA implantée à fente de l'étape 4.	30
2.15	Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA implantable de l'étape 4.	31
2.16	Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA implantable de l'étape 4 en fonction de la longueur L_9	33
2.17	Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA implantable de l'étape 4 en fonction de la largeur w_9	35
2.18	Antenne PIFA tri bandes implantée.	36
2.19	Coefficient de réflexion S11 de l'antenne PIFA tri bandes dans la bande (a). MedRadio (438 MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz)	38
2.20	Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le tissu biologique dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).	39
2.21	Densité surfacique de courant dans le plan de masse (droite) et le patch (gauche) dans la bande (a).MedRadio, (b) ISM (915 MHz) et (c) ISM (2.45 GHz)	41
2.22	Impédance d'entrée de l'antenne PIFA tri bandes dans la bande (a). MedRadio (438 MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz)	43
2.23	Rapport SAR local sur la face supérieur (la peau) de corps humain pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio, (b) ISM.	44

3.1	(a). Antenne tri bandes implantée dans le modèle de main sous HFSS18.	47
3.2	Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la main.	48
3.3	Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la main dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).	49
3.4	Rapport SAR local sur la face supérieur (la peau) du modèle de la main pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio (438MHz), (b) ISM (915MHz), (c) ISM (2.45GHz).	51
3.5	Antenne PIFA tri bandes implantée dans un modèle d'une jambe.	51
3.6	Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la jambe.	52
3.7	Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la jambe dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).	53
3.8	Rapport SAR local sur la face supérieur (la peau) du modèle de la jambe pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio, (b) ISM.	55
3.9	Antenne PIFA tri bandes implantée dans un modèle d'une tête.	55
3.10	Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la la tête.	56
3.11	Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la jambe dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).	57
3.12	Rapport SAR local sur la face supérieur (la peau) du modèle de la tête pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio, (b) ISM.	59

Liste des tableaux

1.1	Les paramètres $\epsilon_f(\epsilon_\infty)$, $\Delta\epsilon_m$, τ_m et α_m de peau, graisse, muscle et os.	13
2.1	Caractéristiques diélectriques du tissu biologique [6], [7].	20

Introduction générale.

Le domaine des systèmes de communications portables intelligents a connu un développement rapide au cours des dernières décennies donnant lieu à des nouveaux réseaux sans fil tels que les réseaux sans fils de proximité (WPAN) ou les réseaux centrés sur la personne (WBAN) ce qui donne naissance à un large panel d'applications dans divers domaines aussi bien civil que militaire, tels que la surveillance de la santé, le suivi des patients, performances des athlètes, la géo localisation des soldats sur le champ de bataille.

Les applications des radiofréquences (RF) et des micro-ondes dans le domaine de la médecine n'ont cessé d'augmenter ces dernières années. Actuellement, la RF est largement utilisée dans la prévention, le diagnostic et le traitement de diverses maladies, elle joue un rôle majeur dans l'imagerie médicale, les thérapies thermiques et les capteurs à micro-ondes [1, 2].

Le dispositif implantable médical est localisé chirurgicalement à l'intérieur d'un corps vivant. Il est composé de plusieurs composants tels qu'une batterie, des capteurs et une antenne. Parmi tous ces composants, l'antenne joue le rôle le plus important pour assurer le lien de communication entre l'implant et le système externe [3, 4]. Les implants nécessitent une liaison sans fil, car les liaisons filaires sont inconfortables et peuvent causer une infection au patient [4].

L'antenne microruban imprimée sur un substrat isotrope a fait l'objet d'un certain nombre de travaux de recherches durant les dernières décennies, le concept de la structure rayonnante a été étudié la première fois par Deschamps en 1950 [5, 6]. Afin de répondre aux besoins actuels du secteur des télécommunications, les concepteurs ont développé un point important : en développant des dispositifs basés sur des antennes plates (imprimées). Ces antennes présentent des propriétés très intéressantes en termes de poids, d'encombrement, de cout, de simplicité de fabrication et surtout elles peuvent être implantées sur tout type d'appareil.

L'industrie des télécommunication est très concernée par la miniaturisation des circuits et des composants électroniques, cette tension est particulièrement focalisée sur l'antenne qui est généralement l'un des éléments essentiels du système.

Une technique de miniaturisation de l'antenne est appliquée à l'antenne patch par l'implémentation d'un pin de court circuit entre le patch et le plan de masse, formant l'antenne planaire F inversée du fait qu'une coupe transversale sur celle ci forme une lettre F inversée. la première utilisation de ce type d'antenne est en 1987 [7].

Quelle que soit la bande de fréquence employée, la miniaturisation et l'effet du milieu à pertes (corps humain ou animal) sont les principales difficultés de la conception d'antennes pour les dispositifs de communication bio implantables [8].

Les antennes médicales ont deux domaines d'applications principales : thérapeutiques et diagnostic. Dans les applications thérapeutiques, l'antenne est encastrée dans le corps humain ou en contact direct avec la peau. Cependant, dans l'application de diagnostic, elle est complètement à l'extérieur du corps (en contact direct ou portable) [9].

Les dispositifs implantables peuvent détecter des signaux vitaux tels que la température, la pression artérielle, etc. dans le corps humain et les transmettre à un appareil externe (une communication inverse est également possible). Un exemple de ces applications est montré dans la figure ci dessous :

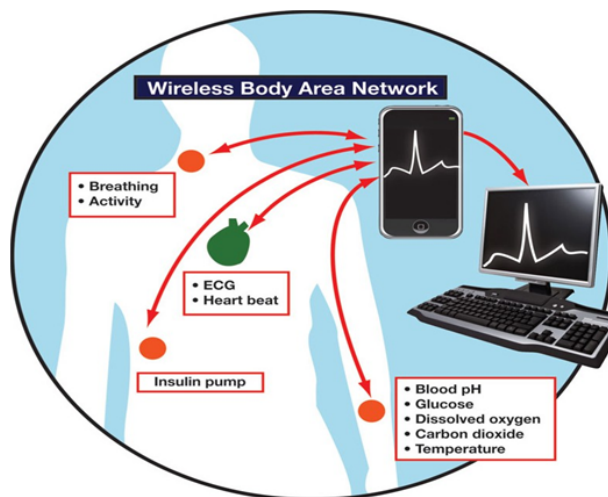


FIGURE 1 – Antennes placées dans le corps humain.

On s'intéresse dans ce travail par les antennes implantables destinées à la biotélémétrie. On présente dans ce mémoire de fin d'étude, une antenne implantable tri bandes de type PIFA, placée dans le corps humain, elle présente un comportement tri bandes dans la bande de fréquences de : la télémétrie de données sans fil et l'opération de transmission de puissance dans la bande du service de radiocommunications des dispositifs médicaux (MedRadio, 438 – 444 MHz) et la transmission de puissance (Industrial, Scientific and Medical ; ISM) dans la bande 902.8 – 928 MHz et 2.4 - 2.5 GHz. Le choix de l'antenne PIFA est justifié par ses hautes performances telles que sa petite taille et sa structure simple.

Le manuscrit après l'introduction générale est organisé comme suit :

Chapitre 1 : Pour mieux comprendre les besoins actuels des applications de télémétrie, dans le premier chapitre, nous allons commencer par présenter quelques notions sur les réseaux corporels sans fil (WBAN : Wireless Body Area Network) et ses applications et les types d'antennes utilisées dans ce système, le système de télémétrie biomédicale (RF télémétri), les propriétés des tissus biologiques et les fréquences disponibles pour les applications biomédicales.

Chapitre 2 : est consacré à la conception d'une antenne PIFA tri bandes implantée dans un modèle de tissu biologique multicouches qui couvre les trois bandes : MedRadio (438MHz), ISM (915 MHz) et ISM (2.45 GHz), les performances principales de notre antenne : fréquence de résonance, diagramme de rayonnement, distribution de courant électrique et le rapport SAR sont présentés. Et aussi, une étude paramétrique est faite pour mieux comprendre le comportement de notre antenne.

Chapitre 3 : dans ce chapitre, on présente les performances de l'antenne PIFA tri bandes dans un modèle du corps humain. Trois modèles du corps : la main, la jambe et la tête sont utilisés comme un milieu d'implantation de notre antenne. Les différentes performances de l'antenne sont présentées et comparées avec les résultats de simulation du chapitre 2.

Enfin, ce manuscrit se termine par une conclusion et des perspectives pour des études futures.

Chapitre 1

Applications médicales des antennes.

1.1 INTRODUCTION

Les systèmes de transmission sans fil sont de plus en plus employés dans les applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain dans les diagnostics médicaux et les suivi thérapeutiques pour diverse applications . Les dispositifs implantables ont été démontrés pour la première fois par l'introduction des stimulateurs cardiaques au début des années 1960s [10].

L'implant médical nécessite une antenne miniature pour une communication sans fil qui assure le confort de patient. Récemment, L'antenne PIFA présente une grande plage d'utilisation pour les applications médicales du fait qu'elle est de taille réduite [11], [12].

Dans ce chapitre, nous présentons un bref aperçu de l'histoire des antennes biomédicales et quelques concepts dans les applications médicales des radiofréquences et des micro-ondes. Un réseau corporel sans fil (WBAN) est discuté avec ses applications et les types d'antennes utilisées dans ce système. Ensuite, nous discutons des types de mesures et des techniques de miniaturisation, et enfin les bandes de fréquences disponibles pour le domaine médical.

1.2 HISTORIQUE

A la fin de 19ième siècle, les ondes électromagnétiques ont commencé leur chemin sous la forme de rayons X à des fins médicales. Depuis, les ondes EM émergent avec de nouveaux défis dans le domaine médical. Les ondes électromagnétiques apportent des contributions majeures à la bio télémétrie, à la thérapie biomédicale et au diagnostic [13, 14].

Récemment, l'intérêt pour les dispositifs implantables pour des applications biomédicales telles que le traitement du cancer par hyperthermie, la surveillance des soins de santé s'est considérablement accru.

Des signaux de radiofréquence (RF) ont été utilisés pour le diagnostic et la thérapie [15]. Il y a des décennies où les systèmes implantables pour les applications biomédicales sont devenus un nouveau sujet de recherche, car la technologie de communication sans fil permet une surveillance continue de l'état physiologique dans le corps commodément sans procédures fastidieuses [16].

Pour réaliser la communication bidirectionnelle avec équipements externes, les antennes implantables jouent un rôle essentiel dans la traduction à la fois des données et de la puissance de ces systèmes biomédicaux.

1.3 ANTENNE POUR LE DOMAINE BIOMEDICAL

Les dispositifs implantables (figure 1.1, 1.2) peuvent détecter des signaux biologiques tels que la température, la pression artérielle,... etc à l'intérieur du corp humain et les transmettre à un dispositif externe. Le dispositif externe est placé : soit à proximité immédiate du corps humain (dans la région du champ proche de l'antenne), soit à une distance de quelques mètre (dans la région du champ lointain de l'antenne).

Les informations reçues par le dispositif externe sont traitées par des unités de surveillance et des experts médicaux qui traitent le patient en conséquence. cela permet à certaines maladies, comme le cancer ou le diabète, d'être diagnostiquées à leurs tout premiers stades, tandis que des cas médicaux critiques, telles que les crises cardiaques ou les accidents vasculaires cérébraux peuvent être évitées. Ceci est également très utile pour les maladies qui nécessitent la surveillance de plusieurs paramètres biophysiques tels que le glucose et le taux de sucre dans le

sang.

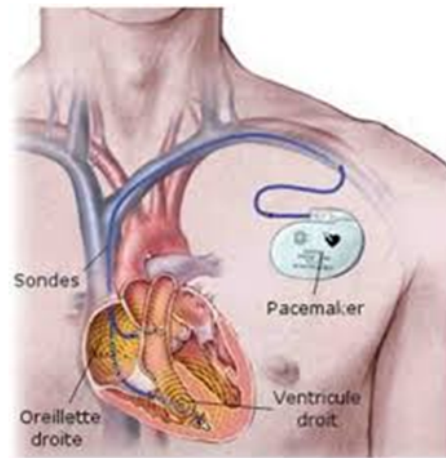


FIGURE 1.1 – Implantation du stimulateur cardiaque dans le torse humain.

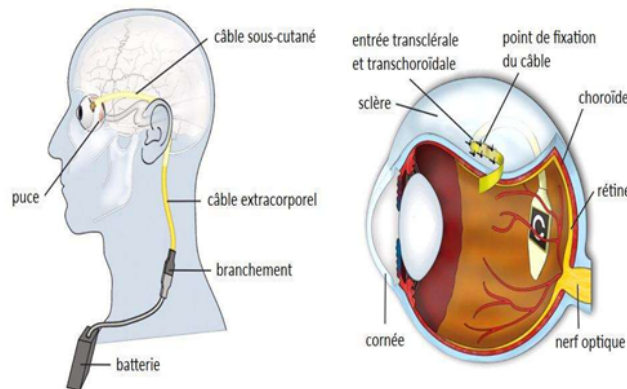


FIGURE 1.2 – Implant rétinien.

De nombreux personnes à travers le monde acceptent et dépendent désormais de tels dispositifs implantables pour améliorer les conditions de leur vie quotidienne. Ces appareils sans fil permettent de surveiller les signaux depuis la maison ou du lieu de travail. Cela permet aux médecins de surveiller les patients en temps réel sans jamais avoir besoin que le patient se rende physiquement à l'hôpital. Le transfert immédiat des données médicales au médecin peut être réalisé, qui a maintenant un accès rapide aux données de diagnostic et peut donc donner des rapports dans les plus brefs délais. Les patients qui ont généralement besoin

de visites fréquentes à l'hôpital peuvent profiter de tels dispositifs implantables, car, dans ce cadre, le médecin surveille le patient en temps réel depuis l'hôpital.

De nos jours, les appareils de télémétrie RF tels que les moniteurs de températures [17], les stimulateurs cardiaques et les défibrillateurs cardioverter[18], les stimulateurs électriques fonctionnels [19], les capteurs de glycémie[20], les implants cochléaires et rétiniens [21, 22] sont déjà au service des patients.

1.4 COMMUNICATIONS SANS FIL DANS LES RESEAUX WBAN

Les applications biomédicales utilisant les ondes électromagnétiques nécessitent l'implantation d'antennes à l'intérieur du corps humain. Le dispositif implanté à l'intérieur du corps humain vise à collecter les informations du patient et à les envoyer à une station de base via une communication sans fil.

Les antennes implantables à l'intérieur du corps humain ont deux types d'applications biomédicales : la biotélémétrie et la thérapie biomédicale. La biotélémétrie peut établir un lien de communication sans fil entre le corps humain et l'environnement extérieur. La thérapie biomédicale et le diagnostic comprennent le traitement des maladies et la surveillance de divers paramètres physiologiques. Ces applications réduisent les coûts de soins de santé en réduisant la période d'hospitalisation du patient.

Les réseaux de capteurs corporels sans fil (Wireless Body Area Network (WBAN)) illustré dans la figure 1.3 est le système de surveillance des soins de santé qui utilise un dispositif implantable à l'intérieur du corps humain. Ce système permet un suivi médical à domicile du patient.

Parmi tous les composants nécessaires aux applications de télémétrie implantées, l'antenne joue un rôle clé pour obtenir des liaisons de communication robustes et la miniaturisation de l'ensemble du dispositif est fortement nécessaire.

La conception d'un système WBAN nécessite des connaissances sur plusieurs aspects EM tels que : la conception et la théorie des antennes, la propagation du champ EM dans les matières avec pertes, la science des matériaux et de la biologie [23] et la sécurité et la confidentialité [24].

On distingue trois types d'antennes selon le type d'application et le mode de fonctionnement :

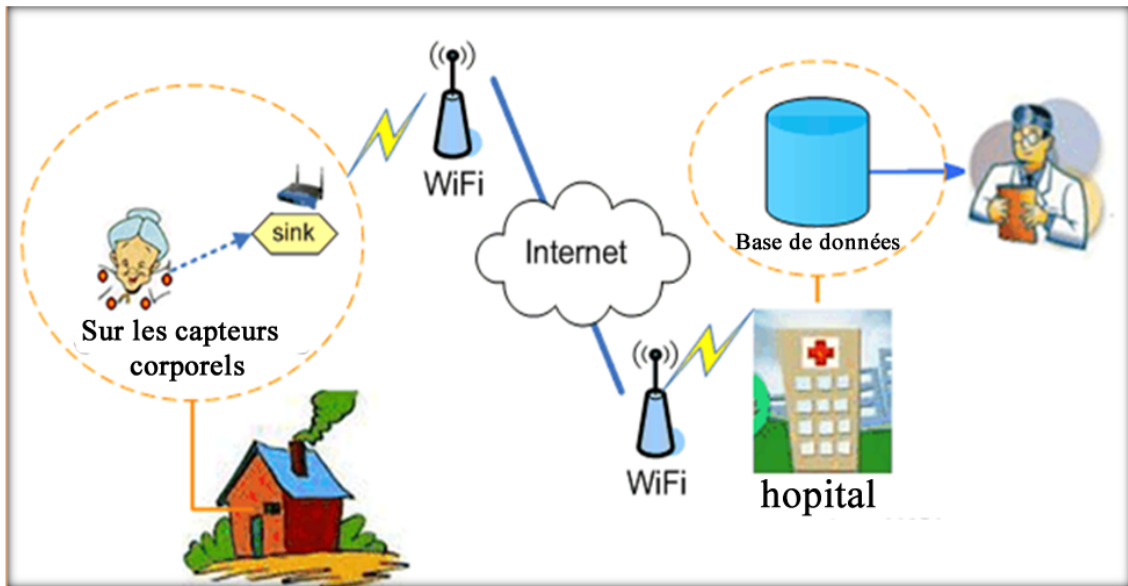


FIGURE 1.3 – Système de soin de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil fonctionnant dans le système WBAN.

- **Antenne In-Body** : Ce sont des antennes rayonnantes à l'intérieur du corps humain. Elles peuvent être soit implantées sous la peau (implants) ou prises par voie orale sous forme d'un système embarqué de capteurs condensés dans des capsules bien isolées. Les communications dans le corps décrivent des liens et des relais qui échangent des données entre les dispositifs implantés et les nœuds sur le corps [25].
- **Antennes On-Body** : Ce type d'antenne est installé sur le corps. La communication sur le corps échange des données entre des appareils montés sur le corps qui communiquent sans fil, Un compteur de pas, par exemple, utilise une antenne On-body pour communiquer avec une montre intelligente [25].
- **Antenne Off-Body** : Les antennes Off-Body sont des antennes rayonnantes vers l'extérieur du corps humain. La communication hors du corps décrit les liaisons sans fil entre les appareils sur le corps et les unités de base ou les unités mobiles situées dans des environnements ambiants [25].

1.5 SYSTEME DE TELEMETRIE BIOMEDICALE

La télémétrie est une technologie qui permet de surveiller les données acquises à un endroit et de les afficher à un autre. Le mot télémétrie est formé de la combinaison de deux mots grecs : télé signifiant distance et métron signifiant mesure. Son utilisation n'est pas unique à la communauté médicale. Pendant des décennies, les applications de la télémétrie allaient de l'agriculture (capteurs d'humidité du sol) aux fusées (surveillance des paramètres de vol) et au-delà en mesurant à distance le rayonnement dans des zones inaccessibles ou hostiles à l'homme. Les premiers systèmes de télémétrie utilisaient des fils, tels que des lignes téléphoniques, ou infrarouge (un faisceau point à point). Aujourd'hui, la plupart des télémétries, y compris la télémétrie médicale, sont sans fil et utilisent un certain type d'émetteur de radiofréquence (antennes).

L'objectif principal d'un système de surveillance des soins de santé (healthcare monitoring) avec un dispositif implantable sans fil, est de fournir des informations faibles de l'intérieur du corps humain à une station de base externe. Le système de télémétrie biomédicale contient un ensemble d'éléments :

1.5.1 Station de base

Cela dépend de l'application de l'antenne implantée (diagnostic, surveillance ... etc.), il s'agit généralement d'un PC équipé de petits sous-systèmes :

- Une antenne de réception adaptée à l'antenne dans le corps humain en terme de fréquence et de polarisation connectée avec un connecteur au système de collecte de données [26].
- Un contrôleur pour piloter l'ensemble du système et stocker les mesures [26].
- ZL70102 (Zarlink) permet à l'implant pour basculer entre les modes de sommeil et de réveil. L'émetteur-récepteur reste en mode veille avec une faible consommation électrique jusqu'à ce qu'un signal de réveil est détecté [27].

1.5.2 Canal de propagation

Le corps humain n'est pas un moyen idéal pour la transmission des ondes radiofréquences. Il s'agit d'un milieu partiellement conducteur constitué de matériaux

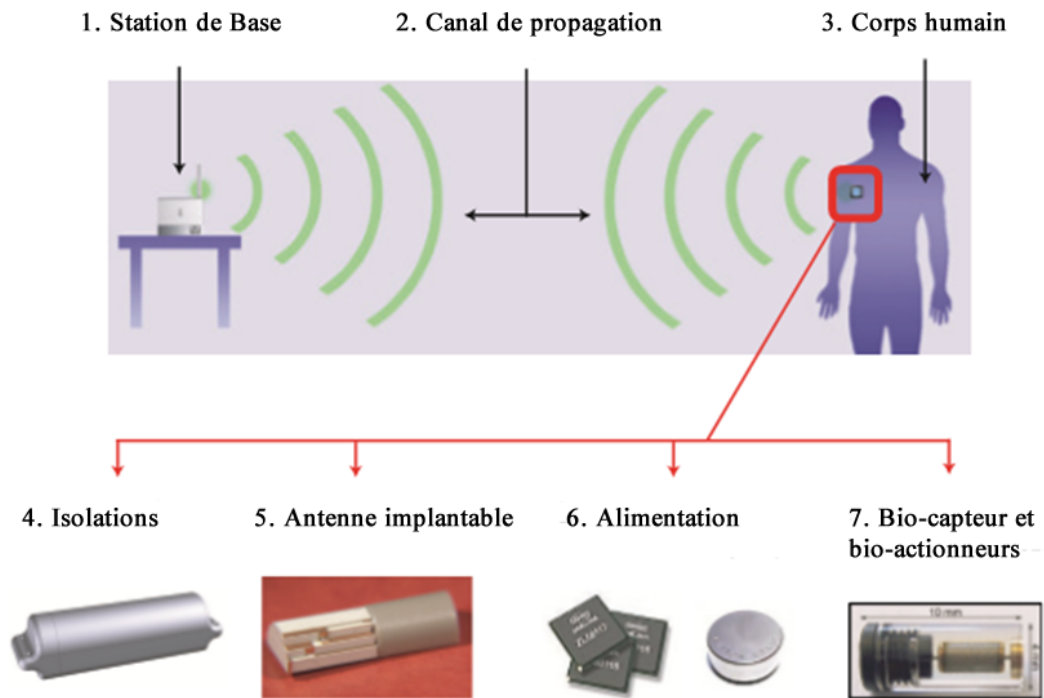


FIGURE 1.4 – Système de télémétrie biomédicale [12].

de caractéristiques différentes telles que la constante diélectrique, la conductivité, l'épaisseur et l'impédance caractéristique. Les tissus biologiques ont d'habitude des permittivités élevées, cela va changer la fréquence de résonance des antennes couplées avec eux. Selon la fréquence de travail de l'antenne, le corps humain peut générer de pertes importantes causées par l'absorption de puissance, ce qui va réduire les performances de l'antenne (changement de la fréquence centrale, destruction du diagramme et de l'efficacité de rayonnement, ... etc) [28].

1.5.3 Corps humain

Les caractéristiques complexes, dispersives et à forte perte du corps humain affectent inévitablement l'analyse, la conception, la réalisation et la caractérisation des antennes implantables, donc les performances sans fil de l'ensemble du système [29].

1.5.4 Isolations

La présence d'un isolant biocompatible est obligatoire pour tout dispositif implantable afin d'éviter toute réaction indésirable des tissus vivants [29, 26]. Il est important à la fois pour la santé humaine et pour améliorer la transmission des données [29].

1.5.5 Antenne implantable

L'antenne implantée est la partie nécessaire du système de bio-télémetrie ; elle est soit intégrée à l'intérieur du corps humain par des moyens chirurgicaux, soit posée sur le corps humain (portable) selon l'application.

De nombreux types d'antennes ont été présentées et expérimentées on prend en compte : des propriétés des tissus corporels, de l'endroit où l'antenne doit être intégrée, de la bande de fréquence à laquelle elle doit fonctionner et de l'application souhaitée [30].

Les facteurs de l'antenne implantable qui doivent être pris en considération sont ; l'efficacité du rayonnement, les caractéristiques de la bande passante, la compatibilité entre celui-ci et le matériel biologique avec perte et l'utilisation optimale du volume accessible. En général, le but d'une antenne implantable est d'occuper le moins d'espace possible, de favoriser l'unification des autres parties du dispositif et d'atteindre les performances EM nécessaires [12].

1.5.6 Alimentation

L'alimentation, ayant souvent le plus grand volume d'occupation, définit la durée de vie de l'appareil. Plusieurs solutions telles que la récupération d'énergie, les alimentations internes ou le transfert d'énergie sans fil sont possibles [24].

1.5.7 Bio-capteurs et bio-actionneurs

Un bio-capteur signifie un détecteur biologique qui est défini comme un type spécifique de capteur chimique comprenant un élément de reconnaissance biologique et un transducteur physico-chimique. Les types de capteurs diffèrent en fonction de l'application souhaitée [21, 22].

1.6 PROPRIETES DES TISSUS BIOLOGIQUES

Lorsqu'une onde électromagnétique rencontre un obstacle ou une surface de division, une partie de celle-ci peut être réfléchiée, réfractée et propagée à travers le matériau ou même être absorbée par le matériau ou la barrière. Tous ces phénomènes dépendent de nombreux facteurs tels que ; la fréquence de l'onde, l'angle d'incidence et les caractéristiques électromagnétiques du matériau d'obstruction [21].

Le corps humain est un milieu multicouche, constitué de différents organes (muscle, os, sang, peau... etc). Chaque couche possède ses propres caractéristiques diélectriques qui dépendent aussi de la fréquence [27]. Un modèle basé sur la sommation de l'expression 4 Cole-Cole est utilisé pour calculer les caractéristiques diélectriques de chaque couche de tissu en fonction de la fréquence [31]. La perméabilité (μ), la permittivité (ε) et la conductivité (σ) d'un milieu biologique sont [28] :

- **Perméabilité magnétique** : Pour le corps humain, il n'a pas des propriétés magnétiques particulières $\mu'_r = 1$ et $\mu''_r = 0$
- **Permittivité diélectrique et conductivité** : selon le modèle basé sur la sommation 4 cole-cole, la permittivité et la conductivité électrique sont données par la relation :

$$\varepsilon = \varepsilon_0(\varepsilon'_r - j\varepsilon''_r) = \varepsilon(\infty) + \frac{\sigma_j}{j\omega\varepsilon_0} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-\alpha_m)}} \quad (1.1)$$

$$\varepsilon = ef + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-\alpha_m)}} \quad (1.2)$$

Où : ε_∞ : est la permittivité du matériau à la fréquence Téra hertz.

ε_0 : est la permittivité du vide.

σ_j : est la conductivité ionique.

ε_m , τ_m et α_m sont des paramètres de matériau pour chaque région de dispersion

Les paramètres $ef(\varepsilon_\infty)$, $\Delta\varepsilon_m$, τ_m et α_m de peau, graisse, muscle et os sont donnés dans le tableau 1.1 [28].

TABLE 1.1 – Les paramètres $ef(\varepsilon_\infty)$, $\Delta\varepsilon_m$, τ_m et α_m de peau, graisse, muscle et os.

	Peau	Gras	Muscle	Os		Peau	Gras	Muscle	Os
ef	4.000	2.500	4.000	2.5	sig	0.000	0.035	0.200	0.02
$\Delta\varepsilon_1$	32.00	9.00	50.00	10	$\tau_1(ps)$	7.234	7.958	7.234	13.26
$\Delta\varepsilon_2$	1100	35	7000	180	$\tau_2(ns)$	32.481	15.915	353.678	79.58
$\Delta\varepsilon_3$	0.00E+0	3.30E+4	1.20E+6	5E+3	$\tau_3(us)$	159.155	159.155	318.310	159.2
$\Delta\varepsilon_4$	0.00E+0	1.00E+7	2.50E+7	1E+5	$\tau_4(ms)$	15.915	15.915	2.274	15.92
α_1	0.000	0.200	0.100	0.2	α_3	0.200	0.050	0.100	0.2
α_2	0.200	0.100	0.100	0.2	α_4	0.200	0.010	0.000	0.00

ε_r est donnée par la partie réelle de ε et la conductivité σ par la partie imaginaire multipliée par $-\omega\varepsilon_0$. La variation des paramètres ε_r et σ de peau, gras, muscle et os en fonction de la fréquence est illustrée dans les figures 1.5 et 1.6.

1.7 TYPES DES MESURES

- **Mesure in vivo** : c'est un dispositif ou un instrument qui mesure directement ou indirectement les quantités de rayonnements ionisants placées dans le corps humain. consiste a réaliser des mesures de dose directement sur la patient l'irradiation, a l'aide de détecteurs places en des sites facilement accessibles tels que la peau ou plus rarement des cavités naturelles du corps[29].
- **Mesure in vitro** : L'interaction entre les ondes électromagnétiques et les tissus biologiques est un domaine largement étudié. Il est important de noter que le milieu biologique autour du dispositif implante est caractérisé par une permittivité d'électrique et une conductivité élevées donc une atténuation importante du signal durant la propagation dans les milieux biologiques [32]. Ont sait bien que les performances de l'antenne sont influencées par n'importe quel objet considéré comme conducteur, c'est pour cette raison

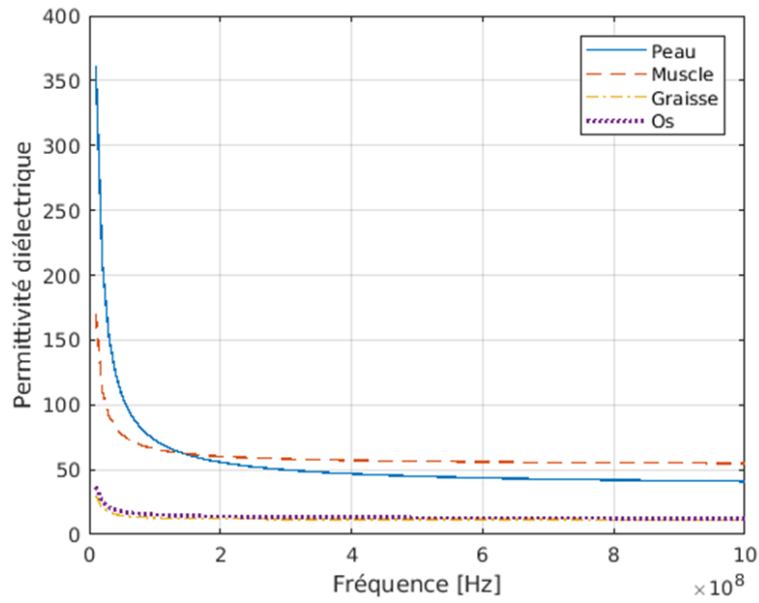


FIGURE 1.5 – Permittivité diélectrique de peau, muscle, graisse et os en fonction de la fréquence

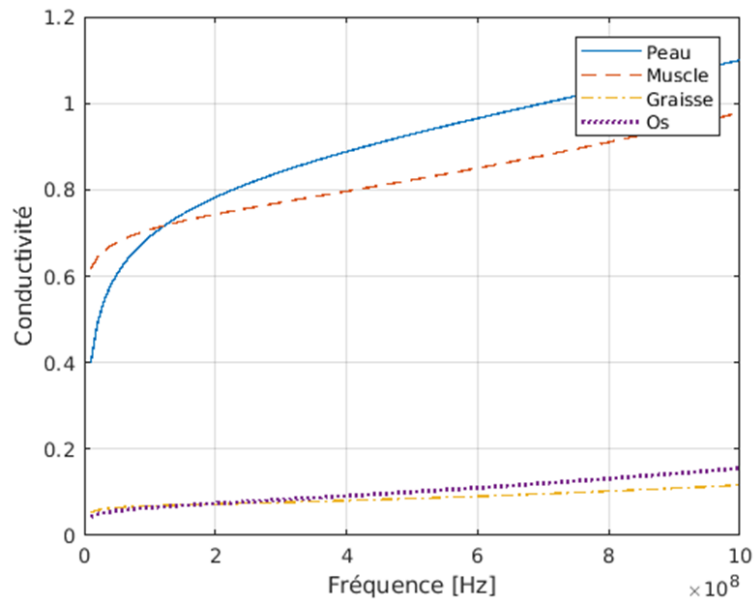


FIGURE 1.6 – Conductivité de peau, muscle, graisse et os en fonction de la fréquence

la protection de notre antenne implantée est nécessaire. Donc avant toute implantation de l'antenne dans un milieu biologique, nous devons la protéger avec un papier film dont la constante d'électrique est d'environ 3-3.5 et l'épaisseur $12.5\mu m$ afin d'éviter le problème de court circuit de l'antenne causée par la conductivité du milieu biologique.

1.8 DEBIT D'ABSORPTION SPECIFIQUE(SAR)

L'un des principaux effets du corps humain sur les antennes implantées est la forte atténuation de la puissance rayonnée . cette puissance l'atténuation dans le milieu environnant avec perte génère de la chaleur dans les tissus du corps humain ce qui pourrait être dangereux pour la santé. Par conséquent, pour des raisons de sécurité, le rayonnement corporel est limité à un certain niveau. Ainsi, le débit d'absorption spécifique (SAR) a été introduit pour mesurer l'énergie électromagnétique (EM) absorbée par la masse des tissus biologiques lorsqu'ils sont exposés à des dispositifs rayonnants. Le SAR peut être défini à l'aide de l'équation suivante[33].

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dw}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dw}{\rho dv} \right) \quad (1.3)$$

ρ : masse volumique (Kg/m^3). Le SAR est le paramètre le plus utilisé pour quantifier les effets du rayonnement électromagnétique sur le corps humain et peut être déterminé théoriquement à partir du champ électrique à l'intérieur du tissu comme suivant [21] :

$$SAR = \int_{sample}^h \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr \quad (1.4)$$

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

E : le champ électrique.

Cela dépend de divers facteurs tels que [12] :

- Les caractéristiques de rayonnement (fréquence, polarisation, intensité).
- Les caractéristiques de l'objet biologique, la géométrie (taille et forme) et la structure interne.

- La distance de la source de rayonnement et d'objets biologiques (champ proche ou lointain).

L'unité de mesure du SAR dans le système international est le W/Kg . En 1999 et 2005 adoptés par IEEE, les limites IEEE C95.1-1999 et IEEE C95.1-2005. Selon ce qui précède [21] :

- 1g-avg : $SAR < 1.6W/Kg$
- 10g-avg : $SAR < 2W/Kg$.

1.9 FREQUENCES DISPONIBLES

Pour les communications sans fil dans le domaine médical, les antennes implantées peuvent opérer dans la bande de fréquence :

MICS (medical implant communications service) qui est de 402-405 MHz. L'MICS est un service radio ultra basses puissance pour la transmission des données qui a pour but de faciliter le diagnostic et les fonctions thérapeutiques. La bande de fréquence MICS, qui correspond à $\lambda_{air}=74cm$ et $\lambda_{body}=9cm$ est régularisée par la FCC (federal communication commission) et l'ERC (European Radio-Communication Commitee). D'après l'ETSI (European Telecommunications Standards Institute), la puissance rayonnée maximale dans cette bande de fréquence est de $25\mu w$ ERP. Cette limite permet au niveau de puissance implantée d'être amplifiée pour compenser les pertes causées par les tissus humains[34,35].

Les bandes ISM (Industrial, Scientific and Medical bands) à licence libre sont aussi attribuées aux circuits biomédicaux. Les fréquences allouées aux antennes radiofréquence (RF) dans ces bandes sont 434 MHz, 868 MHz et 2.4 GHz en Europe et 315 MHz, 915 MHz et 2.4 GHz aux U.S[36]. Récemment, les bandes de fréquence 1.2 GHz [37], 1.4 GHz[38]

MedRadio (Medical Device Radiocommunication Service), qui va de (401-406, 413-419, 426-432, 438-444 et 451-457) MHz [39], sont utilisées pour les applications médicales.

Des fréquences plus basses (13.56 MHz et 40.68 MHz) sont allouées par la bande ISM pour permettre de réaliser des liaisons par induction magnétique en champ proche en utilisant des bobines magnétiques électriquement petites.

1.10 CONCLUSION

Les dispositifs médicaux implantables sont une technologie en pleine croissance à fort potentiel d'amélioration de la vie des patients et de la qualité des soins de santé. La technologie RF pour les dispositifs médicaux implantables promet de nombreux avantages tant pour les patients que pour les soignants.

Dans ce premier chapitre, nous allons citer quelques notions sur le domaine biomédicale par la RF et le micro-onde. Commenant par présenter les réseaux corporels sans fil (WBAN) et ses applications. Ensuite, On a présenté aussi le système de télémétrie biomédicale (RF télémétrie) et ses parties principales. Par la suite, on a cité les bandes de fréquences disponibles destinées aux applications biomédicales.

Dans le chapitre prochaine des modèles d'antennes PIFA implantable dans le corps humain seront présentés et simulés sous le logiciel de simulation HFSS. Les performances de cette antenne (coefficient de reflexion, diagramme de rayonnement et le rapport SAR) sont présentés et commentés

Chapitre 2

Conception de l'antenne PIFA bioimplantable tri-bandes.

2.1 INTRODUCTION

La télémétrie biomédicale est un domaine de recherche qui permet d'assurer un lien de transmission de l'intérieur d'un corps vivant vers un appareil externe. Les dispositifs médicaux implantables sont aujourd'hui l'une de ces avancées précieuses dans ce domaine. Les antennes patch implantables attirent de plus en plus l'attention et deviennent un choix pour les dispositifs médicaux implantables qui utilisent principalement la télémétrie RF [40].

Les principaux défis pour ce type d'antennes implantables sont : la miniaturisation, la biocompatibilité, la qualité de la communication avec le dispositif externe et la sécurité du patient.

Étant donné que les implants médicaux tels que les stimulateurs cardiaques, les défibrillateurs implantables et thérapeutiques ont des capteurs médicaux sans fil à l'intérieur de leur emballage, il existe des inquiétudes concernant la sécurité d'une onde radio qui pourrait éventuellement endommager les tissus humains biologiques entourant la zone implantée. De nombreuses recherches ont été menées pour étudier l'effet du taux d'absorption spécifique (SAR) des champs électriques et magnétiques [41].

Dans ce chapitre, nous présentons une antenne PIFA implantable à trois bandes de résonance, utilisant un modèle de tissu humain de trois couches (peau, muscle et os), les résultats sont obtenus à l'aide d'un logiciel de simulation Ansys HFSS18.

Plusieurs paramètres de performance ont été retenus, tels que : la fréquence de résonance, le diagramme de rayonnement, la distribution de courant et le taux d'absorption spécifique (SAR).

2.2 ANTENNE PIFA TRI BANDES BIOIMPLANTABLE

2.2.1 ETAPE 1.

Les vues de dessus et de côté du modèle de l'antenne PIFA implantable à ouverture sont présentées respectivement sur la figure 2.1(a) et (b). L'élément rayonnant est imprimé sur un substrat diélectrique Rogers RO 3210 ($\epsilon_r = 10.2$ et $\tan \delta = 0.003$) de 0,625 mm d'épaisseur et il est recouvert par une couche superstrat identique. La couche de superstrat est utilisée pour protéger l'antenne du contact direct avec le tissu humain. Les surfaces du patch et du plan de masse sont respectivement $10,6\text{mm} \times 12,6\text{mm}$ et $11\text{mm} \times 13\text{mm}$. Une broche de court-circuit de 0,3 mm de rayon est placée à la position $P(-7, 0, -5.3)$ mm est introduite pour augmenter la taille effective de l'antenne et améliorer encore la miniaturisation de l'antenne. L'alimentation de la ligne de transmission est introduite utilisant deux ouvertures identiques S_f , la largeur de la ligne est $w_f = 0,58\text{mm}$ et sa longueur $L_f = 5,4\text{mm}$. Une fente S_1 de largeur w_1 de 0,9 mm et de longueur l_1 de 9,3 mm est retirée du patch rectangulaire pour réduire la taille de l'antenne sur la bande MedRadio.

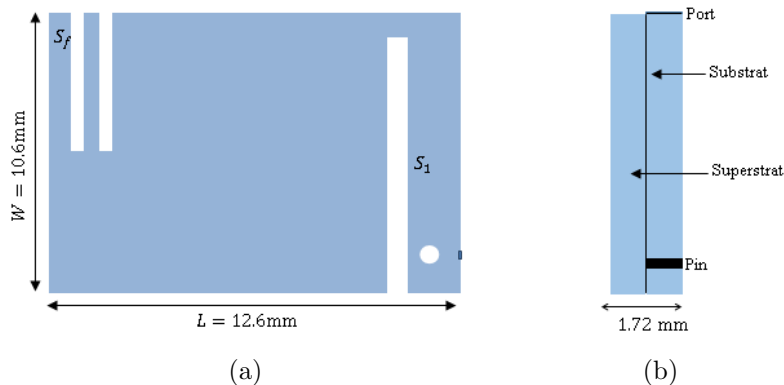


FIGURE 2.1 – (a). Vue de dessus. (b). Vue de côté du modèle de l'antenne PIFA implantable à fente.

L'antenne PIFA est implantée dans le muscle à une profondeur $d = 10\text{mm}$

de la peau du tissu humain qui est modélisé par des cylindres de trois couches : la peau d'épaisseur 0.25 mm ; le muscle d'épaisseur 25mm et l'os d'épaisseur 22.5 mm comme illustré sur la figure 2.2.

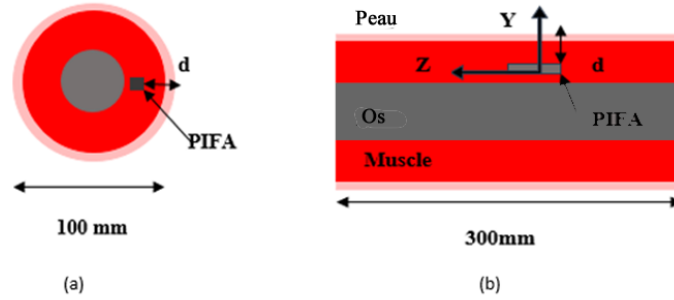


FIGURE 2.2 – (a). Coupe transversale. (b). Coupe longitudinale du modèle de tissu à trois couches avec l'emplacement de l'antenne PIFA proposée.

Les caractéristiques diélectriques du modèle de tissu sont évaluées à 434 MHz, 915 MHz et 2.45 GHz et sont données par le tableau 2.1.

TABLE 2.1 – Caractéristiques diélectriques du tissu biologique [6], [7].

	438 MHz		915 MHz		2.45 GHz	
	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ
Peau	46.08	0.702	41.329	0.8716	38	1.46
Muscle	57.87	0.805	54.997	0.9480	52.72	1.73
Os	13.143	0.0910	12.440	0.1450	18.54	0.8

Cette structure d'antenne est analysée en utilisant le simulateur HFSS18 afin de calculer ses caractéristiques électromagnétiques.

a. Coefficient de réflexion.

Le coefficient de réflexion de l'antenne PIFA de la figure 2.1 est donné par la figure 2.3. La Figure 2.3 illustre le $|S_{11}|$ simulé de l'antenne PIFA implantable dans le tissu musculaire. Cette figure montre une résonance à la fréquence 502 MHz pour un fonctionnement de télémétrie de données sans fil avec $|S_{11}| = -10.5$ dB.

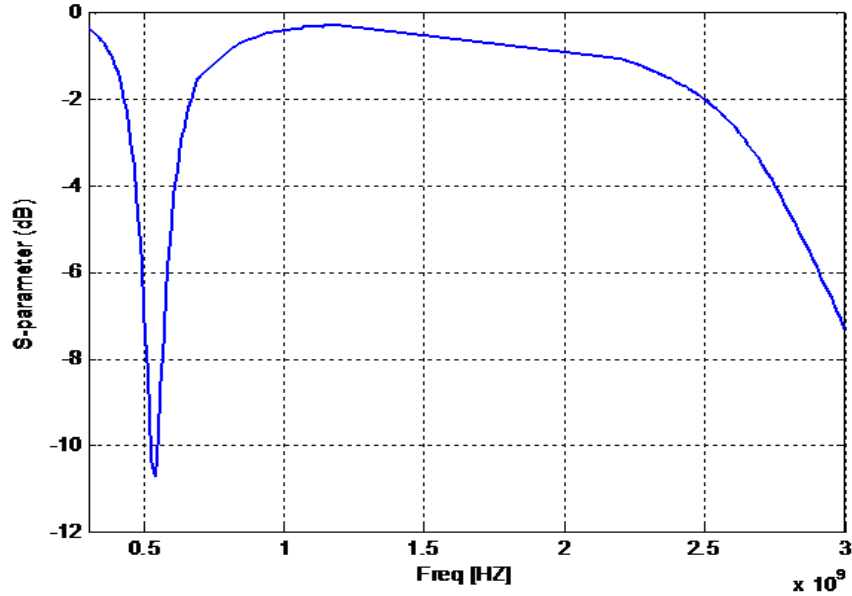


FIGURE 2.3 – Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA implantable de l'étape 1.

b. Etude paramétrique

Afin de comprendre le comportement de notre antenne, nous avons fait une étude sur les paramètres du premier slot (L_1 , w_1) et leurs influences sur le coefficient de réflexion et la fréquence de résonance notant que lorsqu'un paramètre est pris pour l'étude, les autres sont considérés comme étant constants.

– **Effet de la longueur L_1 .** Pour déterminer l'influence de la longueur L_1 sur la résonance et le coefficient de réflexion, nous avons fait la simulation pour différentes valeurs de L_1 sachant que les autres paramètres sont maintenus comme constants. Dix valeurs de L_1 sont prises de 0.1mm au 9mm. On peut voir qu'avec l'augmentation de L_1 , la fréquence de résonance est diminuée de 1.2GHz pour $L_1=0.1$ mm au 538 MHz pour L_1 est de 9 mm, tandis que le coefficient de réflexion est presque constant pour les différentes valeurs de L_1 .

– **Effet de la largeur w_1 .** Nous présentons ici l'influence de la largeur w_1 sur le comportement de l'antenne. La largeur de l'ouverture w_1 est initialement 0.1 mm et augmente à 0.9mm avec en total dix valeurs de w_1 . Les résultats obtenus sont résumés dans la figure 2.5. Il est clair à partir de la figure 2.5 que la fréquence de résonance diminue de 620MHz(pour $w_1=0.1$ mm) au 536Mz pour $w_1=0.9$ mm).

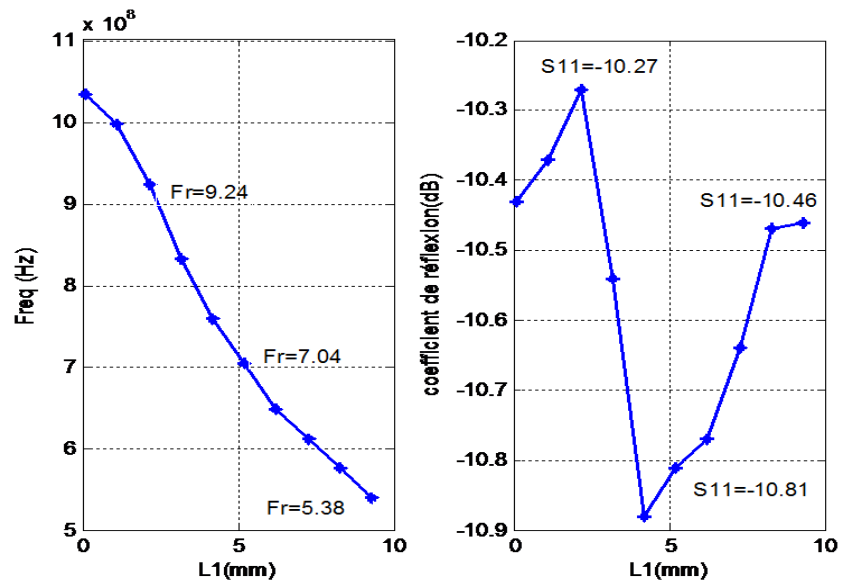


FIGURE 2.4 – Fréquence de résonance et S11 de l'antenne PIFA de l'étape 1 en fonction de la longueur L_1 .

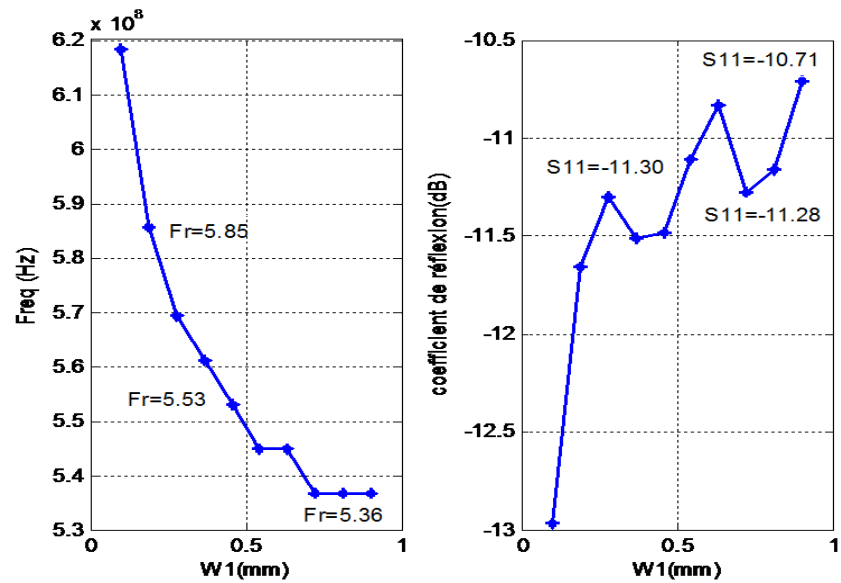


FIGURE 2.5 – Fréquence de résonance et S11 de l'antenne PIFA de l'étape 1 en fonction de la largeur w_1 .

Cela permet de confirmer que le slot S_1 est très important pour la première résonance. Il doit être bien régler pour avoir la fréquence de résonance souhaitée.

2.2.2 ETAPE 2.

L'élément rayonnant de l'antenne PIFA implantée de cette étape est présenté sur la figure 2.6. Il contient plus que l'étape précédente une ouverture rectangulaire S_2 de longueur $L_2 = 9.8$ mm de et un largeur $w_2 = 1.2$ mm.

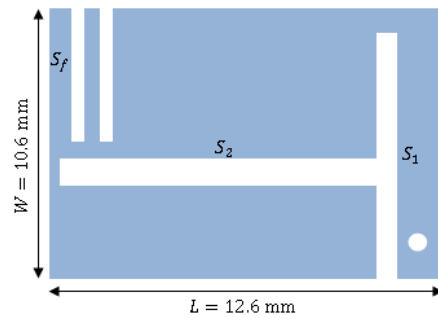


FIGURE 2.6 – Antenne PIFA implantée à fente de l'étape 2.

a. Coefficient de réflexion.

Le coefficient de réflexion de l'antenne PIFA de la figure 2.6 est donné par la figure 2.7. Elle montre une deuxième résonance à la fréquence 3 GHz due au slot S_2 avec $|S_{11}| = -15$ dB. Donc on a deux résonances (500 MHz et 3GHz)

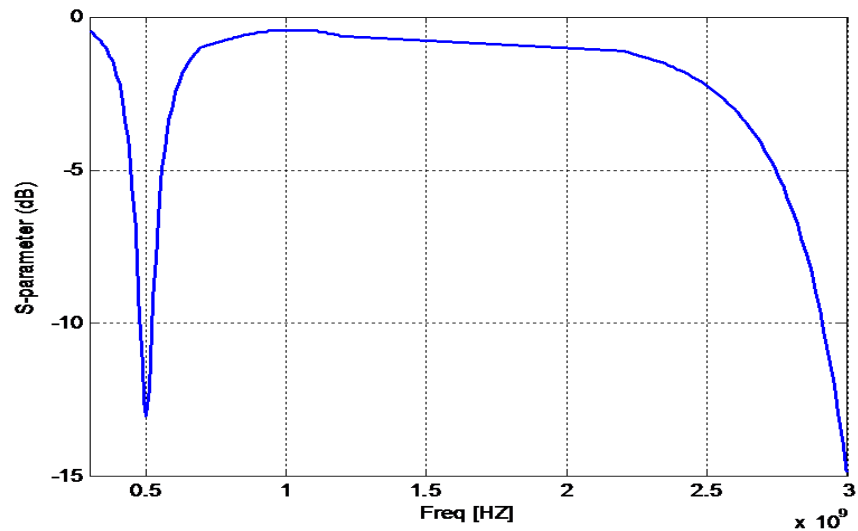


FIGURE 2.7 – Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA de l'étape 2.

b. Etude paramétrique

On étudie maintenant les dimensions du slot S_2 (L_2 et w_2) pour comprendre leurs influences sur le comportement de l'antenne, soit pour le (S11) ou pour la fréquence de résonance.

– **Effet de la longueur L_2 .** Selon la figure 2.8, on note que : la variation de la fréquence en fonction de L_2 est irrégulière dans la première résonance, mais à partir de la valeur 4mm, la fréquence présente une diminution remarquable avec l'augmentation de L_2 . Le coefficient de réflexion aussi varie d'une manière instable.

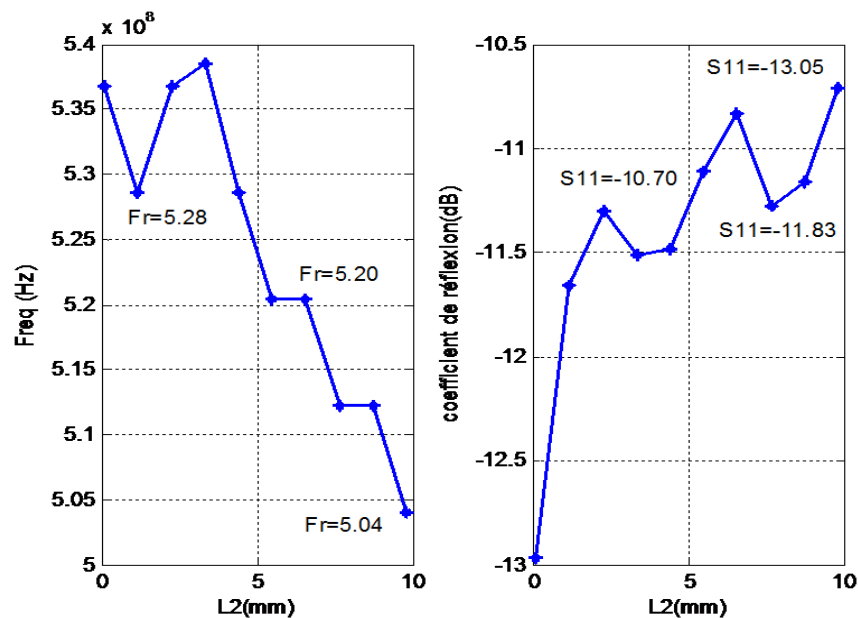


FIGURE 2.8 – Fréquence de résonance et S11 de l'antenne PIFA de l'étape 2 en fonction de la longueur L_2 .

– **Effet de la largeur w_2 .** Selon la figure 2.9, on note que : la fréquence de résonance présente une diminution remarquable avec une petite variation de w_2 de 512.2MHz pour $w_2 = 0.2$ mm à la fréquence 504MHz pour $w_2 = 0.4$ mm ; ensuite elle reste stable malgré la variation de w_2 . Pour le coefficient de réflexion, il varie d'une manière instable entre -11.92dB et -13.05 dB.

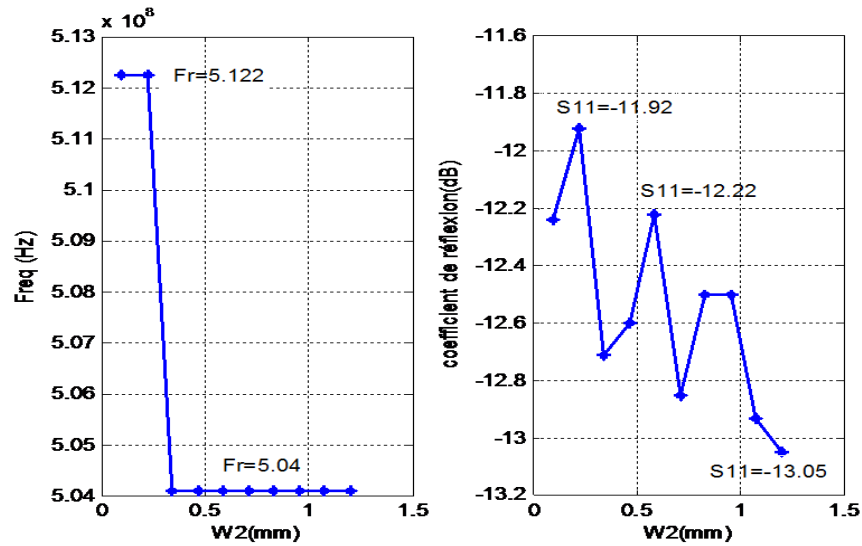


FIGURE 2.9 – Fréquence de résonance et S11 de l'antenne PIFA de l'étape 2 en fonction de la largeur w_2 .

2.2.3 ETAPE 3.

La figure 2.10 montre l'élément rayonnant de l'antenne PIFA implantée de l'étape 3. Il contient une troisième ouverture S_3 avec les dimensions ($L_3=3$ mm et $w_3=1$ mm)

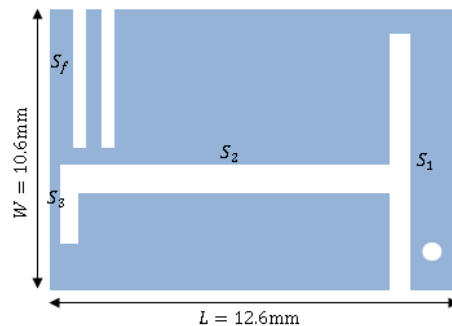


FIGURE 2.10 – Antenne PIFA implantée à fente de l'étape 3.

a. Coefficient de réflexion.

Le coefficient de réflexion de l'antenne de la figure 2.10 est présenté sur la figure 2.11. L'antenne présente un comportement tri bandes. Les fréquences de résonances sont : 500 MHz, 1.18 GHz et 2.9GHz avec un niveau d'adaptation allé

jusqu'au -30dB.

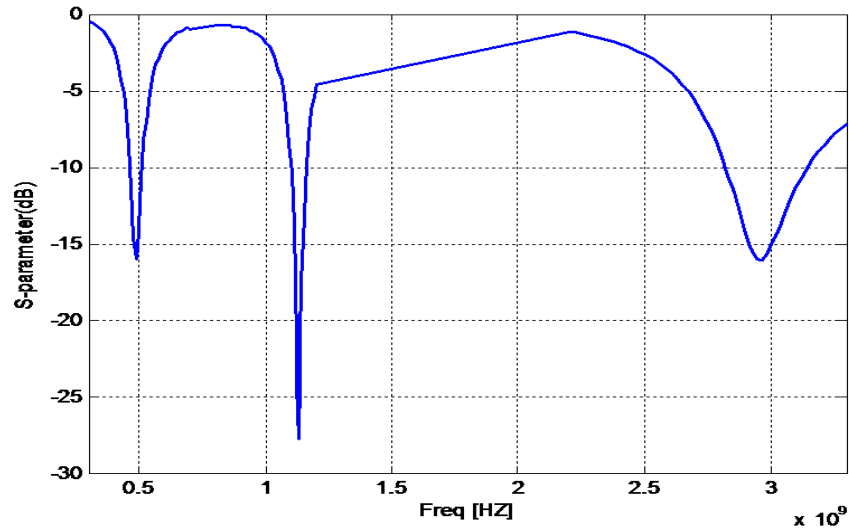
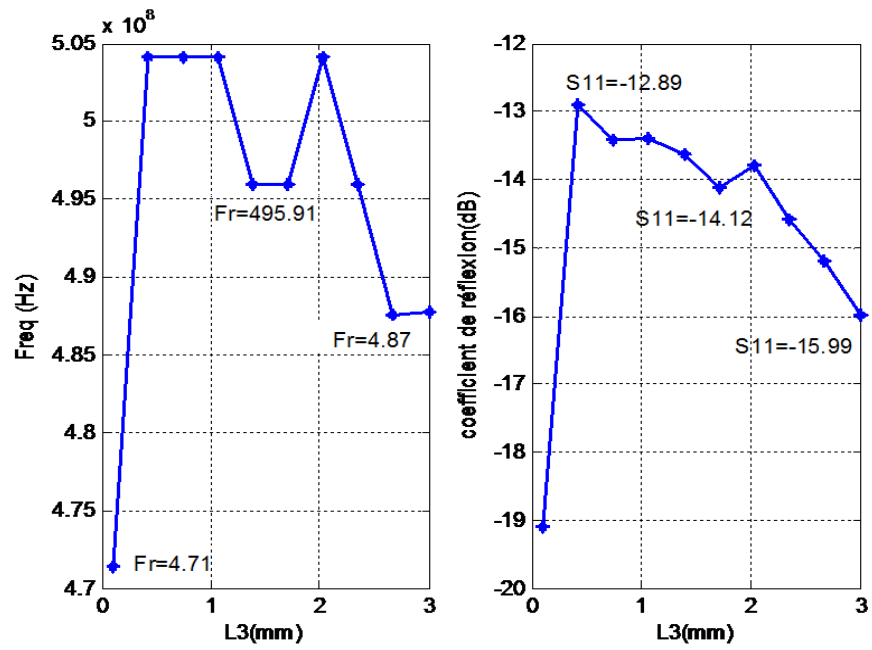


FIGURE 2.11 – Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA implantable de l'étape 3.

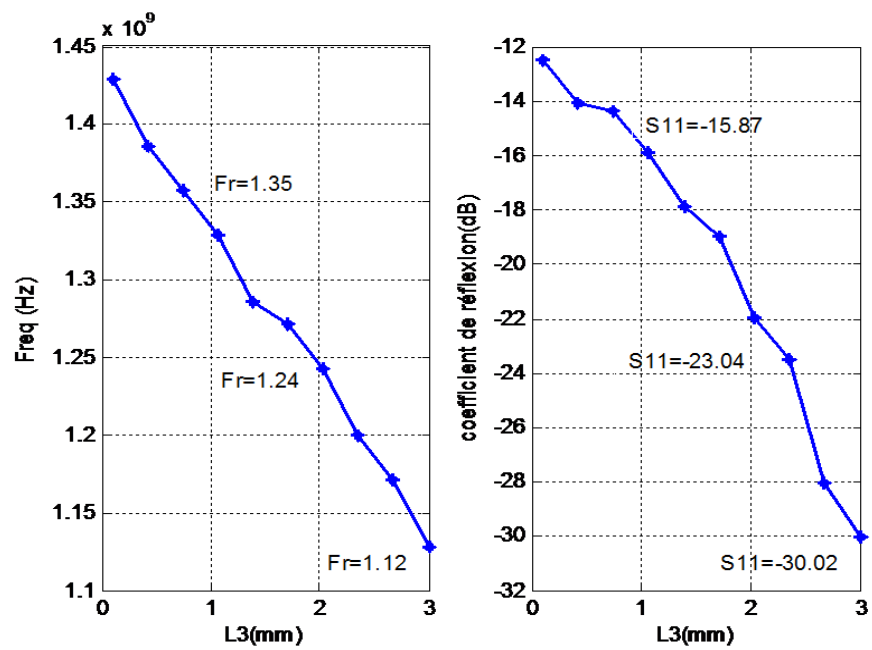
b. Etude paramétrique

– Effet de la longueur L_3 .

- Selon la figure 2.12(a), on note que : la variation de la fréquence en fonction de L_3 est irrégulière dans la première bande de résonance, mais sa valeur est variée entre 505 MHz et 470 MHz. Avec un niveau d'adaptation de -12 au -20 dB.
- Par contre la figure 2.12 (b) montre que : la variation de la fréquence dans la deuxième bande est régulière, elle diminue avec l'augmentation de L_3 de (1.45GHz pour $L_3=0.1\text{mm}$ à 1.12GHz pour $L_3=3\text{mm}$) d'une part. d'autre part, la valeur absolue du coefficient de réflexion augmente de (12dB à 30.02dB).
- Les résultats illustrés dans les figures 2.12(c) permettent de constater que dans la bande trois, la fréquence de résonance se décroît progressivement de 3.07 GHz à 2.91 GHz, en même temps l'amplitude de coefficient de réflexion change irrégulièrement en augmentant L_3 .



(a)



(b)

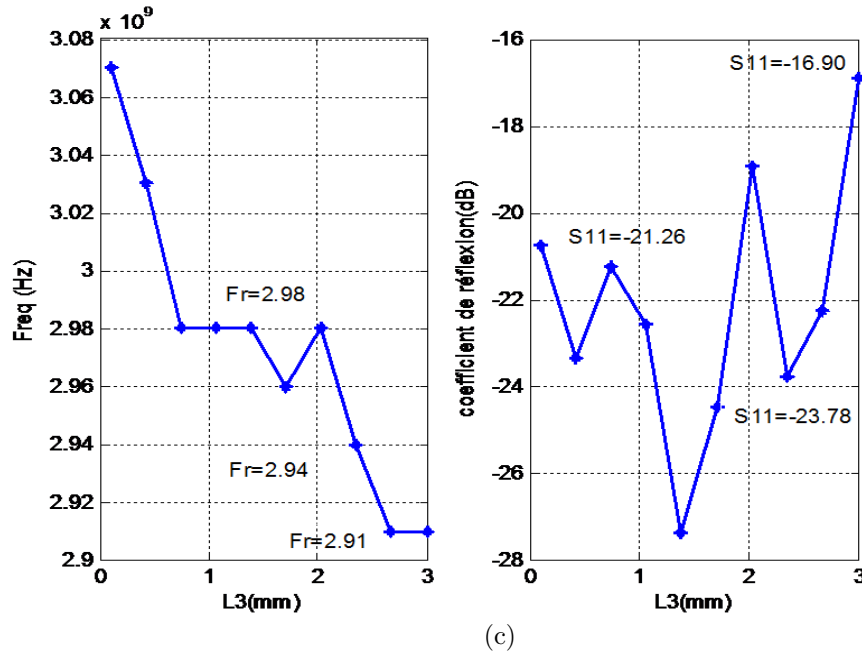
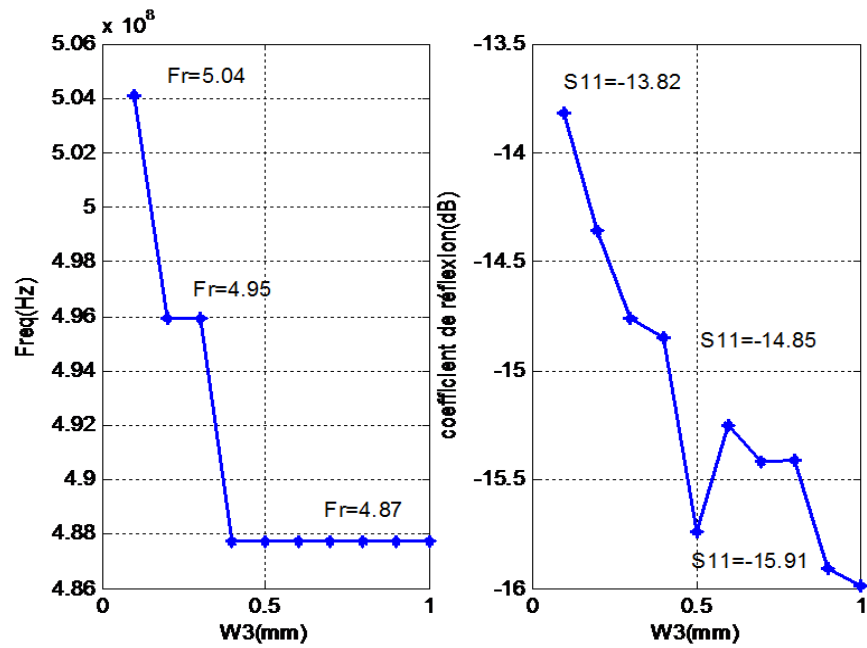


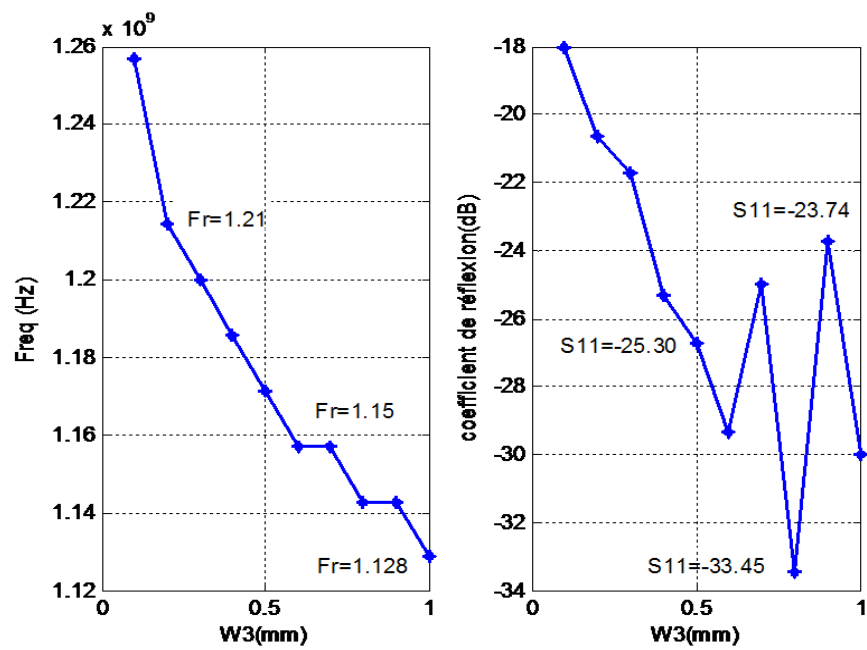
FIGURE 2.12 – Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA implantable de l'étape 3 en fonction de la longueur L_3 dans le trois bandes.

– **Effet de la largeur w_3 .**

- Selon la figure 2.13(a), on note que : la première fréquence de résonance décroît en fonction de w_3 de 504 MHz pour $w_3=0.1\text{mm}$ au 487MHz pour $w_3= 0.4\text{mm}$, ensuite elle reste stable pour les différentes valeurs de w_3 . Le coefficient de réflexion aussi diminue de -13.82 au -16dB.
- La figure 2.13 (b) montre que : la deuxième fréquence présente une diminution remarquable de 1.25 GHz au 1.12GHz pour une variation de w_3 de 0.1mm au 1mm. le coefficient de réflexion reste instable dans l'intervalle (-18dB à -34dB).
- La troisième fréquence varie de façon irrégulière de 2.95GHz ($w_3=0.1\text{mm}$) au 2.91GHz pour $w_3=0.9\text{mm}$, en même temps l'amplitude de coefficient de réflexion change irrégulièrement en augmentant w_3 .



(a)



(b)

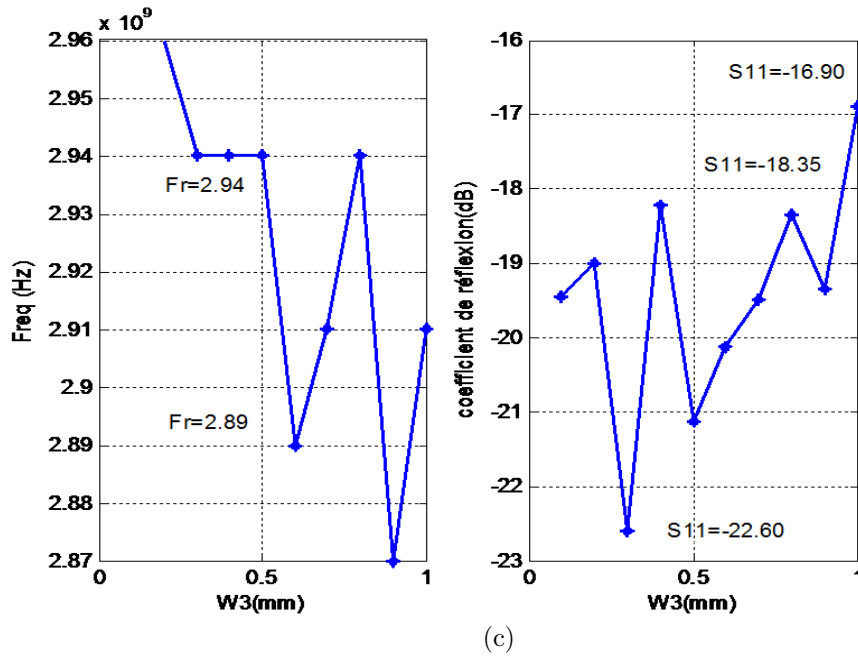


FIGURE 2.13 – Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA tri bandes de l'étape 3 en fonction de la largeur w_3 .

2.2.4 ETAPE 4.

L'élément rayonnant de l'antenne PIFA implantée de l'étape 4 est présenté sur la figure 2.14. L'élément rayonnant contient : une ouverture de forme spirale de longueur totale de 13.8 mm et un largeur non uniforme ($w_4 = w_5 = 0.4mm$ et $w_6 = w_7=0.2mm$) et un slot horizontal S_8 ($L_8 = 6.8mm$ et $w_8 = 0.5mm$) et un autre vertical S_9 ($L_9 = 4.8mm$ et $w_9 = 1.3mm$).

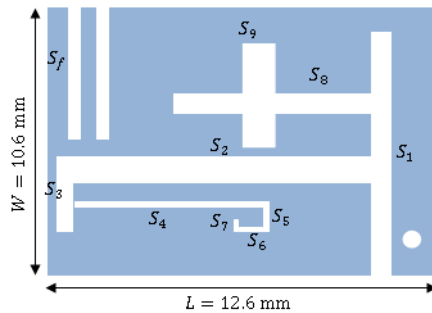


FIGURE 2.14 – Antenne PIFA implantée à fente de l'étape 4.

a. Coefficient de réflexion.

L'objectif actuel est de régler les trois résonances de l'antenne aux valeurs souhaitées. A partir de la figure 2.15, L'antenne présente trois résonances au 440 MHz; 980MHz et 2.75GHz, avec un bon niveau d'adaptation (-30dB).

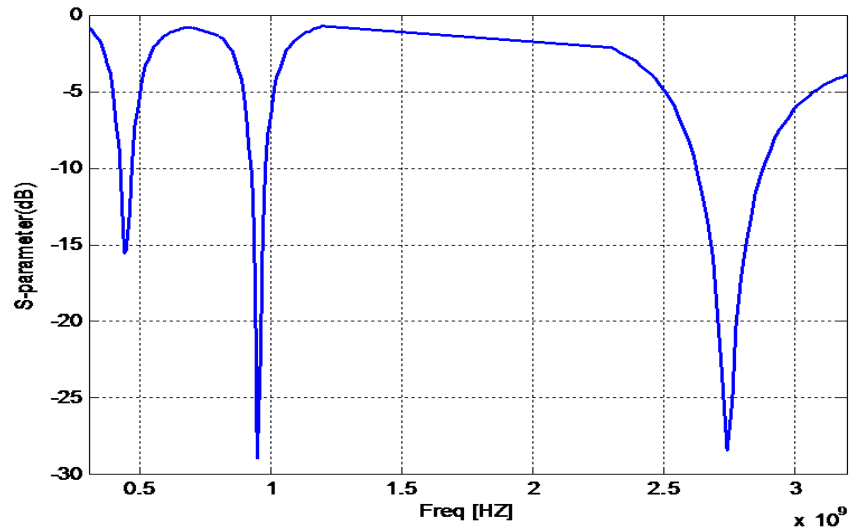


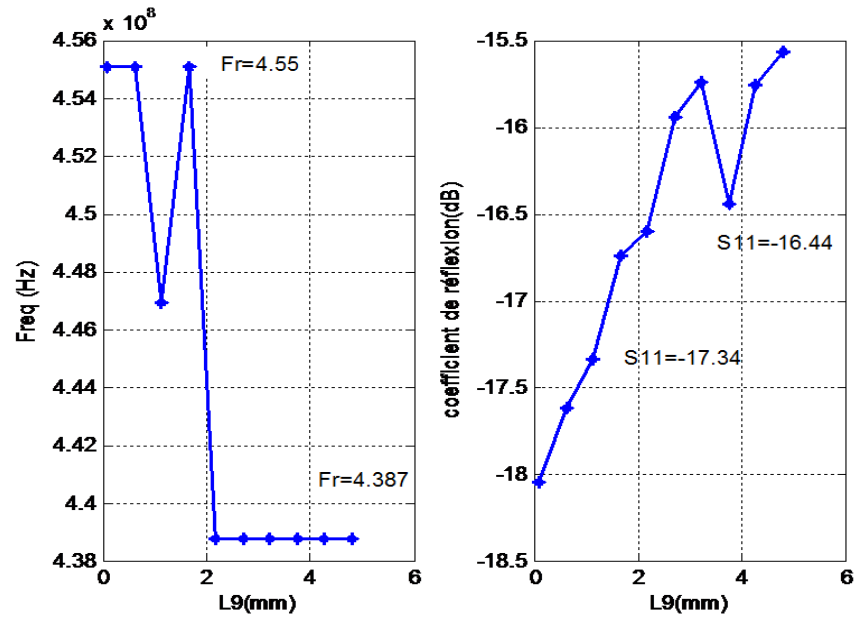
FIGURE 2.15 – Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne PIFA implantable de l'étape 4.

b. Etude paramétrique

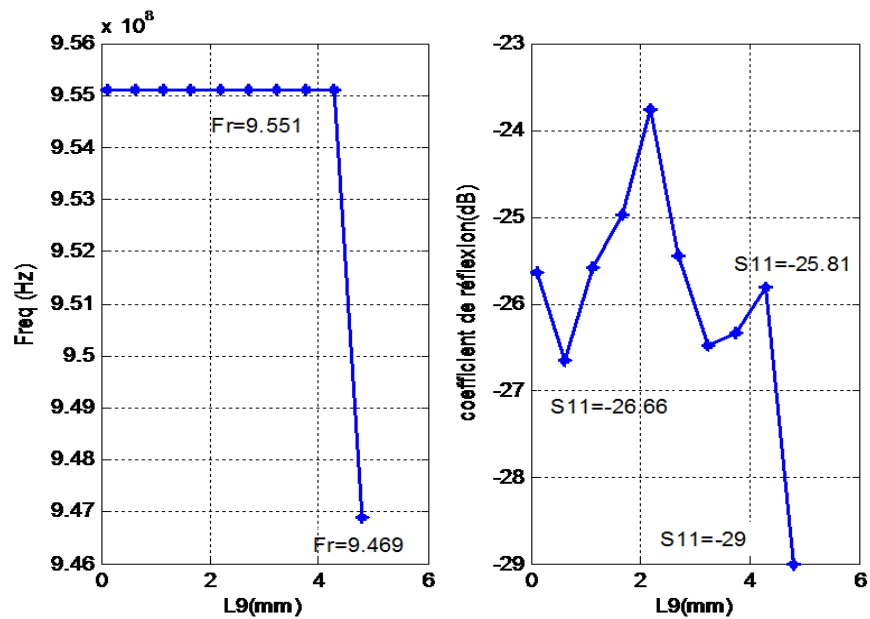
– Effet de la longueur L_9 .

- La figure 2.16(a) présente l'influence de la longueur L_9 sur la première fréquence de résonance et son coefficient de réflexion, on note que : la fréquence de résonance présente une variation remarquable et irrégulière (de 455 au 438.7)MHz et le coefficient de réflexion augmente de -18dB au -15.5dB. L'antenne présente une bonne adaptation.
- Pour la deuxième bande de résonance, La longueur L_9 n'influe pas vraiment sur la fréquence de résonance qui reste presque stable malgré la variation de L_9 . Même pour son coefficient de réflexion, il a une variation de 6dB. l'antenne présente aussi pour cette bande une bonne adaptation.
- Les résultats illustrés dans les figures 2.16(c) permettent de constater que dans la troisième bande de fréquence, la fréquence de résonance se décroît progressivement de 3.15 GHz pour $L_9=2\text{mm}$ à 2.7 GHz pour $L_9=4.8\text{mm}$, en même temps l'amplitude de coefficient de réflexion change irrégulièrement

en augmentant L_9 . Elle varie entre -22dB et -40dB qui signifie un niveau d'adaptation trop élevé.



(a)



(b)

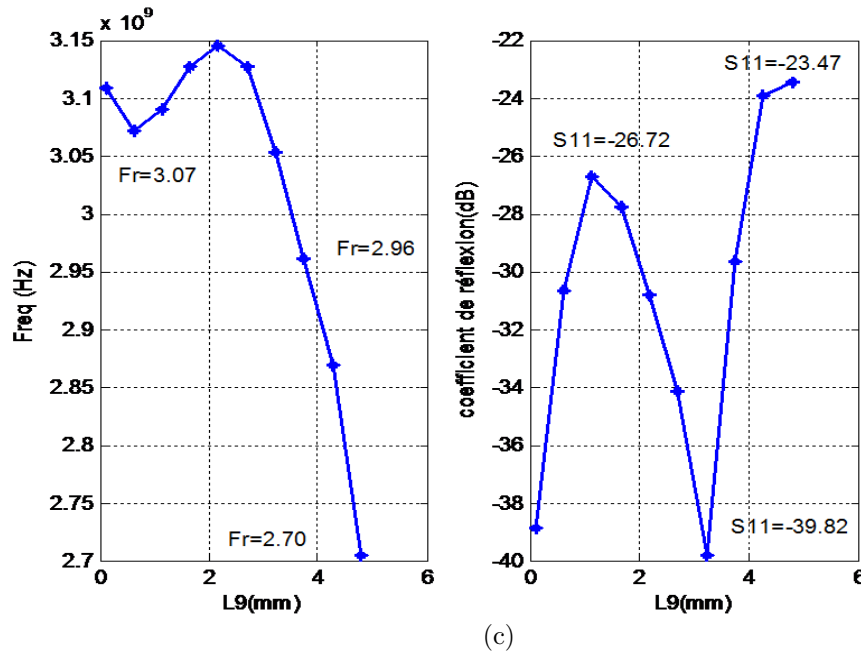
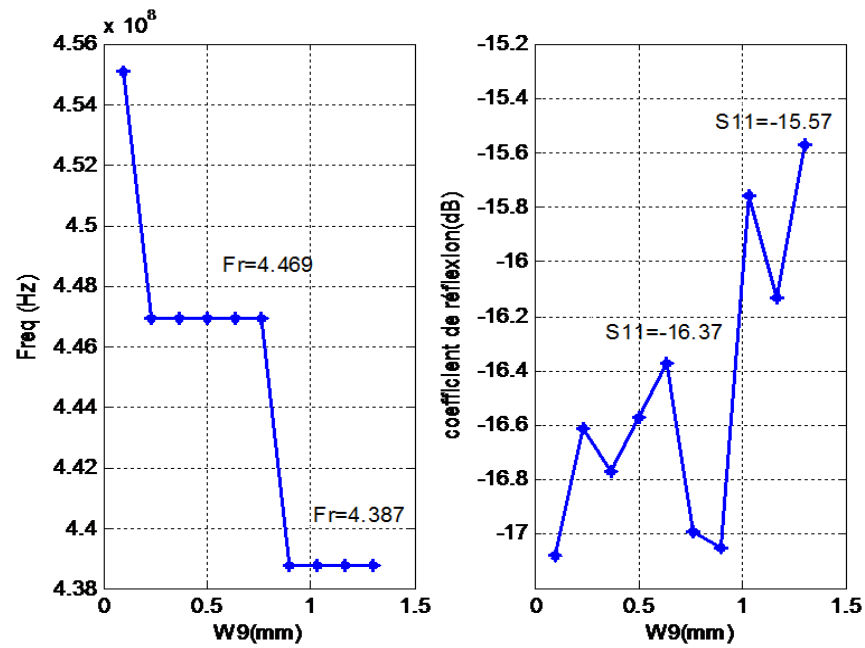


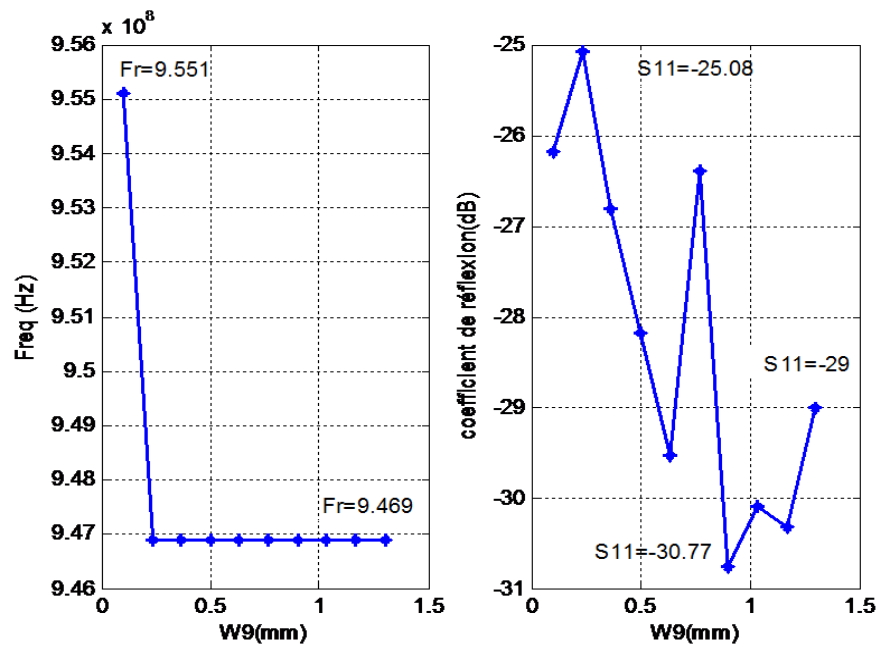
FIGURE 2.16 – Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA implantable de l'étape 4 en fonction de la longueur L_9 .

– **Effet de la largeur w_9 .**

- On constate que selon la figure 2.17(a) : la première fréquence de résonance a pris trois valeurs (456, 446.9 et 438)MHz avec la variation de la largeur w_3 de (0.1 au 1.4) mm. Même pour le coefficient de réflexion, on remarque un interval de variation de 2dB.
- Par contre la figure 2.17 (b) montre que : la fréquence dans la deuxième bande diminue de 955MHz pour $w_9=0.1$ mm à la valeur de 946.9 MHz pour $w_9=0.2$ mm ensuite elle reste inchangable malgré la variation de w_9 . D'autre part, le coefficient de réflexion varie de manière irrégulière dans l'intervall [-25, -31]dB.
- Pour la troisième fréquence, la largeur w_9 influe fortement sur la fréquence de résonance. Elle varie de 3GHz pour $w_9=0.1$ mm qu 2.38GHz pour $w_9=0.65$ mm. Le coefficient de réflexion change de façon irrégulière avec la variation de w_9 dans l'intervall [-20, -36]dB.



(a)



(b)

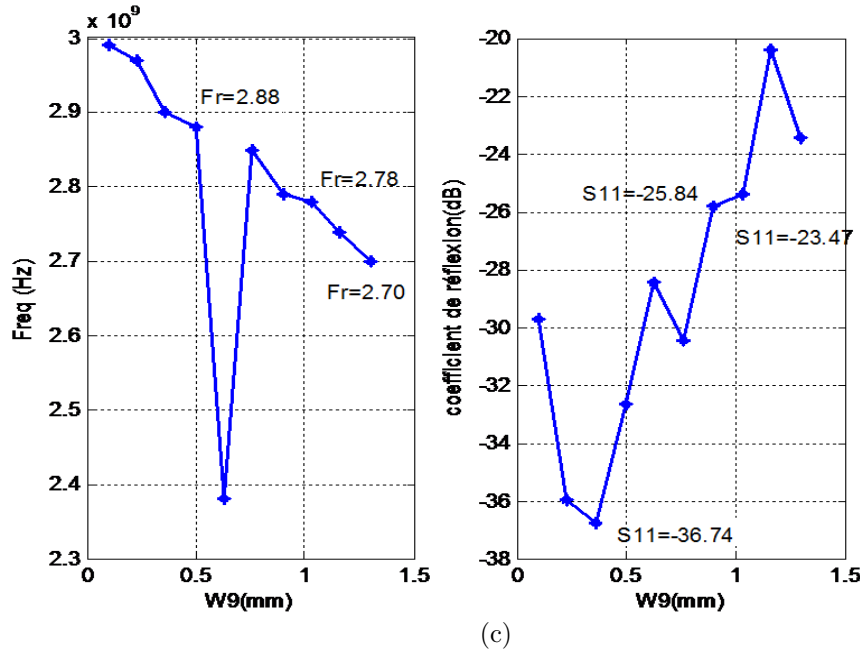


FIGURE 2.17 – Variation de la fréquence de résonance et du paramètre S11 de l'antenne PIFA implantable de l'étape 4 en fonction de la largeur w_9 .

2.2.5 Antenne PIFA implantable tri bandes .

2.2.6 Description du modèle

L'antenne PIFA tri bandes à fente proposée est présentée sur la figure 2.18. L'élément rayonnant contient 9 slots : La fente rectangulaire (S_1) de longueur $l_1 = 9.3mm$ et largeur $w_1 = 0.9mm$) est découpée pour avoir la résonance de l'antenne dans la bande MedRadio (438MHz), Deux autre fentes(S_2, S_3) sont prélevées pour créer un rayonnement dans la bande ISM(915 MHz) les dimensions ($l_2 = 9.8mm, l_3 = 3mm$) et largeur non uniforme ($w_2 = 1.2mm, w_3 = 1mm$), une spire composée de quatre fentes rectangulaire (S_4, S_5, S_6 et S_7) de longueur ($l_4 = 8mm, l_5 = 1.3mm, l_6 = 4mm$ et $l_7 = 0.5mm$) et de largeur irrégulière ($w_4 = 0.4mm, w_5 = 0.4mm, w_6 = 0.2mm, w_7 = 0.2mm$) est élevée pour avoir la troisième résonance. Les trois ouvertures (S_8, S_9 et S_{10}) des dimensions($l_8 = 6.8mm, w_8 = 0.5mm, l_9 = 4.8mm, w_9 = 1.3mm, l_{10} = 4.2mm, w_{10} = 0.9mm$) sont découpées pour bien régler les trois résonances aux valeurs souhaitées.

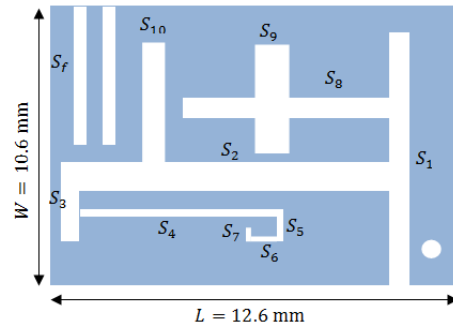


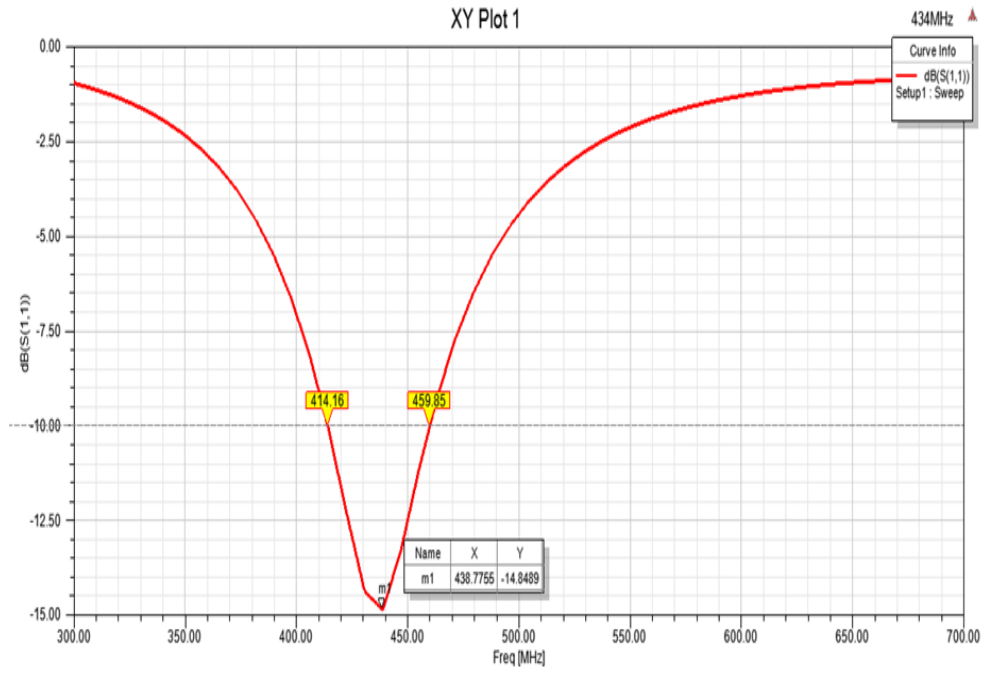
FIGURE 2.18 – Antenne PIFA tri bandes implantée.

Le modèle d'antenne PIFA implantée dans le tissu biologique a été simulé en utilisant le logiciel HFSS 18.

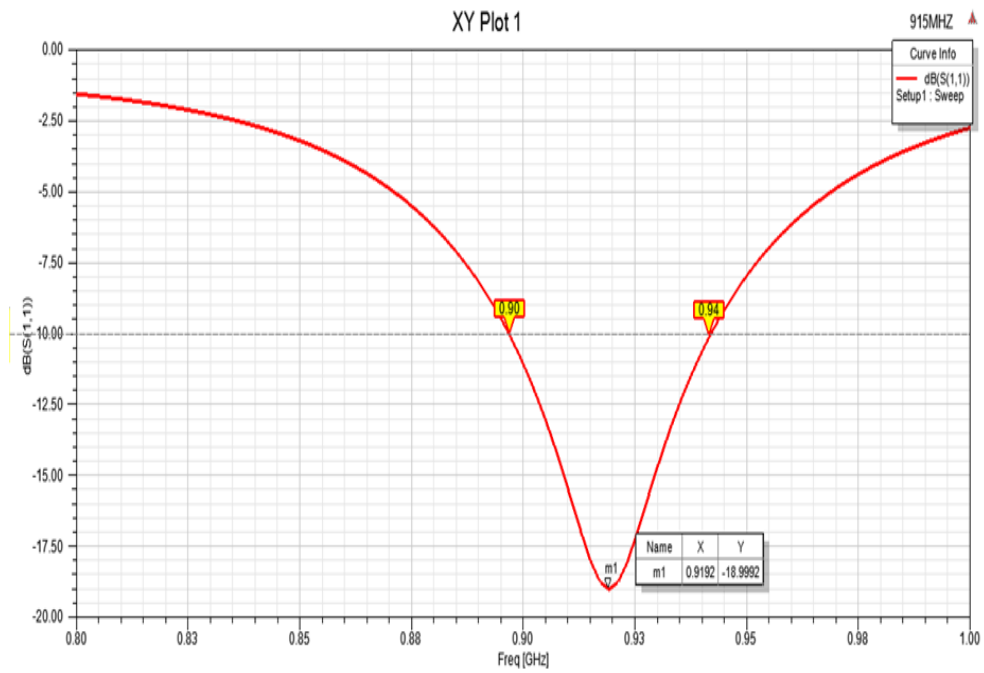
2.2.7 Résultats de simulation

a. Coefficient de réflexion

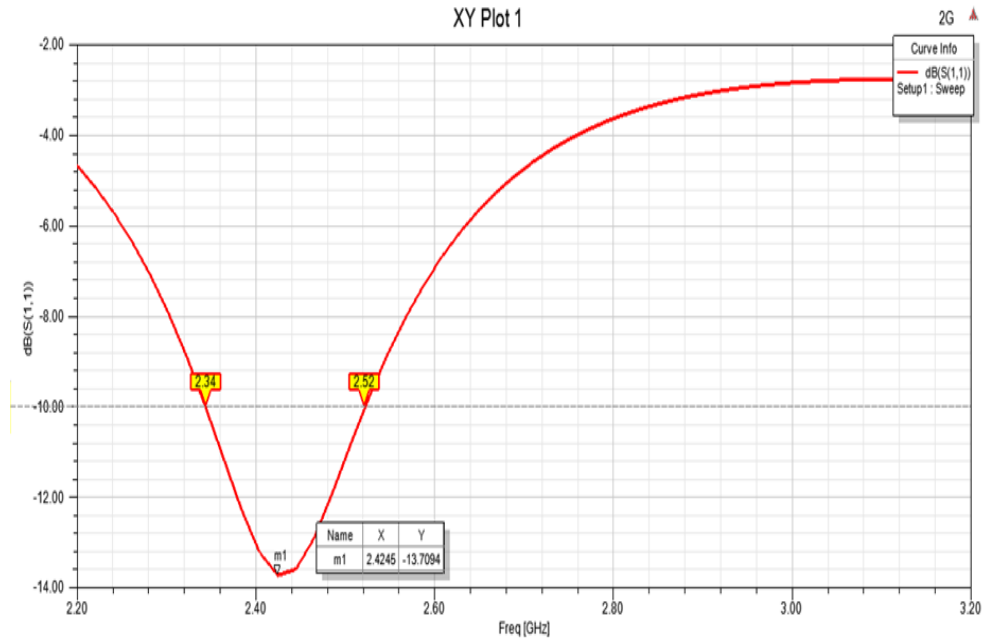
La figure 2.19(a) illustre le $|S_{11}|$ simulé de l'antenne PIFA implantable dans la bande MedRadio. La fréquence de résonance est de 438,77 MHz avec $|S_{11}| = -14.84$ dB et présente une bande passante de 45.69 MHz (de 414.16 MHz à 459.85 MHz) couvrant la bande MedRadio (438 MHz à 444 MHz). Sur la figure 2.19 (b), la deuxième résonance de l'antenne correspond à la fréquence 919.2 MHz qui est dans la bande de transmission d'énergie sans fil avec une bande passante -10 dB de 40 MHz (900 MHz à 940 MHz) couvrant la bande ISM (de 902 MHz à 928 MHz). La figure 2.19 (c) montre que l'antenne rayonne à la fréquence 2.42 GHz avec une bande passante -10 dB de 180 MHz (2.34 GHz à 2.52 GHz) couvrant la bande ISM 2.45 GHz.



(a)



(b)

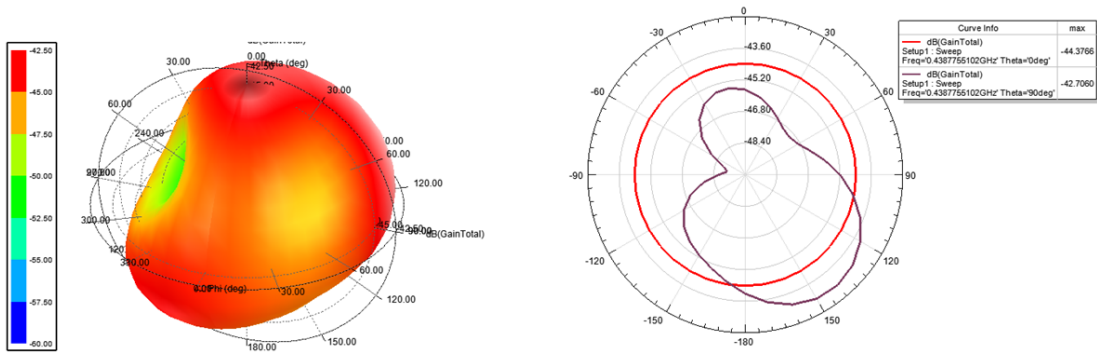


(c)

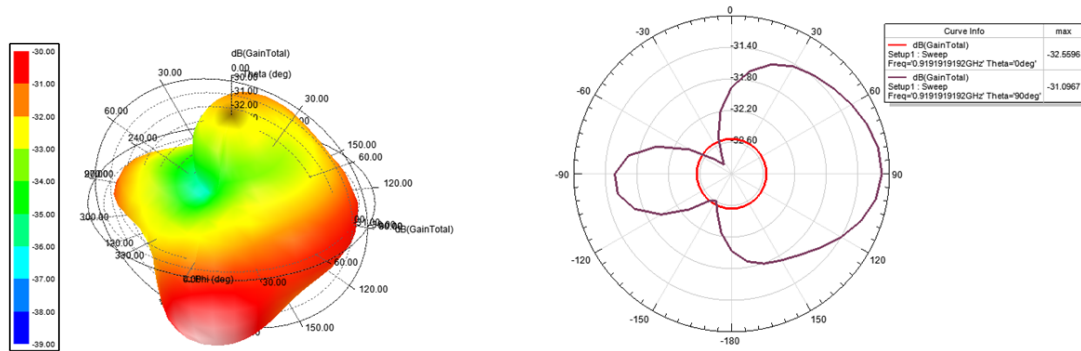
FIGURE 2.19 – Coefficient de réflexion S11 de l'antenne PIFA tri bandes dans la bande (a). MedRadio (438 MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz)

b. Diagramme de rayonnement

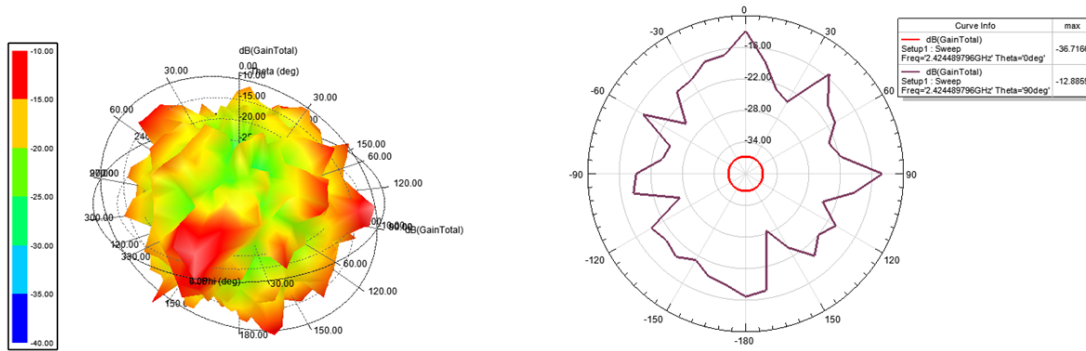
Le gain en champ lointain en 3D et en 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée est présenté dans les figures 2.20 (a, b et c), pour la bande MedRadio et la bande ISM (915 MHz et 2.45 GHz) respectivement. En raison de la petite taille de PIFA et de la perte tissulaire élevée, l'antenne rayonne dans les trois fréquences de façon presque omnidirectionnelle avec des valeurs maximales de -42.5 dB pour la bande MedRadio, de $(-25, -10)$ dB pour la bande ISM (915 MHz, 2.45 GHz).



(a)



(b)

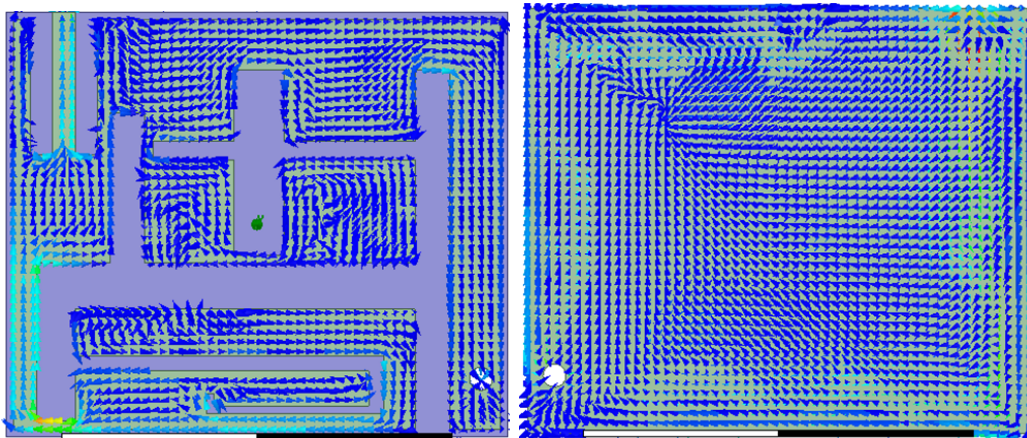


(c)

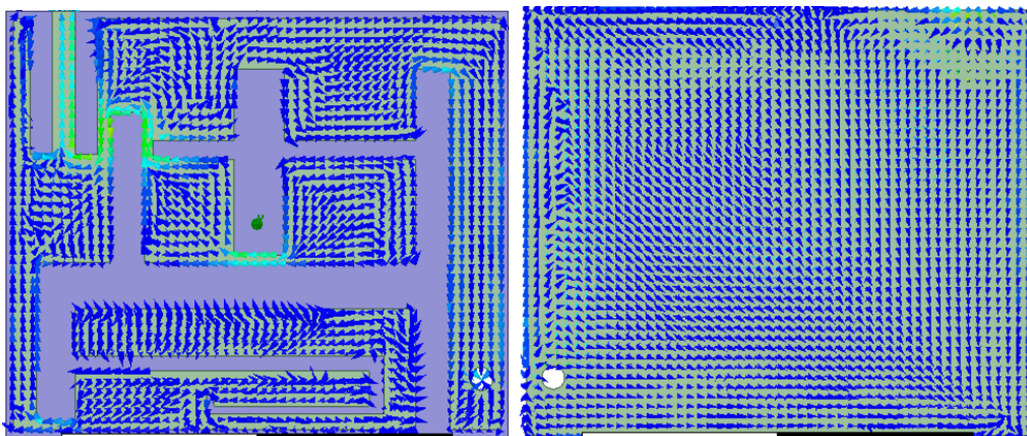
FIGURE 2.20 – Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le tissu biologique dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).

c. Distribution de courant

Une présentation de distribution de courant sur l'élément rayonnant et le plan de masse dans les trois bandes de fréquence est faite pour se rendre compte de fonctionnement de l'antenne PIFA tri bandes. La figure 2.21 (a, b et c) illustre la distribution de courant dans les trois bandes MedRadio et ISM respectivement. On remarque que dans les trois fréquences, le courant sur le patch induit des courants inverses sur le plan de masse, de sorte que les courants sur le patch et le plan de masse sont anti-phase.



(a)



(b)

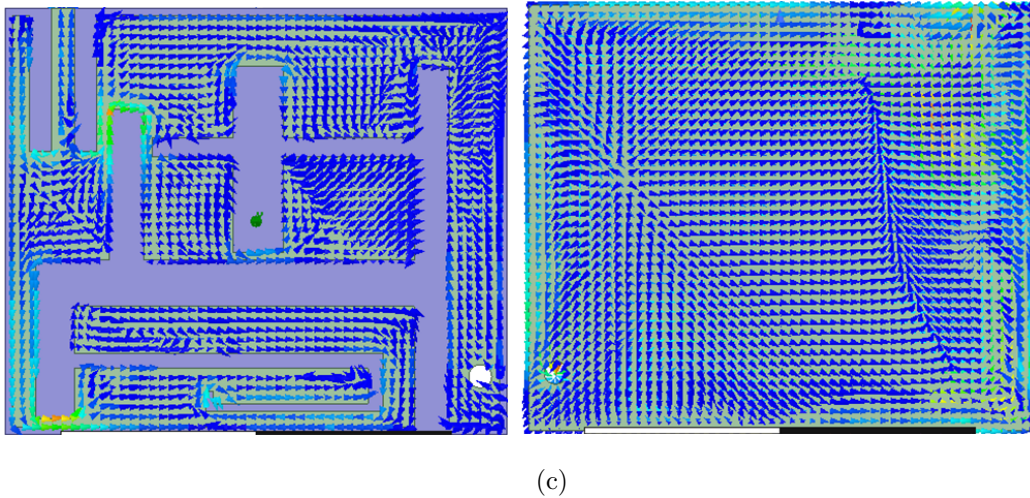
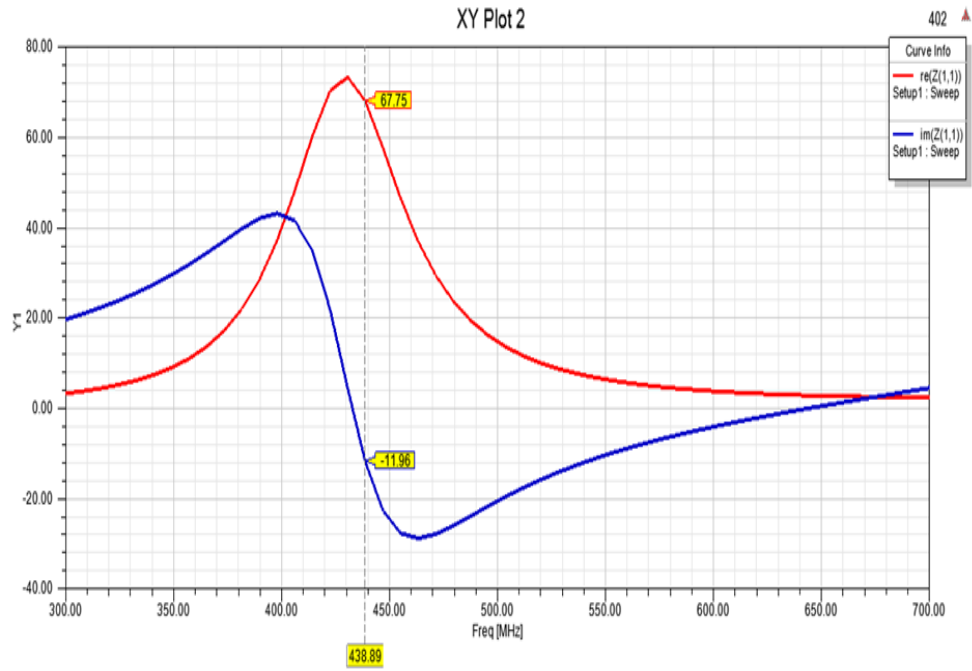


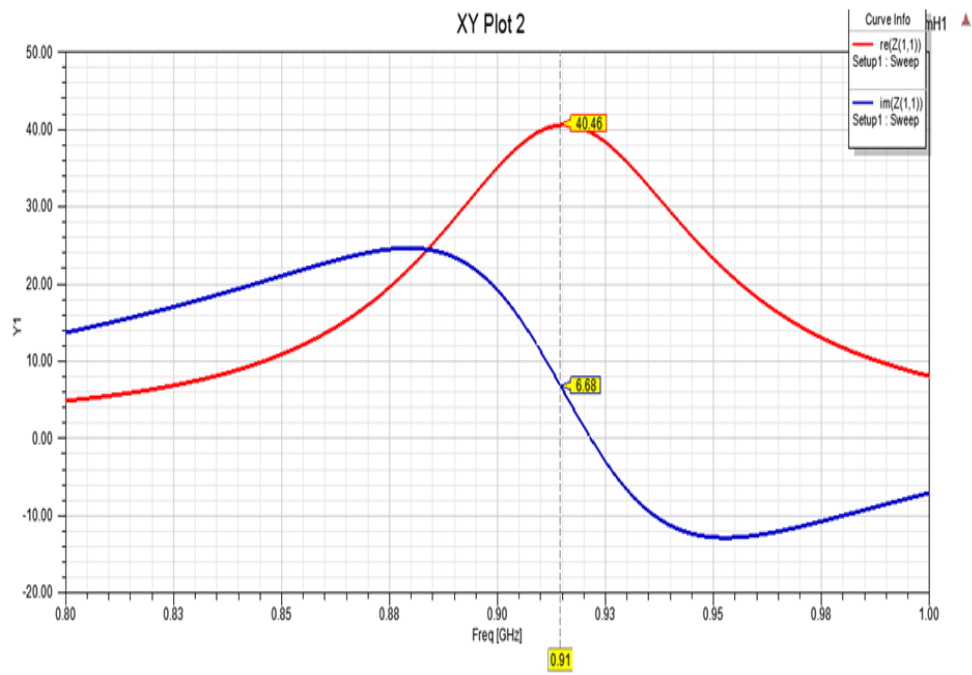
FIGURE 2.21 – Densité surfacique de courant dans le plan de masse (droite) et le patch (gauche) dans la bande (a).MedRadio, (b) ISM (915 MHz) et (c) ISM (2.45 GHz)

d. Impédance d'entrée

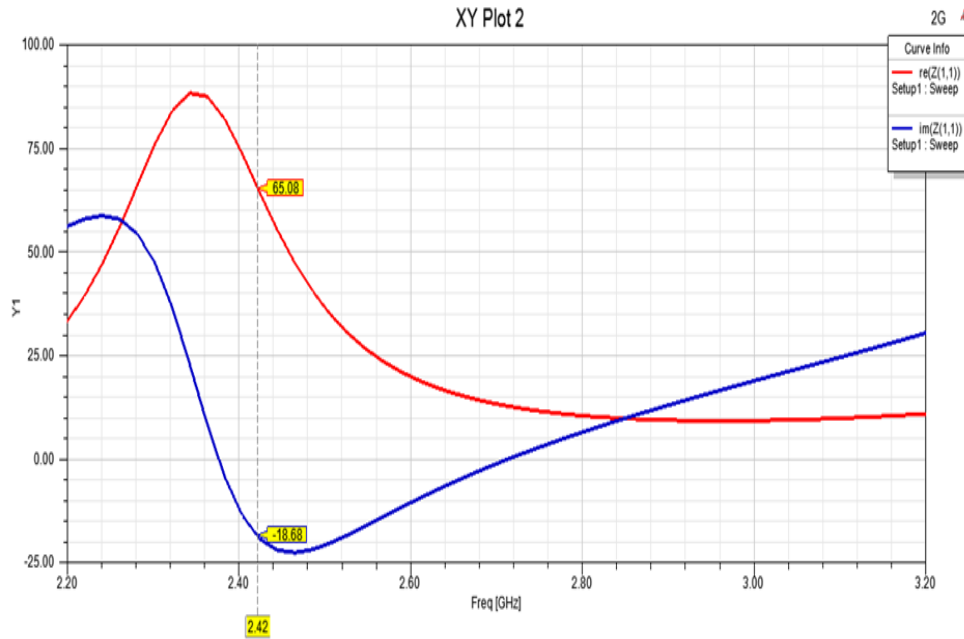
L'impédance d'entrée est l'une des paramètres important à étudier pour la conception de l'antenne. La figure 2.21 (a, b et c) présente la partie réelle et imaginaire de l'impédance d'entrée simulée de l'antenne PIFA à fente tri bandes dans les trois bandes (MedRadio et ISM) respectivement. Nous pouvons observer à partir des courbes que pour les trois fréquences de résonance (438 MHz (bande MedRadio), 915 MHz (bande ISM) et 2.45 GHz(bande ISM)), l'impédance d'entrée est $((67.75-11.96j)\text{ohm})$, $((40.46+6.68j)\text{ohm})$ et $((65.08-18.68j)\text{ohm})$ respectivement, donc on a une bonne adaptation d'impédance.



(a)



(b)



(c)

FIGURE 2.22 – Impédance d’entrée de l’antenne PIFA tri bandes dans la bande (a). MedRadio (438 MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz)

e. Rapport SAR

L’analyse du rapport SAR est nécessaire pour évaluer les performances de l’antenne. Elle permet de détecter si ce dispositif médical sans fil satisfait aux limites de sécurité.

Le SAR est calculé sur tout le corps ou sur un petit volume (généralement 1g ou 10g de tissu). La norme IEEE limite la valeur SAR moyenne de 10g à 2W/kg tandis que, la FCC utilise la valeur SAR moyenne de 1g à 1,6W/kg [42]. La valeur SAR pour le corps entier est limitée à 0,08W/kg par IEEE et FCC [42, 43].

La figure 2.23 (a, b et c) présente le rapport SAR pour une masse de 1g et de 10g pour les trois bandes de fréquence MedRadio et ISM. On peut observer que la région entourant de l’antenne implantée ou le SAR est significatif, il est relativement petit (il a un maximum de : 4×10^{-2} , 4×10^{-2} et 4×10^{-2} W/kg pour la bande 438MHz, 915MHz et 2.45GHz respectivement). Par rapport à la valeur limitée par IEEE et FCC, le SAR créé par la PIFA est inférieur à la limite de SAR réglementé ce qui implique que les effets secondaires de l’implant (notre antenne PIFA) portent moins de risque et de danger sur le corps humain.

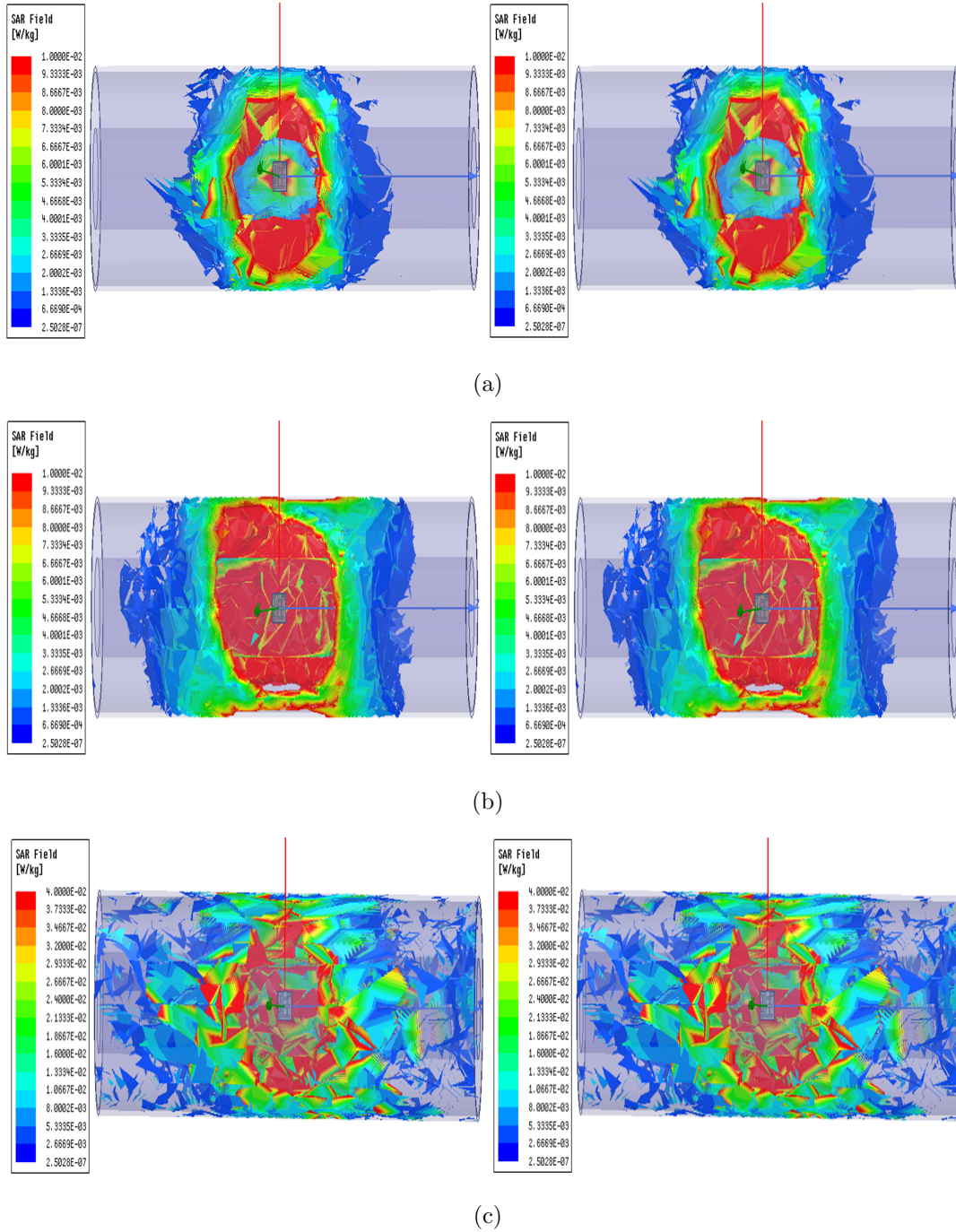


FIGURE 2.23 – Rapport SAR local sur la face supérieure (la peau) de corps humain pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio, (b) ISM.

2.3 CONCLUSION

Le but de ce chapitre est de créer un prototype d'une antenne miniaturisée tri bandes bioimplantable. Cette petite antenne est implantée dans le tissu musculaire d'un modèle de bras à trois couches ayant les propriétés des tissus biologiques. Le PIFA implantée présente trois fréquences de résonance pour la télémétrie de données sans fil (438 MHz) et la transmission de puissance (915 MHz et 2.45GHz).

La forme de base de cette antenne est de taille $11 \times 13 \times 1.72mm^3$. Le patch comporte dix fentes fondamentales. Chaque longueur de ces fentes a des effets différents sur les fréquences de résonance. La structure obtenue est simulée par le logiciel ANSYS HFSS18, les performances de l'antenne proposée sont présentés et commentés.

Dans le chapitre suivant, le prototype proposé est implanté et simulé à l'intérieur des modèle de : la main ; la jambe et la tête d'un etre humain. ses modèles sont intégrés dans le logiciel HFSS18.

Chapitre 3

Simulation de l'antenne tri bandes dans le corps humain

3.1 INTRODUCTION

Divers modèles d'exposition du corps humain avec différents scénarios et conditions tels que le sexe, l'âge et la taille ont été réalisés. ANSYS propose des modèles de corps adultes masculins et féminins dans des résolutions géométriques à l'échelle de plusieurs millimètres [44]. Le modèle de corps humain dans ANSYS contient plus de 300 muscles, organes, tissus et os. Les objets du modèle ont une précision géométrique de 1-2 mm.

Les matériaux du corps humain dépendent de fréquence de 10 Hz à 10 GHz. En fonction de la fréquence, les propriétés des matériaux sont incluses dans la bibliothèque de matériaux ANSYS. Les données des propriétés des matériaux sont basées sur les recherches menées par [45]. Le modèle peut être modifié par les utilisateurs pour les applications spécifiques. Pour les hautes fréquences, le modèle du corps peut être électriquement grand, ce qui entraîne un grand nombre de mailles, ce qui rend la simulation très longue et informatiquement complexe.

Dans ce chapitre, on va s'intéresser à la simulation de notre antenne proposée précédemment dans des modèles de corps humains (main, jambe et tête) intégrés dans ANSYS HFSS18, afin de tester la différence entre le comportement de l'antenne implantée dans les différents milieux.

3.2 ANTENNE TRI BANDES DANS LA MAIN

La figure 3.1 montre un modèle de la main humaine sous HFSS18 avec l'implantation de notre antenne tri bandes.

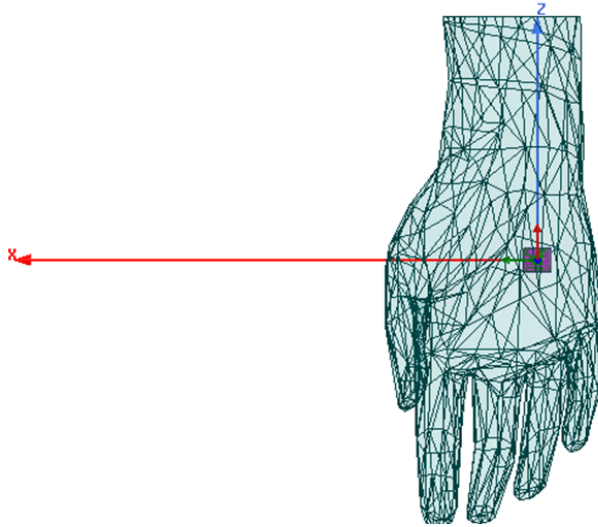


FIGURE 3.1 – (a). Antenne tri bandes implantée dans le modèle de main sous HFSS18.

3.2.1 Coefficient de reflexion

La figure 3.2 illustre le $|S_{11}|$ simulé de l'antenne PIFA implantable dans le modèle de la main. L'antenne présente trois bandes de résonance à la fréquence de résonance : 451.51 MHz avec $|S_{11}| = -16.70$ dB et présente une bande passante de 30 MHz (de 440 MHz à 470 MHz), la deuxième résonance de l'antenne correspond à la fréquence 931.31 MHz avec une bande passante de 40 MHz (910 MHz à 950 MHz). L'antenne rayonne aussi à la fréquence 2.57 GHz (2.47, 2.67) GHz avec un niveau d'adaptation de -13.99 dB.

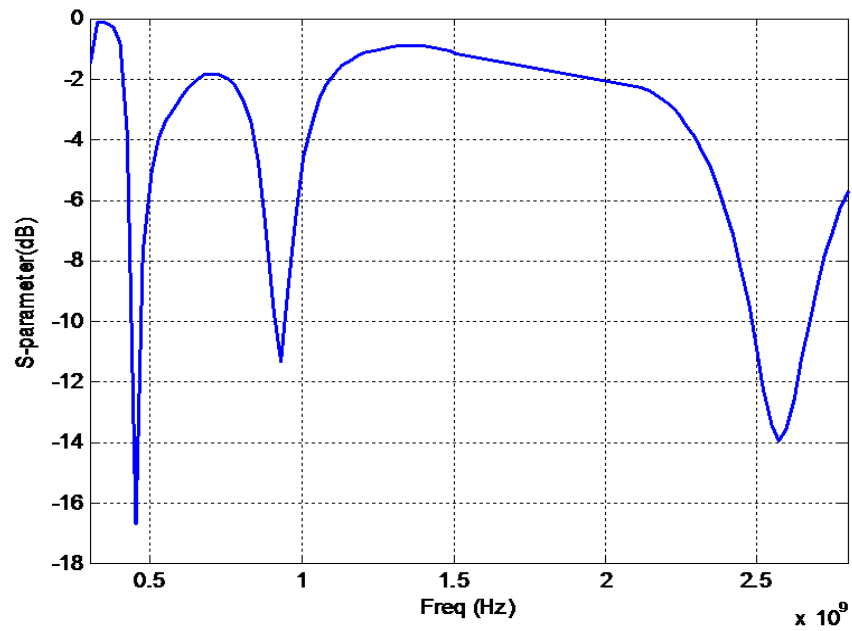
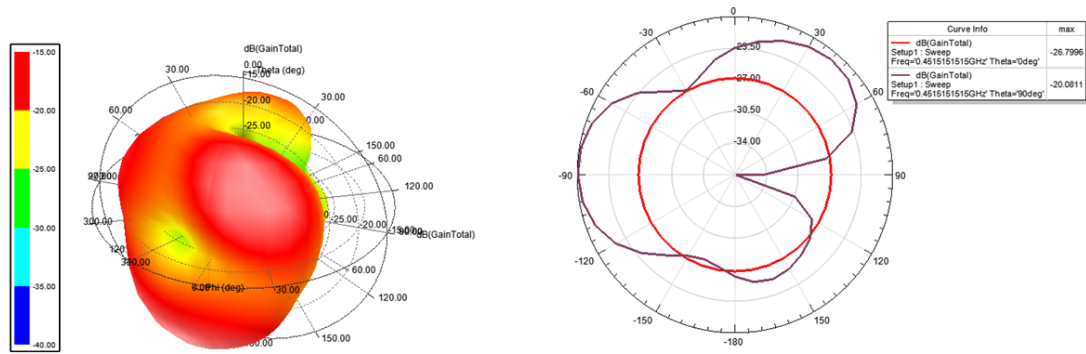


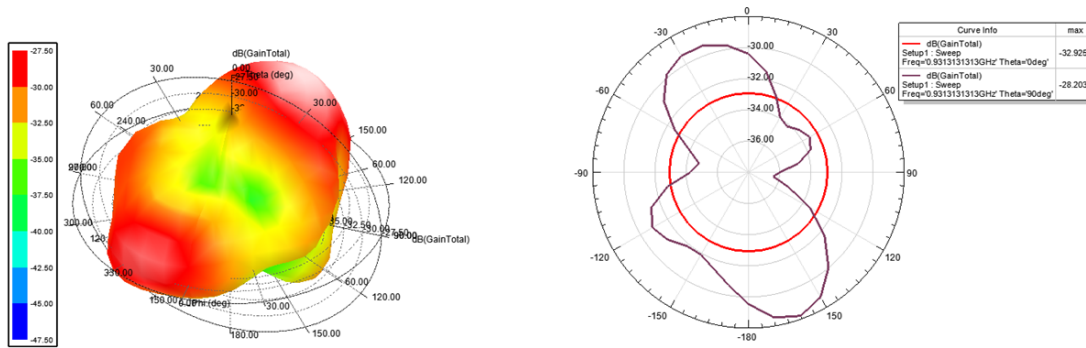
FIGURE 3.2 – Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la main.

3.2.2 Diagramme de rayonnement

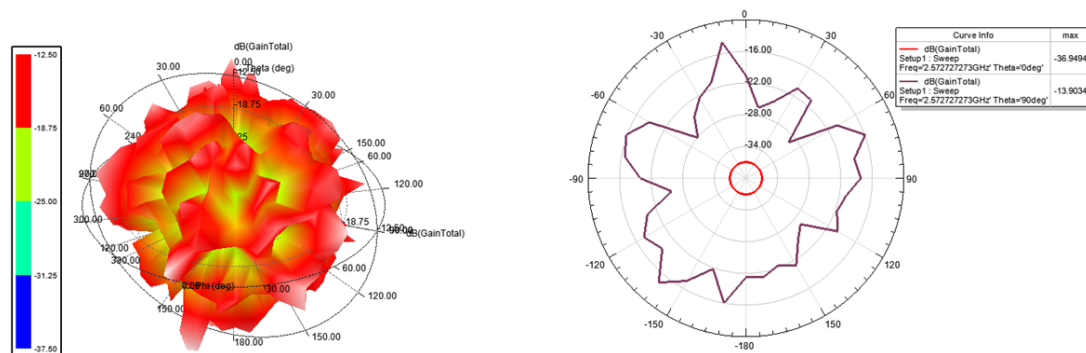
Les figures 3.3 (a), (b) et (c) montrent le diagramme de rayonnement de l'antenne PIFA implantée dans la main dans les trois fréquences de résonances (438 MHz, 915 MHz et 2.45GHz), d'après ces résultats, on constate que : l'antenne rayonne sur les trois bandes de façon presque omnidirectionnelle, avec un maximum de (-27.5, -15 et -12.5) dB pour les fréquences (438MHz, 915MHz et 2.45GHz) respectivement. Le gain d'antenne est très faible ce qui implique que les rendements de l'antenne en terme de rayonnement sont médiocres, ça est due que le corps humain fournit un environnement avec pertes, et les champs EM sont stockés de manière réactive dans les parties du corps humain à proximité [46].



(a)



(b)



(c)

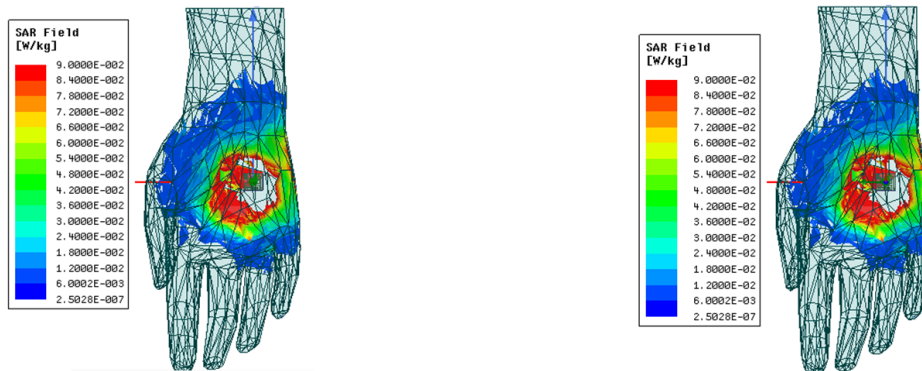
FIGURE 3.3 – Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la main dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).

3.2.3 Rapport SAR

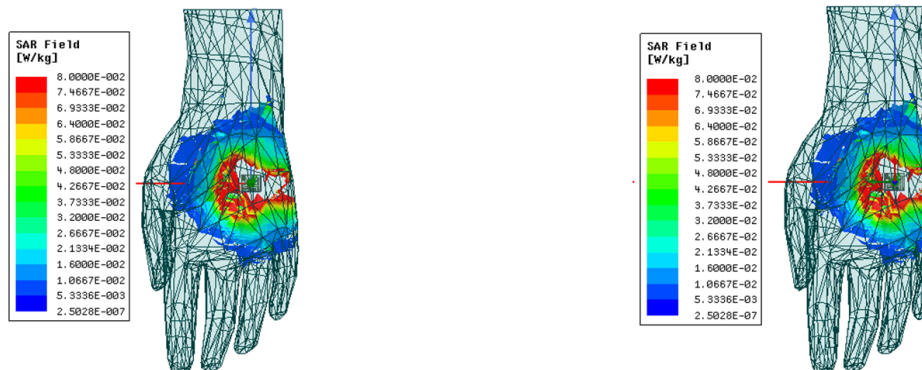
La figure 3.4 représente le taux d'absorption spécifique d'énergie électromagnétique de l'antenne dans le modèle de la main dans les trois bandes de fréquence.

L'analyse du rapport SAR est nécessaire pour évaluer les performances de l'antenne. Elle permet de détecter si ce dispositif médical sans fil satisfait aux limites de sécurité.

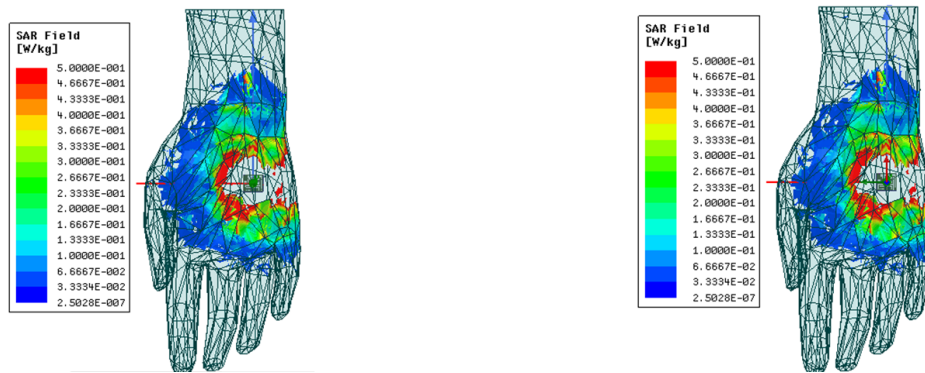
La figure 3.4 (a, b et c) présente le rapport SAR pour une masse de 1g et de 10g pour les trois bandes de fréquence de résonance. On peut observer que le SAR est relativement petit (maximum de : 9×10^{-2} , 8×10^{-2} et 5×10^{-1} W/kg pour la bande 438MHz, 915MHz et 2.45GHz respectivement). Le SAR créé par la PIFA est inférieur à la limite de SAR réglementé ce qui implique que les effets secondaires de l'implant portent moins de risque et de danger sur le corps humain.



(a)



(b)



(c)

FIGURE 3.4 – Rapport SAR local sur la face supérieur (la peau) du modèle de la main pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio (438MHz), (b) ISM (915MHz), (c) ISM (2.45GHz).

3.3 ANTENNE TRI BANDES DANS LA JAMBE

La figure 3.5 montre un modèle de la jambe humaine sous HFSS18 avec l'implantation de notre antenne tri bandes à l'intérieur.

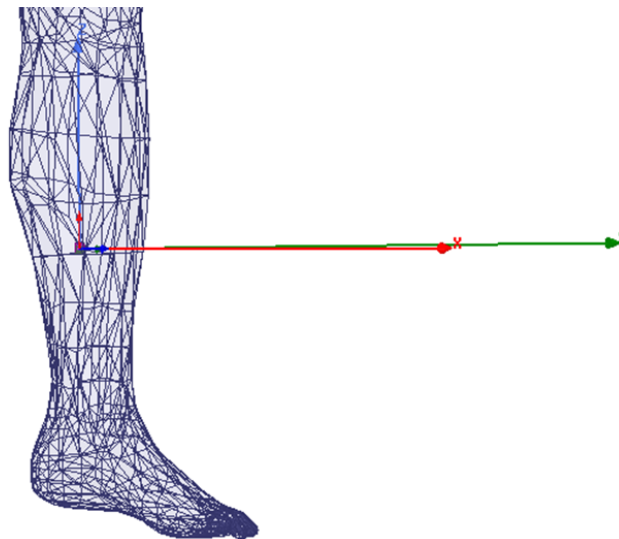


FIGURE 3.5 – Antenne PIFA tri bandes implantée dans un modèle d'une jambe.

3.3.1 Coefficient de reflexion

La figure 3.6 présente le $|S_{11}|$ de l'antenne PIFA implantable dans le modèle de la jambe. L'antenne présente trois bandes de résonance aux fréquences : 449MHz ($S_{11}=-10.88\text{dB}$, $\text{BP}=50\text{MHz}$), 943.9MHz ($S_{11}=-12.92\text{dB}$, $\text{BP}=30\text{MHz}$) et 2.62GHz ($S_{11}=-15.36\text{dB}$, $\text{BP}=250\text{MHz}$)

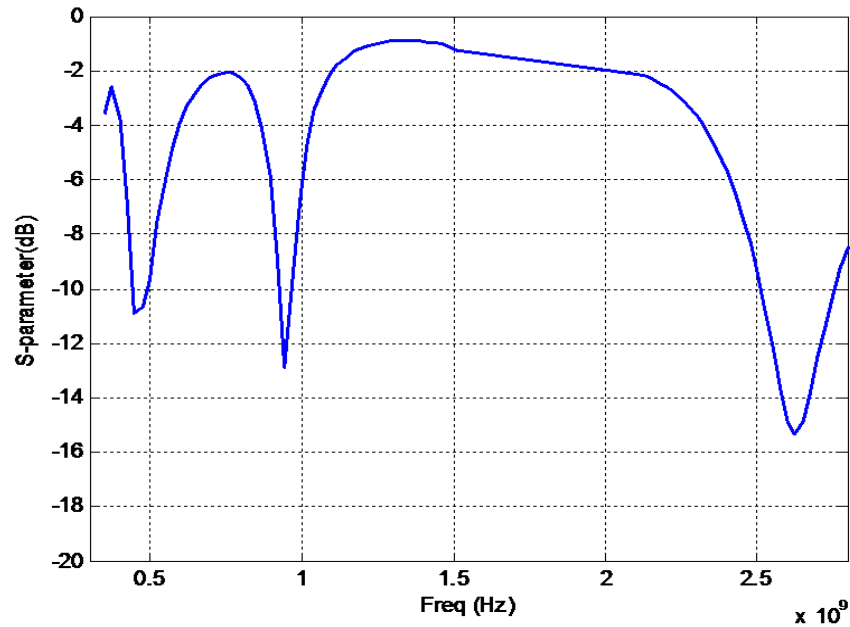
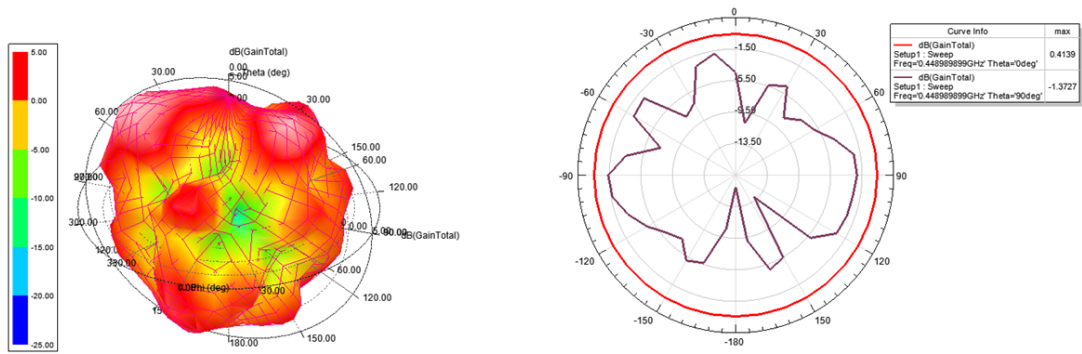


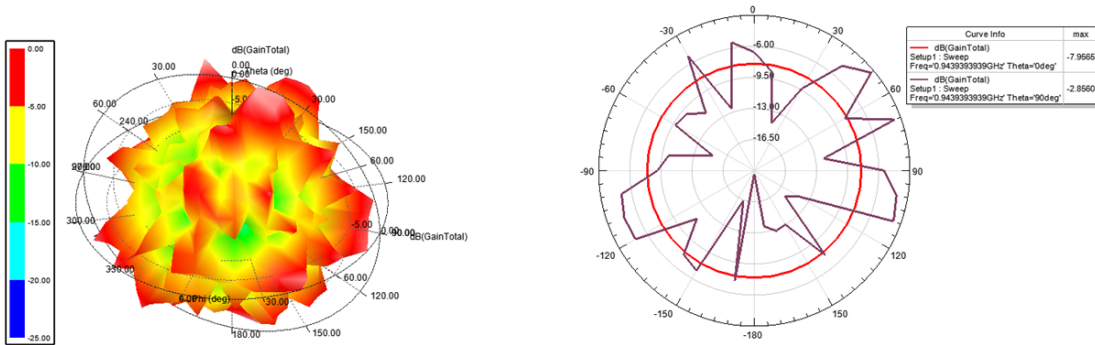
FIGURE 3.6 – Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la jambe.

3.3.2 Diagramme de rayonnement

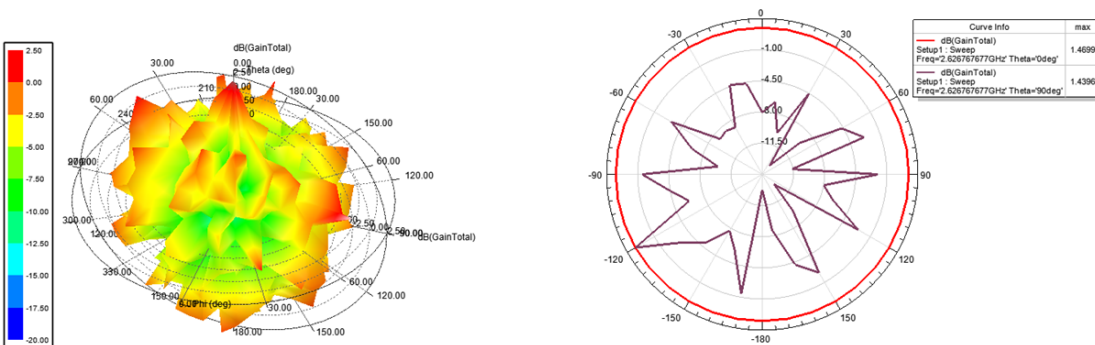
Les figures 3.7 (a), (b) et (c) montrent le diagramme de rayonnement de l'antenne PIFA implantée dans la jambe dans les trois fréquences de résonances (438 MHz , 915 MHz et 2.45GHz), d'après ces résultats, on constate que : l'antenne rayonne sur les trois bandes de façon presque omnidirectionnelle, avec un maximum de (5, 0 et 2.5) dB pour les fréquence (438MHz, 915MHz et 2.45GHz) respectivement, ce qui implique qu'on a un bon rendements de l'antenne en terme de rayonnement.



(a)



(b)

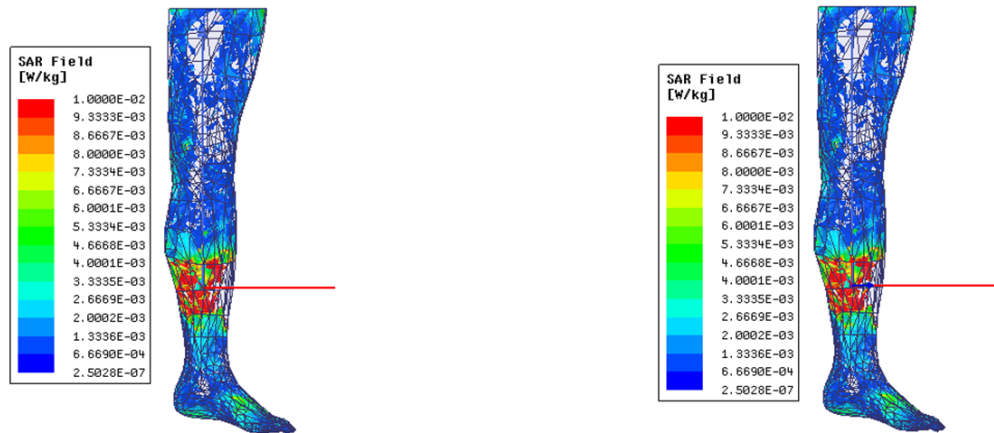


(c)

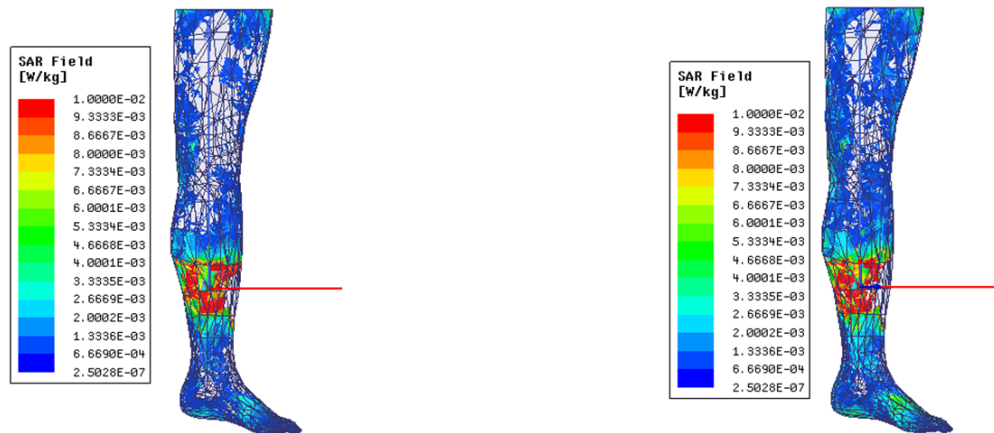
FIGURE 3.7 – Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la jambe dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).

3.3.3 Rapport SAR

La figure 3.8 représente le rapport SAR de l'antenne implantée dans le modèle de la jambe dans les trois bandes de fréquence pour une masse de 1g et de 10g. On peut observer que le SAR est petit (maximum de : 1×10^{-2} W/kg pour les trois bandes qui est inférieur à la limite de SAR réglementé ce qui implique que notre antenne porte moins de risque sur le corps humain.



(a)



(b)

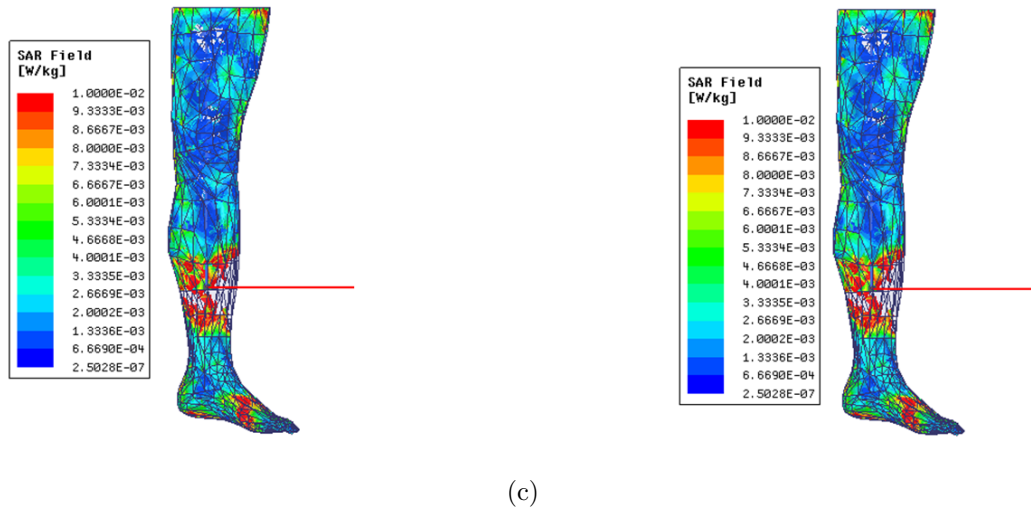


FIGURE 3.8 – Rapport SAR local sur la face supérieur (la peau) du modèle de la jambe pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio, (b) ISM.

3.4 ANTENNE TRI BANDES DANS LA TETE

On s'intéresse maintenant à la tête d'un être humain. La figure 3.9 montre une antenne tri bandes implantée dans un modèle d'une tête intégrée dans ANSYS HFSS18.

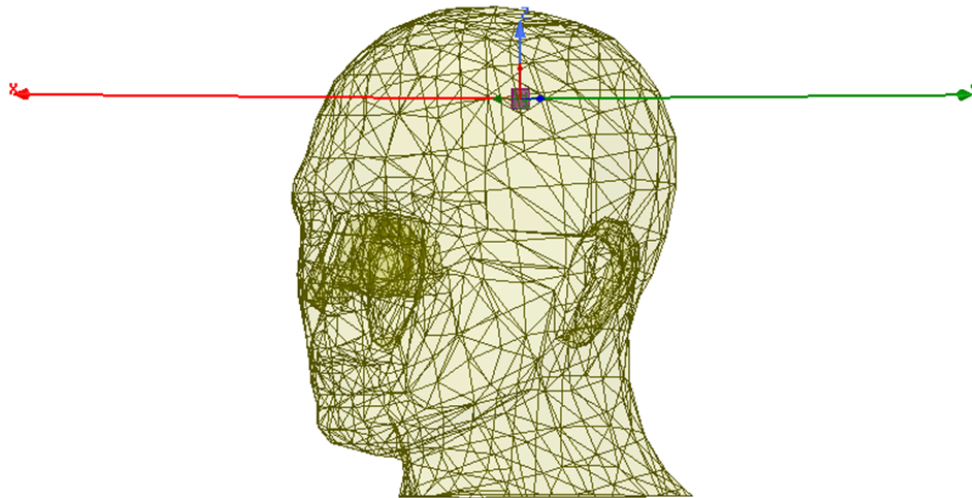


FIGURE 3.9 – Antenne PIFA tri bandes implantée dans un modèle d'une tête.

3.4.1 Coefficient de reflexion

La figure 3.10 présente le $|S_{11}|$ de l'antenne PIFA implantable dans le modèle de la tête. L'antenne présente trois bandes de résonance aux fréquences : 450MHz($S_{11}=-15.3019$), 950 MHz($S_{11}=-10.5170$) et 2.55GHz($S_{11}=-12.0937$).

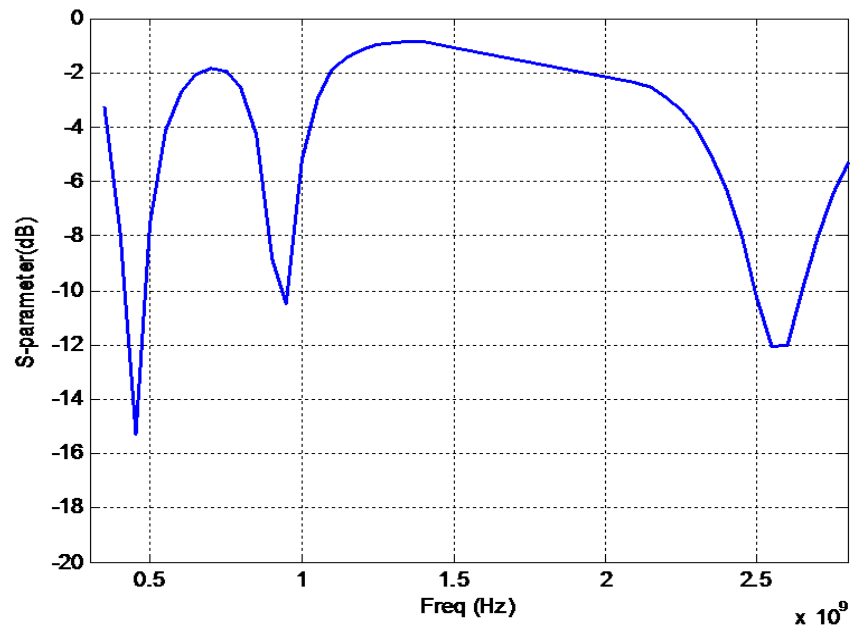
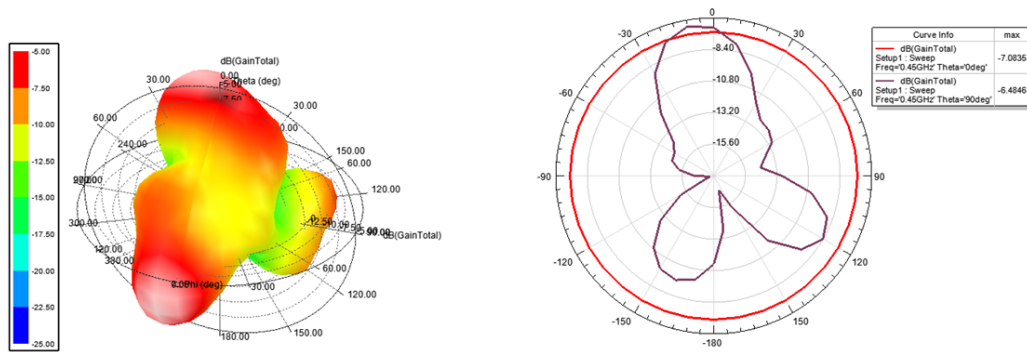


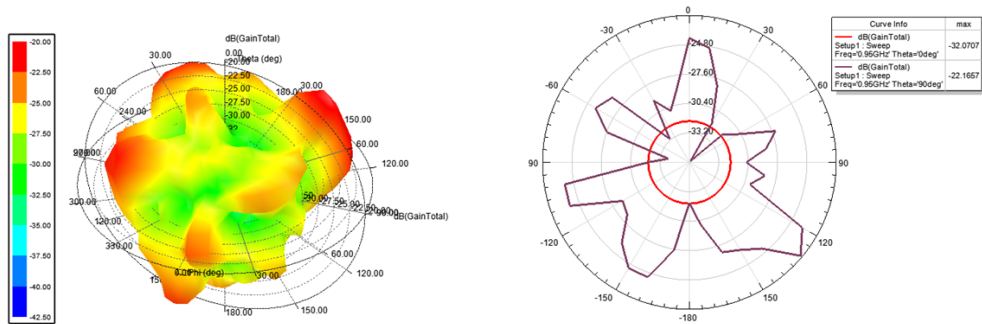
FIGURE 3.10 – Coefficient de réflexion de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la tête.

3.4.2 Diagramme de rayonnement

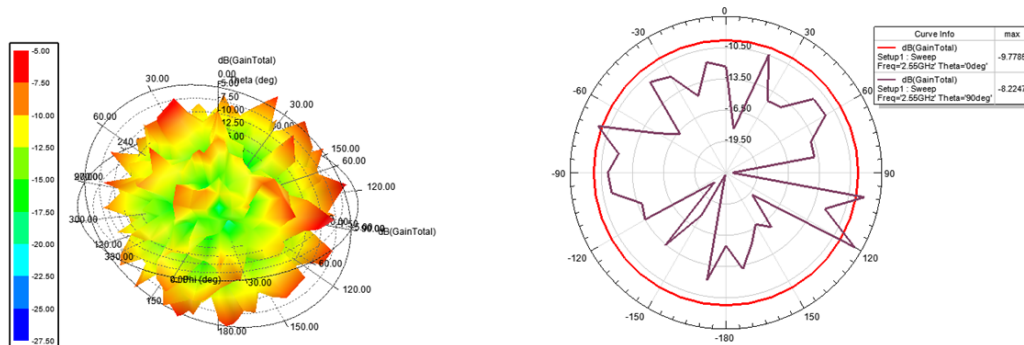
Les figures 3.11 (a), (b) et (c) montrent le diagramme de rayonnement de l'antenne PIFA implantée dans la tête dans les trois fréquences de résonances (438 MHz , 915 MHz et 2.45GHz), d'après ces résultats, on constate que : le maximum du gain est : (-5, -20 et -5) dB pour les fréquence (438MHz, 915MHz et 2.45GHz) respectivement.



(a)



(b)



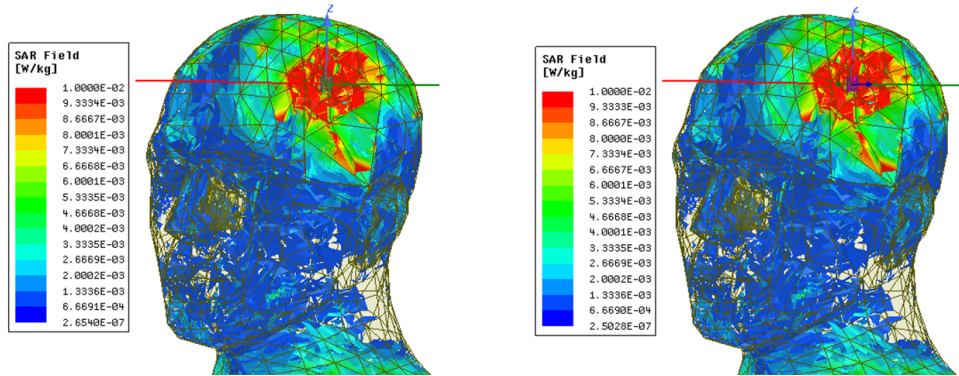
(c)

FIGURE 3.11 – Gain en 3D, 2D de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le modèle de la jambe dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz), (c) ISM (2.45 GHz).

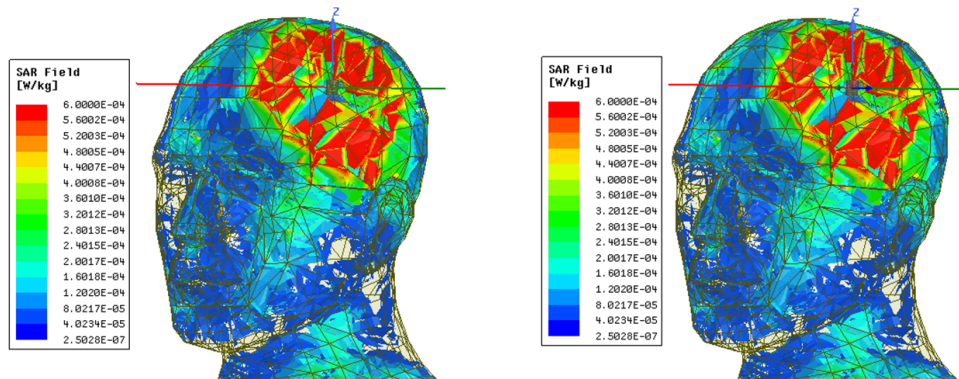
3.4.3 Rapport SAR

La figure 3.12 présente le rapport SAR de l'antenne implantée dans le modèle de la tête dans les trois bandes de fréquence pour une masse de 1g et de 10g. On peut

observer que le SAR est petit (maximum de : 1×10^{-2} , 6×10^{-4} et 1×10^{-2} W/kg pour les bande MedRadio, ISM (915MHz) et ISM(2.45GHz) respectivement ce qui implique que notre antenne porte moins de risque sur la tête humaine.



(a)



(b)

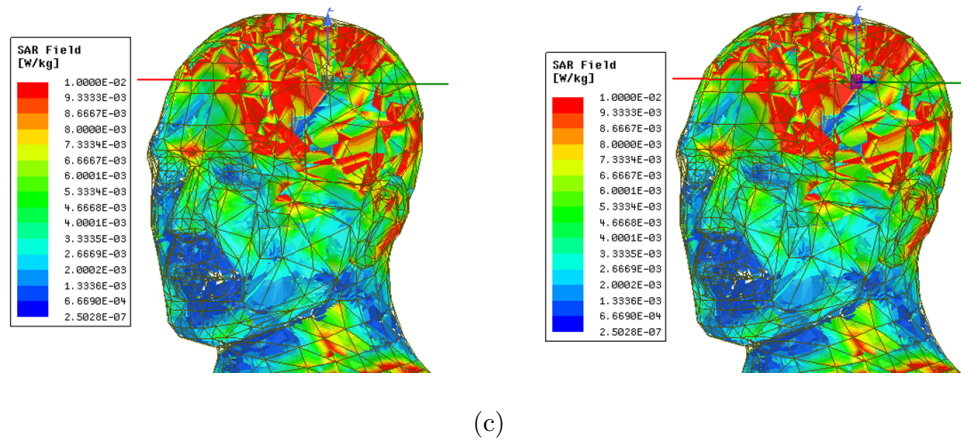


FIGURE 3.12 – Rapport SAR local sur la face supérieur (la peau) du modèle de la tête pour une masse de 1g(gauche) et de 10g (droite) de tissu dans la bande (a) MedRadio, (b) ISM.

3.5 CONCLUSION

Dans ce chapitre, des études ont été faites pour voir les performances de l'antenne proposée implantée dans : la main, la tête et la jambe. Ces modèles sont intégrés dans le logiciel ANSYS HFSS. A travers les résultats de simulation, il a été conclu que les résultats obtenus en terme de fréquence de résonance a une légère dégradation que celles simulés dans le modèle canonique du bras du chapitre précédent.

Conclusion générale

Ces dernières années, avec le développement rapide de la technologie de communication sans fil, les réseaux corporels sans fil (WBAN) ont attiré une grande attention. La technologie WBAN relie les appareils électroniques sur et dans le corps humain à des équipements de surveillance ou de contrôle extérieurs. Les applications courantes de la technologie WBAN sont les appareils biomédicaux, la surveillance du sport et de la condition physique, les capteurs corporels, les appareils mobiles,... etc. Toutes ces applications ont été classées en deux domaines principaux, à savoir médical et non médical, par la norme IEEE 802.15.6.

Pour les applications médicales, les liaisons télémétriques sans fil sont nécessaires pour transmettre le diagnostic, la thérapie et les informations vitales à l'extérieur du corps humain. L'application étendue et en croissance rapide des appareils sans fil donne lieu à un beaucoup de préoccupations concernant leurs normes de sécurité liées aux effets des rayonnements électromagnétiques sur le corps humain.

Dans ce travail de fin d'étude de master, une conception d'une antenne implantable miniature de type PIFA est proposée pour l'application de bio télémétrie. Cette antenne a une petite taille de $11 \times 13mm^2$. Ce design est implanté dans un modèle multicouches (os , muscle et peau) de tissu biologique. La conception de l'antenne implantable rayonne pour les bandes (MedRadio (438MHz) et ISM (915MHz, 2.45GHz)). Une étude paramétrique traite également les influences des paramètres sur les performances de l'antenne tels que la fréquence de résonance , la coefficient de réflexion et la bande passante est faite. Pour que cette antenne soit capable d'assurer leurs fonctions convenablement, nous avons pris en considération, lors de sa conception, les propriétés diélectriques de chacune des trois couches du corps humain.

Pour s'assurer que l'antenne fonctionne bien, elle a été simulée pour différentes parties du corps telles que la main , la tête et la jambe à l'aide d'ANSYS HFSS.

Les résultats de simulation ont montré que l'antenne résonne dans les trois bandes souhaitées MedRadio(438 MHz) et ISM (914 MHz et 2.45 GHz) avec un décalage de fréquences entre la simulation dans le modèle cylindrique multicouches du bras, et les modèles (main, jambe et tête) intégrés dans le HFSS.

Il a été montré que la conception de l'antenne pouvait être modifiée en fonction de l'application souhaitée, et que les caractéristiques du milieu de propagation où l'antenne est implantée devaient être prises en compte, car ils affectent dans une large mesure les propriétés des antennes implantées, réduisant leurs performances.

En conclusion, cette antenne proposée remplit tous les facteurs importants d'une antenne implantable appropriée, tels qu'avoir une taille miniaturisée, être biocompatible et assurer la sécurité du patient (rapport SAR minimal). Travaux futurs qui peuvent être réalisés avec cette conception pourrait consister à fabriquer l'antenne et à la tester avec un dispositif biomédical Et travailler sur ce qui suit :

- Amélioration de l'alimentation de l'antenne implantée sans l'utilisation d'une batterie externe.
- Compléter l'antenne à l'intérieur du corps humain avec une antenne réceptrice externe pour étudier la transmission d'informations entre les deux antennes et assurer la qualité du travail.
- Travailler pour réduire encore l'antenne et en même temps améliorer le gain avec des nouvelles techniques.

Bibliographie

[1]. A. Rosen, M. A. Stuchly , A. Vander Vorst, “Applications of RF/microwaves in medicine,” IEEE Trans,Microw, Theory Tech, vol. 50, N. 3, pp. 963–974, 2002.

[2]. D. Kissinger, J.C. Chiao, “Medical applications of radio-frequency and microwaves- sensing, monitoring, and diagnostics,” IEEE.Microw. Mag, From the Guest Editors Desk ,vol. 16, No.4, pp. 34–38, 2015.

[3]. A. Djellid, “Analyse rigoureuse des antennes F inversées par la méthode desélémentsfinie d’ordre supérieur,” Thèse de doctorat,Université Mohamed Bou-diaf M’sila. Algérie. 2019.

[4]. Y. Abdenour, “Etude et conception des antennes miniatures pour les appli-cations aiomédicales,” Mémoire master, Université AboubakrBelkaid Tlemcen,Algérie,2018.

[5]. I. J.Bahl,P. Bhartia , “Microstrip antennas, Edited by M,” A Dedham, Ar-tech House. 1980.

[6] K. R. Carver , J. W. Mink,“ Microstrip antennas technology,” IEEE Tran-saction On Antennas and Propagation, Vol. AP-29, N.1, pp. 2-24. 1981.

[7]. R. Alrawashdeh, “Implantable antennas for biomedical applications,”Thèse de doctorat,Université de Liverpool, Angleterre. 2015.

[8]. S. Izza et W. Grabsi, “Design and analysis of a microstrippatch antenna for medical applications,” Mémoire de master, Université Mhamed Bougara Bou-merdes, Algérie. 2017.

[9]. T. Taga, K. Tsunekawa, “ Performance analysis of a built-in planar inverted F antenna,” IEEE Journal on Selected Areas in Communications, Vol. 5, N. 5, pp. 921–929. 1987.

[10]. S. C. Survase, V. Deshmukh, “Design of wearable antenna for telemedicine application,” International Journal of Engineering Science and Innovative Technology (IJESIT), vol.2, No. 3, pp. 574-580. 2013.

[11]. J. Kim et Y. Rahmat-Samii, “Implanted antennas inside a human body : simulations, designs, and characterizations,”IEEE Trans. Microw. Theory Techn., Vol. 52, N. 8. 2004.

[12]. F. Huang, C. Lee, C. Chang, L. Chen, T. Yo, et C. Luo, “Rectenna application of miniaturized implantable antenna design for triple-band biotelemetry communication,” IEEE Trans. Antennas Propag., Vol. 59, N. 7, pp. 2646– 2653. 2011.

[13] .A. Rosen, H. D. Rosen , “The role of engineering principles in the medical utilization of electromagnetic energies from khz to visible light-examples,” Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves 30.12 : 1374-1386. 2009.

[14]. W. G. Scanlon, E. Evan et M. Mc. Creesh, ”RF performance of a 418MHz radio telemeter packaged for human vaginal placement,” IEEE transactions on biomedical engineering, pp. 427–430. 1997.

[15] Dickson 1979 ; Lee et Chen, 1982.

[16] Merli et al., 2011 ; Valdastrì et al., 2004.

[17] D.Wessels, “Implantable pacemakers and defibrillators : device overview & EMI considerations,” Electromagnetic Compatibility, 2002.EMC 200P2, IEEE International Symposium on. Vol. 2. IEEE. 2002.

[18].K. S. Guillory, R. A. Normann. “ A 100-channel system for real time de-

tection and storage of extracellular spike waveforms,” *Journal of neuroscience methods* 91.1 : 21-29. 1999.

[19] . M. C.Shults, R. K.Rhodes , S. J.Updike, B. J.Gilligan , W. N. Reining , “A telemetry-instrumentation system for monitoring multiple subcutaneously implanted glucose sensors,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 41.10 : 937-942. 1994.

[20] .T. Buchegger,G.Oßberger ,A. Reizenzahn , E.Hochmair , A.Stelzer , A.Springer, “Ultra-wideband transceivers for cochlear implants,” *EURASIP Journal on Applied Signal Processing* 2005 : 3069-3075. 2005.

[21] .K .Gosalia, G.Lazzi, M.Humayun , “Investigation of a microwave data telemetry link for a retinal prosthesis,”*IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 52.8 : 1925-1933. 2004.

[22].D.Panescu , “Emerging technologies [wireless communication systems for implantable medical devices],” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 27.2 : 96-101. 2008.

[23] .D. Halperin, T. Kohno, T. S. Heydt-Benjamin, K. Fu , W. H. Maisel, “Security and privacy for implantable medical devices,” *IEEE Pervasive Comput.* 7.1 : 30-39. 2008.

[24]. G. Kaur, A.Kaur, G.T.Kaur,S.D.Balwinder, “Antennas for biomedical applications,” *The Korean Society of Medical and Biological Engineering and Springer*. Vol. 5, No. 3,pp. 203-212, Korea, 2015.

[25].A.Gueriani ,R. Zaaboubi, “Conception et réalisation d’une antenne implantable bi bandes pour des applications de télémétrie,” *Mémoire de fin d’étude, Université akli mohand oulhadj, Bouira, Algérie*. 2020.

[26]. F. Merli, “Implantable antennas for biomedical applications,” *Thèse de doctorat, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse*, 2011.

[27]. D. Alptekin , “Dual band microstrip implantable antenna design for biomedical application”, The Graduate school of Natural and Applied Sciences of Middle East Technical University, 2015.

[28]. F. El hatmi, “Conception d’antennes de communication à travers le corps humain pour le suivi thérapeutique ” Thèse de doctorat, Université Paris-Est, 2013.

[29]. N. Uzunoglou, “Miniaturization of implantable antennas for medical applications,” Faculty of Medecine and National Technical University of Patras, School of Electrical and Computer Engineering,Greece, 2013.

[30]. P. A. Blanos, “Miniaturization of implantable antennas for medical applications, ” National Technical University of Athens, University of Patras, 2013.

[31]. C. Gabriel, S. Gabriel, ”Compilation of the dielectric properties of bodytissues at RF and microwave frequencies,” Report for AFOSR/NL Bolling AFB,London, 1997.

[32] .A. Aggarwal , A. Gupta, “Effect of electromagnetic radiations on humans : A study ,” IEEE Technology Students Symposium, pp. 75-80, 2011.

[33] .R. Kohno, K. Hamaguchi, H.B. Li , K. Takizawa, “*R&D* and standardization of body area network (BAN) for medical healthcare,” in Ultra-Wideband, 2008. ICUWB 2008. IEEE International Conference on, pp : 5-8,2008.

[34] .Y.Rahmat-Sami , J. Kim , “Implanted antennas in medical wireless communications,” 1sted.USA : Morgan & Claypool Publisher’s series, 2006.

[35] .L. Wang , T.D. Drysdale, D.R.S. cumming, “Inscharacterizatin of two wireless transmission schemes for ingestible capsules,” Biomedcal Engineering, IEEE Transaction on, vol, 54, pp. 2020-2070, 2007.

[36]. L.Xu, C.Feng, Y. Wang, Y. Yao, M.Q-H.Meng, "Variation of exterior telemetry links of capsule antenna ingested in human body," Intelligent control and Automation (WCICA), 8th World Congress on. pp : 2269-2272, 2010.

[37] P.M. Izdebsk, H. Rajagopalan, Y.Rahmat-samii, "Conformal ingestible capsule antenna : A Novel Chandelier Meandered Design," Antennas and Propagation, IEEE Transactions on, vol, 57,pp : 900-909, 2009.

[38] H. S. Savci, A. Sula, Z. Wang, N. S. Dogan, E. Arvas, " MICS transceivers : regulatory standards and applications [medical implant communications]," in southeastcon, 2005. Proceedings. IEEE, pp : 179-182, 2005.

[39] F. Merli,L.Bolomey , J. F.Zurcher, G.Corradini, E.Meurville, A. K.Skrivervik, "Design,realization and measurements of a miniature antenna for implantable wireless communication system," Antennas and Propagation, IEEE Transactions on, vol. 59, pp : 3544-3555, 2011.

[40] .T. A. Aleef , Y. B. Hagos , V. H. Minh ,S.Khawaldeh,U.Pervaiz, "Design and simulation-based performance evaluation of a miniaturised implantable antenna for biomedical applications," Micro & Nano Letters, 12(10), 821-826, 2017.

[41].P. Soontornpipit, "Radiation characteristics and SAR effects of wireless implant medical devices in human body," Southeast Asian J Trop Med Public Health, p. 231-238,2012.

[42]. M. Khabiri, "Design and simulation of implantable PIFA in presence ofANSYS human body model for biomedical telemetry using ANSYS HFSS," OzenEngineering.

[43]. J.C. Lin,"IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz," in IEEE StandardC95.1-2005, Vol. 48, No.1, pp. 157-159, Chicago, 2006.

[44]. M Vogel, "Electromagnetic safety in wireless communications and biome-

dical technologies,” Rept, N. MKT0000528. ANSYS Inc and ANSYS Resource Library. 2012

[45]. C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies,” Report N. AL/OE-TR- 1996-0037, Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas (USA), 1996.

[46]. S. Bakogianni , S. Koulouridis, “Design of a novel miniature implantable rectenna for in-body medical devices power support,” Antennas and Propagation European Conference (EuCAP) on Davos, Switzeland, 2016.

