

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DE TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT D'ELECTRONI
QUE
N° :



DOMAINE : SCIENCE ET
TECHNOLOGIE
FILIERE : ELECTRONIQUE
OPTION : SYSTEME DE TELECOMMUNICATION

**Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique**

Intitulé

**Amélioration des performances d'une antenne
implantable à FSS**

Proposé et dirigé par :
Dr. DJELLID Asma
Dr. BENMEDDOUR Fadila

Présenté par :
BOUBAAYA Imad
GHAFSI Anes

Soutenu devant le jury composé de :

ROUABAH Khaled	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Président
DJELLID Asma	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Rapporteur
BENMEDDOUR Fadila	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Co-Rapporteur
CHALABI Izzeddinne	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Examineur

Année universitaire : 2022/ 2023

Remerciements

Nous tenons à remercier tout d'abord DIEU, le tout puissant qui nous a donnée la santé, le courage et la volonté pour mener à terme le présent travail.

La réalisation de ce mémoire était possible grâce à la participation de plusieurs personnes à qui nous voudrions témoigner toute notre reconnaissance.

Avant tout, nous remercions chaleureusement et affectueusement nos encadrantes **Dr. DJELLID Asma** et **Dr. BENMEDDOUR. Fadila** 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 aux membres de jury : **Pr. ROUABEH Khaled** et **Dr. CHALABI Azzedine** enseignants au sein du département d'électronique à l'université de Msila, pour avoir accepté d'examiner notre travail.

Nous remercions nos collègues de notre promotion de 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 qui nous ont offert l'opportunité unique de vivre des expériences enrichissantes 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.

Anes et Imad

Dédicaces

Je dédie ce modeste mémoire à mes chers Parents (Bouelam et Farida), à mes chères sœurs (Ghada et Isera, Anfel), et ma grande famille et à toutes mes amis.

Ghafsi Anes

Dédicaces

Je dédie ce modeste mémoire à mes chers Parents (Ahmed et Horia) et à mes chers frères (Sami, Amer, Assil), à mes chères sœurs (Wahiba et Rihab), et ma grande famille et à toutes mes amis.

Boubaaya Imad

Table des matières

Introduction générale.	1
Chapitre I: GENERALITES SUR LES ANTENNES MEDICALES ET LES FSS.	
I.INTRODUCTION	4
II.APPLICATIONS MEDICALES	4
II.1 Implants médicaux	4
II.2 Communication sans fil dans les réseaux WBAN (Wireless Body Area Network)	5
II.3 Caractéristiques des tissus biologiques	7
II.4 Les fréquences disponibles aux applications médicale.....	9
III. SURFACES SELECTIVES EN FREQUENCE (FREQUENCY SELECTIVE SURFACE (FSS))	10
III.1 Structure d'une FSS.....	10
III.2 Principe de fonctionnement	10
III.3 Différents types de motifs.....	11
III.4 Principe de fonctionnent des FSS intégrés avec les antennes	13
IV. CONCLUSION.....	14
Chapitre II: CONCEPTION DE L'ANTENNE PIFA IMPLANTABLE TRI-BANDES	
I. INTRODUCTION	16
II. ANTENNE PIFA IMPLANTABLE TRI BANDES.....	16
III. RESULTATS DE SIMULATION	17
III.1 Coefficient de réflexion	17
III.2 Diagramme de rayonnement et directivité.....	18
III.3 Distribution de courant	20
III.4 Impédance d'entrée	21
III.5 Etude paramétrique	22
IV. CONCLUSION.....	26
Chapitre III: CONCEPTION DE L'ANTENNE PIFA IMPLANTABLE AVEC FSS	
I. INTRODUCTION	28
II. CONCEPTION DU REFLECTEUR FSS.....	28
II.1 Etude paramétrique	29
III. FSS DOUBLE CARRES	34
III.1 Géométrie de la structure unitaire FSS.....	34
III.2 Conception du réflecteur FSS.....	34
IV. Conclusion.....	37
Conclusion générale	39
Bibliographie	41

Listes des figures

Figure I.1 Implant cochléaire.	4
Figure I.2 Implant Pacemaker.	5
Figure I.3 Système de soin de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil fonctionnant dans le système WBAN	6
Figure I.4 Permittivité diélectrique de peau, muscle, graisse et os en fonction	8
Figure I.5 Conductivité de peau, muscle, graisse et os en fonction de la fréquence.....	9
Figure I.6 Structure plane périodique bidimensionnelle des FSSs.....	10
Figure I.7 Différents motifs des FSS d'après Munk.....	12
Figure I.8 Principe de la transmission et de la réflexion de l'onde : (a) Mécanisme de fonctionnement des ondes réfléchies et transmises entre la couche FSS et l'antenne ; (b) : Phase de l'onde réfléchi par le FSS et phase de l'onde rayonnée arrière [24]	13
Figure II.1 (a). Vue de dessus. (b). Vue de coté d'antenne PIFA tri bandes à fente implantable. ...	17
Figure II.2 Coefficient de réflexion S11 de l'antenne PIFA tri bandes dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz).....	18
Figure II.3 Gain en 3D (gauche), Directivité (droite) de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le tissu musculaire dans la bande (a). MedRadio, (b). ISM (915MHz). (c). ISM (2.45GHz).....	19
Figure II.4 Densité surfacique de courant dans le plan de masse (droite) et le patch (gauche) de l'antenne PIFA tri bandes dans la bande (a).MedRadio (402 MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c) ISM (2.45 GHz).....	20
Figure II.5 Impédance d'entrée de l'antenne PIFA tri bande dans la bande (a). MedRadio (402MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz).....	21
Figure II.6 Variation de la fréquence de résonance de l'antenne implantable pour différentes valeurs de L1 dans : (a) La bande MedRadio (402 MHz), (b). La bande ISM (915 MHz). (c). La bande ISM (2.45 GHz).....	23
Figure II.7 Variation de la fréquence de résonance de l'antenne implantable pour différentes valeurs de L3 dans : (a) La bande MedRadio (402 MHz), (b). La bande ISM (915 MHz). (c). La bande ISM (2.45 GHz).....	24
Figure II.8 Variation de la fréquence de résonance et pour différentes valeurs de L7 dans : (a) la bande MedRadio (402 MHz) (b) la bande ISM (915 MHz) et (c). La bande ISM(2.45GHz).	26
Figure III.1 Géométrie du réflecteur FSS (a). Motif double-carré, (b). Motif carré, (c) Motif décimal sous HFSS.	29
Figure III.2 Géométrie d'antenne PIFA à base des FSS sous HFSS	29
Figure III.3 Directivité de l'antenne avec FSS en fonction de la distance pour le motif carré dans (a) bande MedRadio (402 – 405 MHz), (b) bande ISM (902,8 – 928 MHz, (c). bande ISM (2,4 – 2.5) GHz.....	31
Figure III.4 Directivité de l'antenne avec FSS en fonction de la distance pour le motif décimal dans (a) bande MedRadio, (b) bande ISM (915 MHz), (c). bande ISM (2,45 GHz).	32
Figure III.5 Directivité de l'antenne avec FSS en fonction de la distance pour le motif double carrés dans (a) bande MedRadio, (b) bande ISM (915 MHz), (c). bande ISM (2,45 GHz)	33
Figure III.6 Directivité dans l'antenne implantable sans (gauche) et avec (droite) le réflecteur FSS dans la bande (a). MedRadio (b). ISM (915MHz) et (c) ISM (2.45GHz).....	36

Liste des tableaux

Table I.1 Les paramètres ϵ_f , $\Delta\epsilon_m$, τ_m et α_m de peau, graisse, muscle et os.	8
Table III.1 Dimensions de la cellule unitaire FSS.	34
Table III.2 Directivité de l'antenne implantable proposée sans et avec réflecteur FS	35

Liste d'abréviations

FSS	surfaces sélectives en fréquence
WBAN	Wireless Body Area Network
EM	électromagnétique
FCC	Federal Communications Commission
ISM	Industrial, Scientific and Medical bands
RF	radiofréquence
HFSS	simulateur de structure haute fréquence
PIFA	planar inverted-F antenna.

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale.

Au début des années 1960s, l'utilisation des dispositifs médicaux implantables à commencé 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 [1]. L'antenne est un élément crucial pour ces dispositifs car il joue un rôle important pour assurer le lien de communication entre le dispositif implanté à l'intérieur du corps et le récepteur hors du corps. 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. Dans notre travail. L'antenne PIFA était l'une des solutions de ce problème de miniaturisation, 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 PIFA adaptées à des applications biomédicales dans les trois bandes: (MedRadio, 402 – 405 MHz) et (ISM, 902,8 – 928 MHz et (ISM, 2,4 – 2.5 GHz).

Le travail présenté dans ce mémoire est basée sur les applications de télémétrie avec l'élément implanté à l'intérieur du corps humain, les antennes opérant à l'intérieur du corps souffrent des fortes atténuations a cause du tissu biologique. Le but de notre travail est l'amélioration des performances d'une antenne implantable PIFA en utilisant les Surfaces Sélectives en Fréquence (FSS). Ce mémoire se décompose en:

- **Chapitre I:** Ce chapitre est divisé en deux grandes parties: on présente dans une première partie une définition des implants médicaux ainsi quelques exemples (implant cochléaire, pacemaker). Par la suite, les réseaux corporels sans fil WBAN (Wireless Body Area Network) ainsi ces applications et les différents types d'antenne utilisées dans ce systèmes sont présentés. Et nous finissons par une étude des caractéristiques diélectriques du corps humain qui est suivie par un calcul de l'atténuation et d'autres paramètres des tissus biologique. Et dans une deuxième partie de ce chapitre, nous présentons les surfaces sélectives en fréquence (FSS): une définition des FSSs, sa structure, ses différents types, et son principe de fonctionnent avec les antennes.

- **Chapitre II.** Ce chapitre est consacré dans une première grande partie à la conception d'une antenne PIFA tri bandes qui rayonne dans les trois bandes (Med Radio, 402 – 405 MHz) et

(ISM, 902,8 – 928 MHz) et aussi (ISM, 2,4 – 2.5 GHz) implantée dans un modèle de tissu biologique. Dans chaque bande de fréquence, on présente: la fréquence de résonance, le diagramme de rayonnement, la directivité, la distribution de courant électrique et le rapport SAR. En deuxième partie, une étude de trois types des FSS: la structure et le coefficient de transmission et de réflexion sont présentés et commentés. Nos simulations sont faites par le logiciel ANSYS HFSS18.

- **Chapitre III.** Une intégration des FSS avec l'antenne implantable est faite dans le troisième chapitre afin d'améliorer le rayonnement de l'antenne implantable. Une superstrat avec un réseau des FSS est intégrée au-dessus de l'antenne. Trois types des FSS sont utilisés, simulés et commentés.

- **Conclusion générale.** Notre mémoire se termine par une conclusion générale qui contient des perspectives pour des futurs travaux.

Chapitre I

**GENERALITES SUR
LES ANTENNES
MEDICALES ET LES
FSS.**

I. INTRODUCTION

La télémédecine est l'utilisation des technologies de communication sans fil dans le domaine médicale, permettant la surveillance sans fil et le contrôle à distance des patients. Les systèmes de transmission sans fil et les dispositifs électroniques implantables étant largement introduits dans les applications médicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain comme le pacemaker, le défibrillateur implantable et les implants cochléaires.

Dans ce chapitre, on a deux parties : dans une première partie, on présente les réseaux corporels sans fil WBAN (Wireless Body Area Network), ses applications et les différents types d'antennes utilisées dans ce systèmes. Ensuite les caractéristiques diélectriques du corps humain (constante diélectrique et conductivité) est déterminés et programmés par Matlab. Dans une deuxième partie de ce chapitre, nous présentons les FSSs (surfaces sélectives en fréquence): la structure, ses différents types, et son principe de fonctionnement.

II. APPLICATIONS MEDICALES

II.1 Implants médicaux

Le terme « implant médical électronique » (Figure I.1) 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. [2].

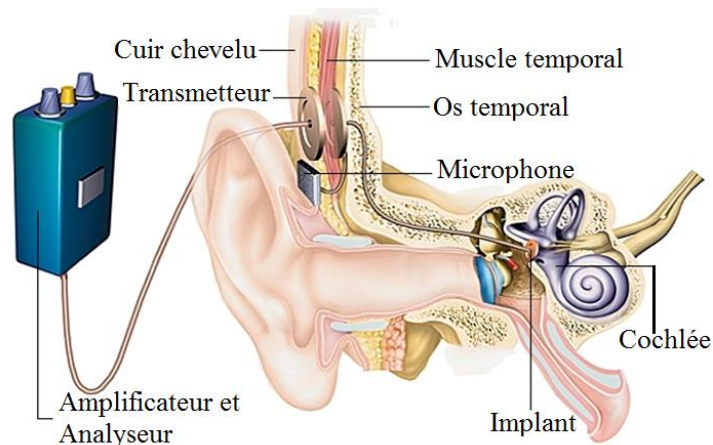


Figure I.1 Implant cochléaire.

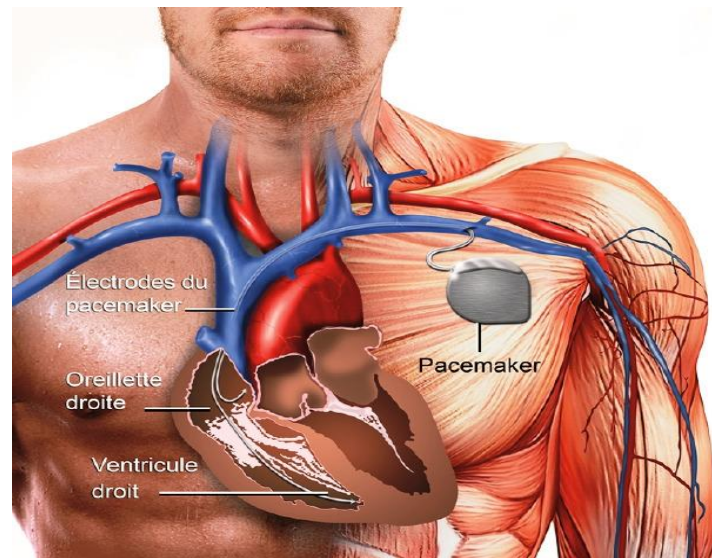


Figure I.2 Implant Pacemaker.

Le rôle de ces dispositifs implantables est d'améliorer les conditions de vie quotidienne. Ces appareils sans fil permettent de surveiller les signaux depuis la maison ou du lieu de travail (hôpital). Cela permet aux médecins de surveiller les patients en temps réel sans que le patient aille chez eux 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.

II.2 Communication sans fil dans les réseaux WBAN (Wireless Body Area Network)

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 bio télémétrie et la thérapie biomédicale. La bio télémétrie peut établir un lien de communication sans fil entre le corps humain et l'environnement extérieur. La thérapie biomédicale et les diagnostics 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 WBAN (Wireless Body Area Network) illustré dans la figure I.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 tel 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 [3] et la sécurité et la confidentialité [4].

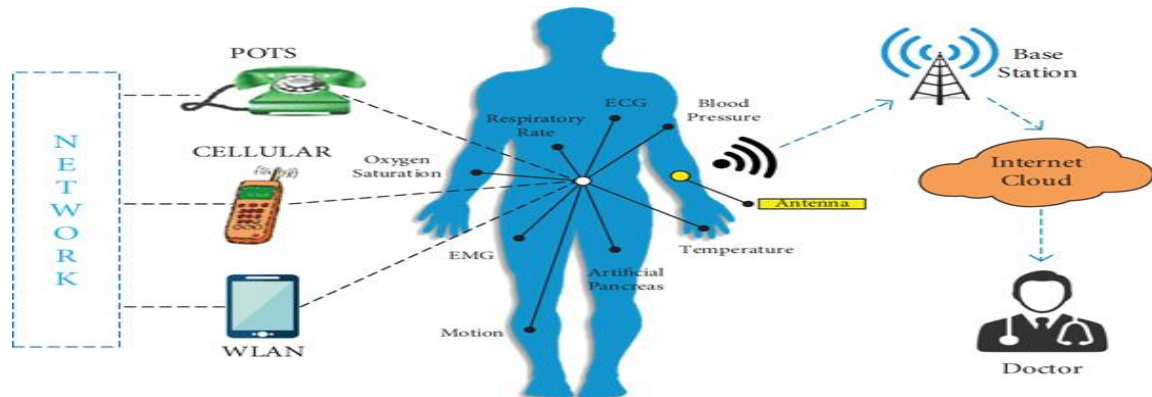


Figure I.3 Système de soins de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil fonctionnant dans le système WBAN

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

- **Antenne à l'intérieur du corps:** 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 condensé 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 [5].
- **Antennes sur le corps :** 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 [5].
- **Antenne à l'extérieur du corps :** 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 [9].

II.3 Caractéristiques des tissus biologiques

Quand l'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 [6].

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 [7]. Un modèle basé sur la sommation de l'expression 4 Cole-Cole est utilisée pour calculer les caractéristiques diélectriques de chaque couche de tissu en fonction de la fréquence [8]. La perméabilité (μ), la permittivité (ε) et la conductivité (σ) d'un milieu biologique sont [9] :

- **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 :

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

$$\varepsilon = ef + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-\alpha_m)}} \quad (\text{I. 2})$$

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 $ef, \varepsilon_\infty, \Delta\varepsilon_m, \tau_m$ et α_m de peau, graisse, muscle et os sont donnés dans le tableau I.1 [8].

Table I.1 Les paramètres ϵ_f , $\Delta\epsilon_m$, τ_m et α_m de peau, graisse, muscle et os.

	Peau	Gras	Muscle	Os		Peau	Gras	Muscle	Os
ϵ_f	4.000	2.500	4.000	2.5	sig	0.000	0.035	0.200	0.02
$\Delta\epsilon_1$	32.00	9.00	50.00	10	$\tau_1(\text{ps})$	7.234	7.958	7.234	13.26
$\Delta\epsilon_2$	11.00	35	7000	180	$\tau_2(\text{ns})$	32.481	15.915	353.678	79.58
$\Delta\epsilon_3$	0.00E+0	3.30E+4	1.20E+6	5E+3	$\tau_3(\text{us})$	159.155	159.155	318.310	159.2
$\Delta\epsilon_4$	0.00E+0	0.00E+7	2.50E+7	1E+5	$\tau_4(\text{ms})$	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

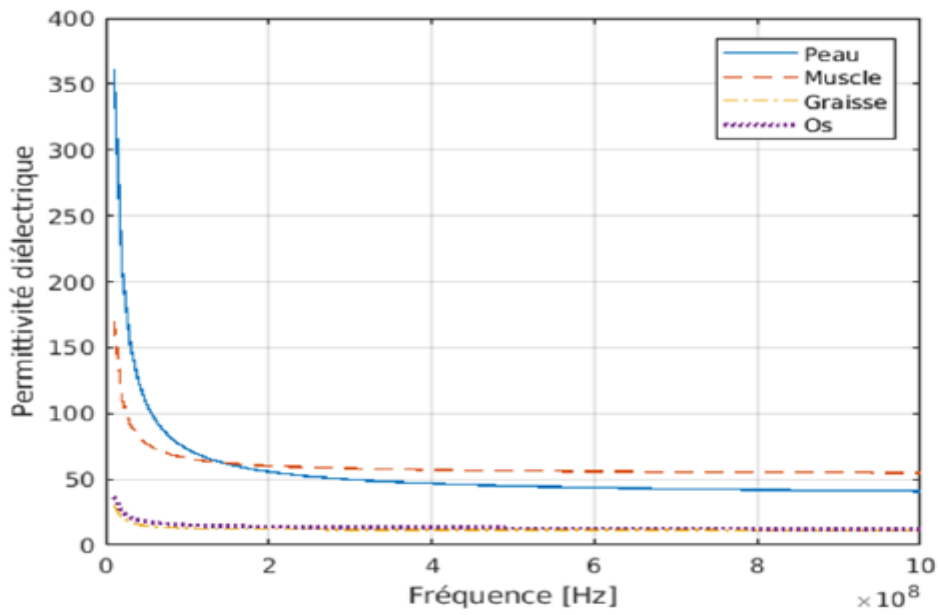


Figure I.4 Permittivité diélectrique de peau, muscle, graisse et os en fonction de la fréquence

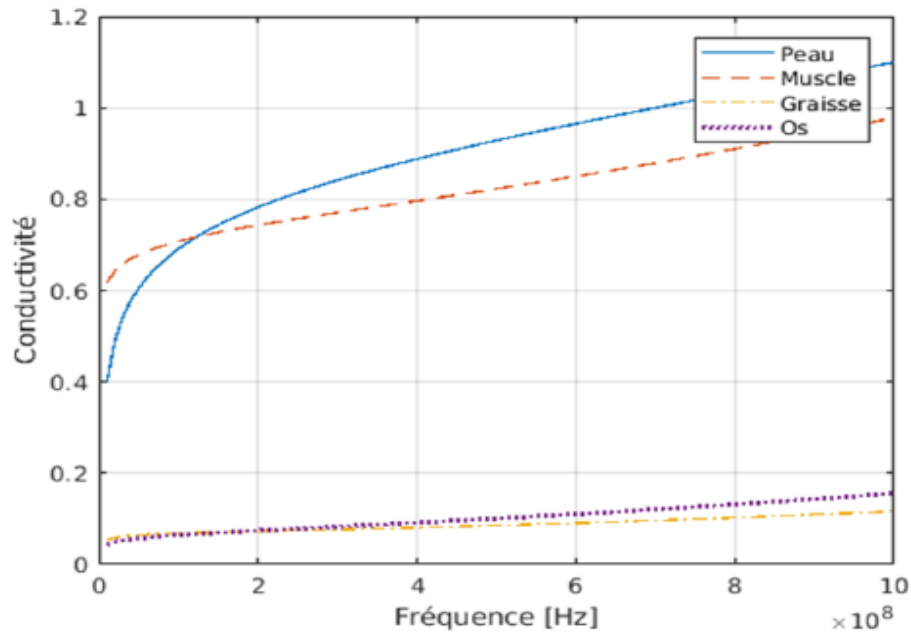


Figure I.5 Conductivité de peau, muscle, graisse et os en fonction de la fréquence

II.4 Les fréquences disponibles aux applications médicale

Le premier facteur à considérer lors du choix de la technologie sans fil est la bande de fréquence. Pour le domaine biomédical, les antennes peuvent opérer dans les bandes de fréquence :

- MedRadio (MedicalDevice Radiocommunication Service). Le service de radiocommunication pour les dispositifs médicaux est normalisé par FCC (Federal Communications Commission) dans les bandes (401 - 406, 413 - 419, 426 - 432, 438 - 444 et 451 - 457) MHz. Le spectre MedRadio est utilisé à des fins diagnostiques et thérapeutiques dans des dispositifs médicaux implantés ainsi que des dispositifs portés sur un corps [10].
- MICS qui est de 402-405 MHz. L'MICS est un service radio ultra basse puissance pour la transmission des données [10]. La bande de fréquence MICS [11].
- ISM (Industrial, Scientific and Medical bands). 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 [12]. Récemment, les bandes de fréquence 1.2 GHz, 1.4 GHz sont incluses dans cette bande [13].

III. SURFACES SELECTIVES EN FREQUENCE (FREQUENCY SELECTIVE SURFACE (FSS))

III.1 Structure d'une FSS

Une surface sélective en fréquence (FSS) est généralement formée soit d'un plan métallique perforé périodiquement avec des ouvertures (grille métallique), soit d'un réseau périodique de motifs métalliques imprimés sur substrat. Dans nos jours, FSS trouve de nombreuses applications dans les communications par micro-ondes, antennes, radars et satellites. Les FSS sont généralement des structures périodiques à deux dimensions. La figure I.6 montre un exemple de structure plane périodique à deux dimensions où P_x et P_y sont les périodicités respectives des axes (x) et (y) et h est l'épaisseur du substrat. Chaque élément est appelé cellule unitaire et se répète selon un, deux ou trois vecteurs de translation. L'espace entre les cellules, appelé « gap », est généralement inférieur à la longueur d'onde. Les paramètres clés qui influencent sur la réponse fréquentielle des surfaces sélectives en fréquence sont : la nature de la géométrie de l'élément (imprimés ou ouvertures), le gap et la périodicité [14].

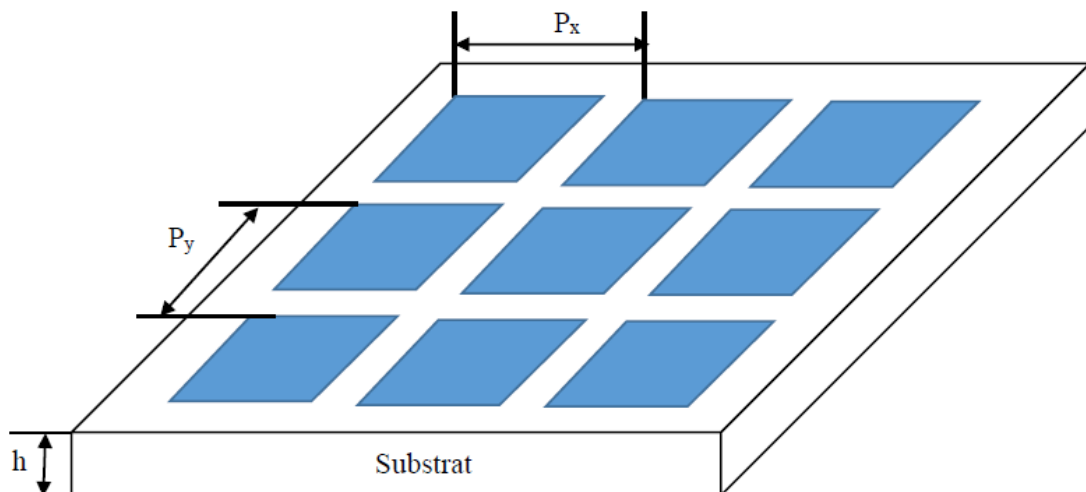


Figure I.6 Structure plane périodique bidimensionnelle des FSSs.

III.2 Principe de fonctionnement

À cause de la similarité et de la répétition des cellules unitaires, l'amplitude du champ électromagnétique à chaque cellule est la même [15]. Du fait de la régularité, des différents décalages des cellules, la phase entre celles-ci varie de manière régulière. Cette propriété permet de limiter l'analyse du groupe de cellules en l'analyse d'une seule cellule unitaire grâce au théorème de « Floquet ». Ce théorème est basé sur la décomposition en série de Fourier appliquée aux fonctions périodiques. En effet, ce dernier permet de donner une représentation modale d'un champ qui se répète de manière périodique [16]. Plusieurs simulateurs tels que l'Ansys HFSS

utilisent le théorème « Floquet » pour analyser ce type de structures. La structure FSS est une structure semi réfléchissante c'est-à-dire elle se caractérise, lors de l'incidence d'une onde électromagnétique plane, par la réflexion de certaines fréquences et la transmission d'autres [17]. La figure 1.7 présente un réseau FSS bidimensionnel avec les vecteurs de périodicité \vec{D}_u et \vec{D}_v qui sont donnés comme -suit [18]:

$$\vec{D}_u = D_u(\cos \alpha_1 \hat{x} + \sin \alpha_1 \hat{y}) \quad (\text{I.3})$$

$$\vec{D}_v = D_v(\cos \alpha_2 \hat{x} + \sin \alpha_2 \hat{y}) \quad (\text{I.4})$$

Ou: α : est l'angle entre \vec{D}_u et \vec{D}_v ,

α_1 : l'angle d'incidence entre \vec{D}_u et l'axe (x),

α_2 : l'angle entre \vec{D}_v et l'axe (x).

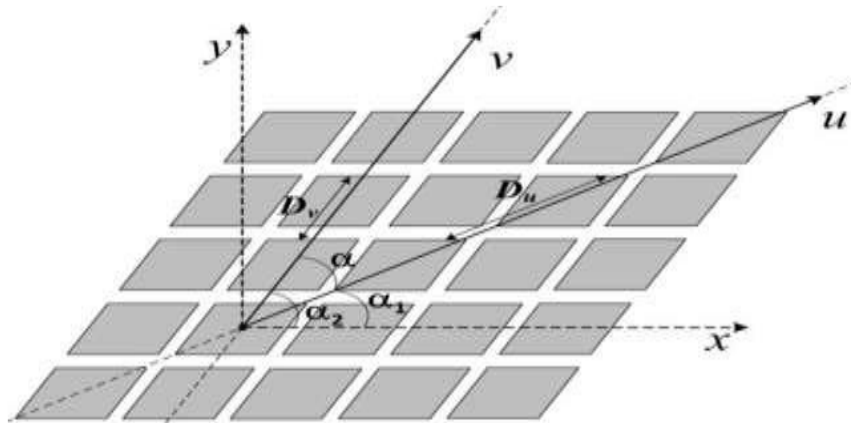


Figure I.7 Incidence d'une onde plane sur un réseau FSS bidimensionnel de type patch [18].

III.3 Différents types de motifs

Les nombreuses recherches sur les FSS ont permis l'apparition de nouvelles structures avec différents motifs. Cependant, les motifs de base utilisés dans les FSS, sont classés, d'après Munk [17], en quatre catégories comme le montre la figure I.8.

- Groupe 1 : rassemble les motifs à éléments connectés au centre (figure I.8(a)). On peut donner comme exemples les croix de Jérusalem, les dipôles et les tripodes [19-20].
- Groupe 2 : deuxième catégorie regroupe les motifs élémentaires de types anneaux de forme circulaire, carrée et hexagonale (figure I.8(b)). Ce type de motif est le plus utilisé avec de nombreuses publications utilisant des anneaux circulaires et carrés [21-22].

-Groupe 3 : consiste en des motifs de type patches imprimés sur substrat ou bien de type ouvertures de forme circulaire, carrée, hexagonale, percées dans un plan conducteur (figure I.8(c)). Ces structures peuvent apparaître dans des configurations à simple couche unique ou bien multicouches

-Groupe 4 : consiste en la combinaison d'un ensemble de motifs appartenant aux trois catégories précédentes dans le but de construire de nouvelles configurations de cellules à différents motifs métalliques pour but de limiter les inconvénients issus de l'utilisation d'éléments de la même classe (figure I.8(d)).

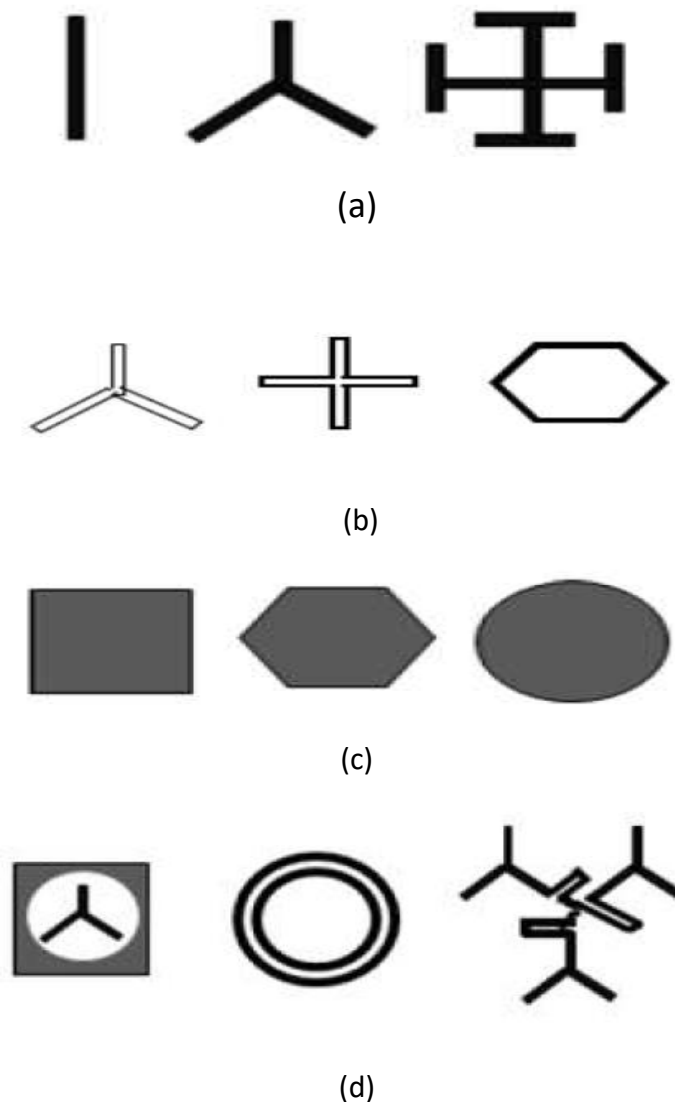


Figure I.8 Différents motifs des FSS d'après Munk

III.4 Principe de fonctionnement des FSS intégrés avec les antennes

De nombreux recherche ont été effectués concernant l'application des FSS aux différents types d'antennes pour objectif de contrôler leurs caractéristiques et d'améliorer leurs performances concernant la bande passante, le gain, la directivité et la réduction des lobes secondaires, tout en gardant une structure légère de l'antenne. En général, ce type de structure est basé sur le rayonnement et la réflexion simultanés de l'antenne et du réflecteur. En effet, lors de l'installation du réflecteur FSS (que ce soit à une seule couche ou à plusieurs couches) au-dessous de l'antenne, une puissance maximale peut être obtenue dans la direction de propagation principale. Dans ce cas, les ondes en provenance du réflecteur FSS sont en phase avec les ondes rayonnées par l'antenne. Ceci conduit à une interférence constructive comme le montre la figure I.9 (a). Notons ici que la phase de l'onde rayonnée arrière ϕ_r augmente linéairement avec la fréquence et la hauteur de la cavité selon l'équation (I.5) [23].

$$\phi_r = 2 \frac{2\pi f}{c} H \quad (\text{I.5})$$

Où: f : La fréquence de fonctionnement.

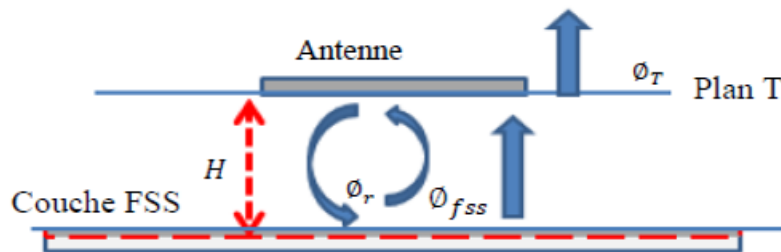
c : La vitesse de lumière.

H : La hauteur de la cavité, dans notre cas, c'est la distance entre l'antenne et les FSSs.

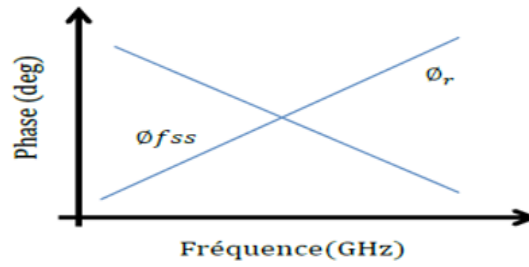
Pour compenser la croissance linéaire de cette phase et obtenir par conséquent une interférence constructive, la phase, ϕ_{fss} du réflecteur FSS doit diminuée linéairement avec la fréquence comme l'illustre la figure I.9 (b). En fait, la phase de cohérence est obtenue lorsque ϕ_r devient un multiple de 2π . Cela peut être donné selon les équations suivantes [24]

$$\phi_T = 2\pi n, \quad n = 1, 2, \dots \quad (\text{I.6})$$

$$\phi_T = \phi_r + \phi_{fss} \quad (\text{I.7})$$



(a)



(b)

Figure I.9 Principe de la transmission et de la réflexion de l'onde : (a) mécanisme de fonctionnement des ondes réfléchies et transmises entre la couche FSS et l'antenne ; (b) : phase de l'onde rayonnée arrière[24].

IV. CONCLUSION

Dans ce chapitre, on a présenté dans une première partie une définition des implants médicaux avec quelques exemples, et nous avons présenté aussi les réseaux corporels sans fil WBAN et les différents types d'antenne utilisés dans ce système. Ensuite, On a présenté aussi une étude des caractéristiques diélectriques du corps humain et les fréquences disponibles destinées aux applications médicales. Et par la suite dans la deuxième partie de ce chapitre, nous avons présenté une définition des matériaux FSS, ses structures et son principe de fonctionnement.

Chapitre II

**CONCEPTION DE
L'ANTENNE PIFA
IMPLANTABLE TRI-
BANDES**

I. 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.

Ce chapitre propose la conception d'une antenne patch tri-bandes avec des paramètres de rayonnement satisfaisants (Coefficient de réflexion, Directivité, Distribution de courant, Impédance d'entrée). Les résultats sont obtenus à l'aide du logiciel de simulation Ansys HFSS18.

II. ANTENNE PIFA IMPLANTABLE TRI BANDES

L'antenne PIFA tri bandes à fente proposée est présentée sur la figure II.1, cette antenne est d'une taille de $16 \times 11 \times 1.27mm^3$, L'élément rayonnant contient 10 slots: La fente rectangulaire (S_1) de longueur $l_1 = 10.2mm$ et largeur $w_1 = 0.9mm$) est découpée pour avoir la résonance de l'antenne dans la bande MedRadio (402MHz), une deuxième fente de forme (L) (S_2, S_3) est retirée pour créer un rayonnement dans la bande ISM (915 MHz), elle est de longueur ($l_2 = 12.9mm, l_3 = 1.9mm$) et largeur non uniforme ($w_2 = 1.3mm, w_3 = 0.8mm$), une spire composée de quatre fentes rectangulaire (S_7, S_8, S_9 et S_{10}) de longueur totale de 10.7 mm ($l_7 = 8mm, l_8 = 1.3mm, l_9 = 0.9mm$ et $l_{10} = 0.5mm$) et de largeur irrégulière ($w_7 = 0.35mm, w_8 = 0.5mm, w_9 = 0.19mm, w_{10} = 0.2mm$) est découpée pour créer une troisième résonance à la fréquence (2 GHz), la fente S_6 avec une longueur $l_6 = 5mm$ et une largeur $w_6 = 0.9mm$ est découpée pour régler la troisième résonance à la bande ISM (2.45 GHz). Les deux ouvertures identiques S_4 et S_5 sont enlevées pour introduire l'alimentation par la ligne de transmission, la largeur de la ligne est $w_4 = 0.58mm$ et sa longueur $l_4 = 5.4mm$. L'antenne est placée à 10 mm de profondeur dans un modèle tissulaire de trois couches (peau, Muscle, Os). La simulation de l'antenne est faite par le logiciel HFSS. On présente dans ce qui suit les performances de l'antenne PIFA tri bandes.

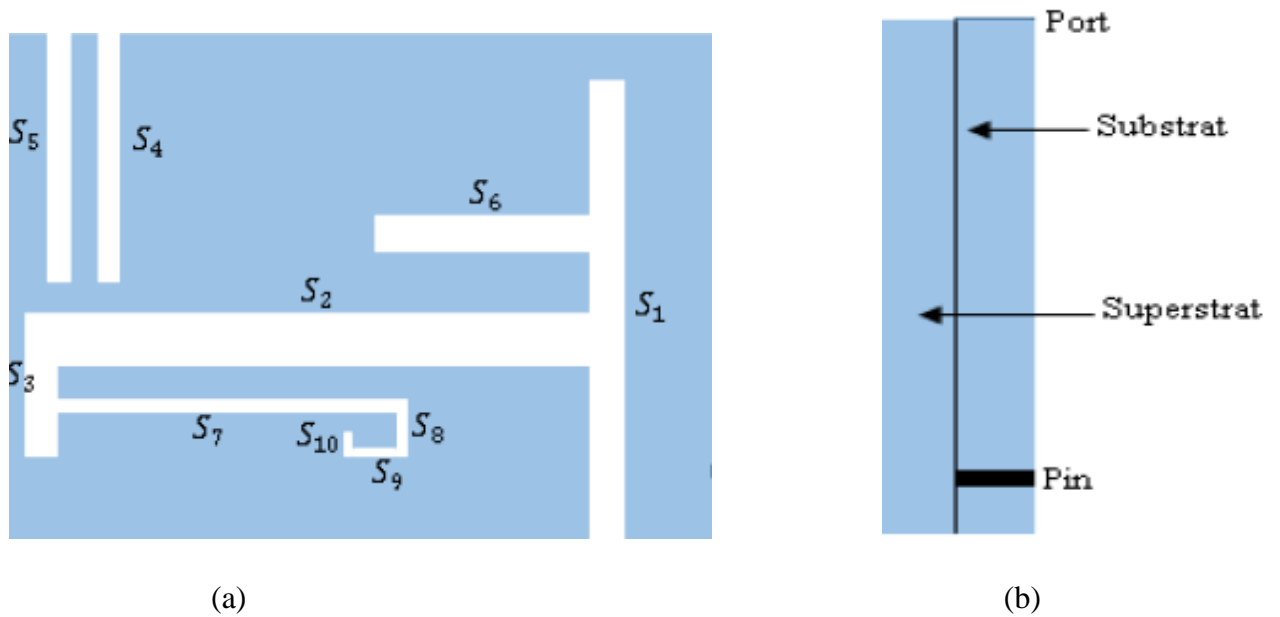
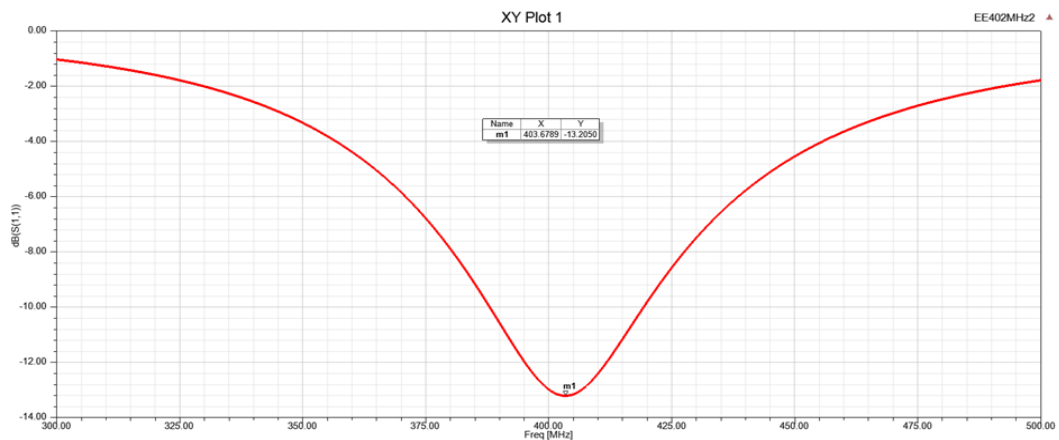


Figure II.1 (a). Vue de dessus. (b). Vue de côté d'antenne PIFA tri bandes à fente implantable.

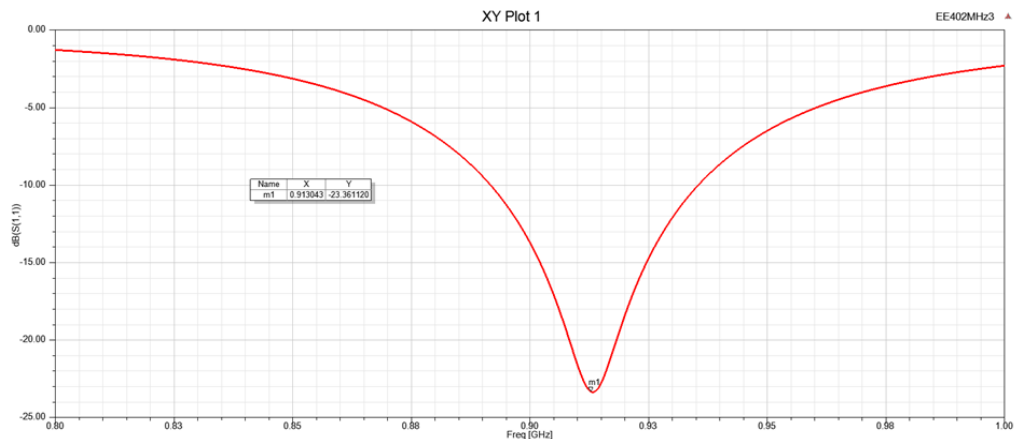
III. RESULTATS DE SIMULATION

III.1 Coefficient de réflexion

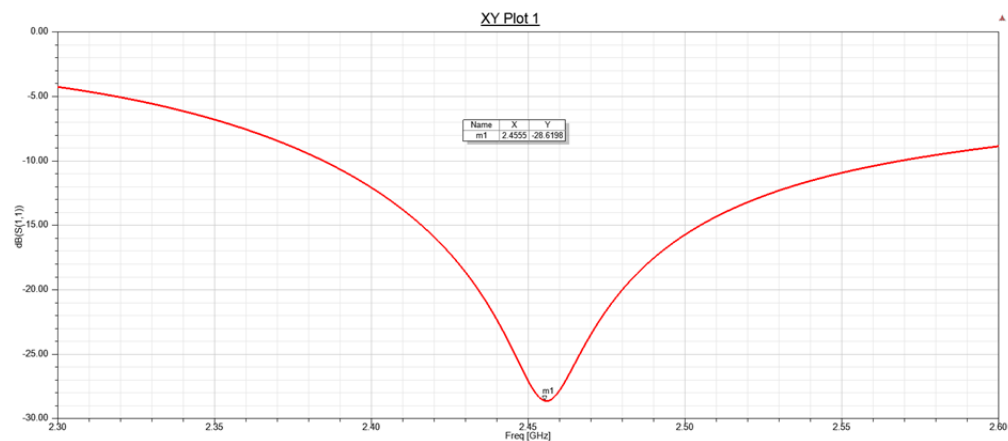
Figure III. 2(a) illustre le $|S_{11}|$ simulée de l'antenne PIFA implantable dans la bande MedRadio. La fréquence de résonance est de 403,3 MHz avec $|S_{11}| = -13.2\text{dB}$ et présente une bande passante de 37 MHz. Sur la figure II. 2 (b), la deuxième résonance de l'antenne correspond à la fréquence 913 MHz avec $S_{11} = -23\text{dB}$ qui est dans la bande ISM (915MHz) avec une bande passante de 44 MHz. La figure II.2 (c) montre que l'antenne rayonne à la fréquence 2.45 GHz.



(a)



(b)



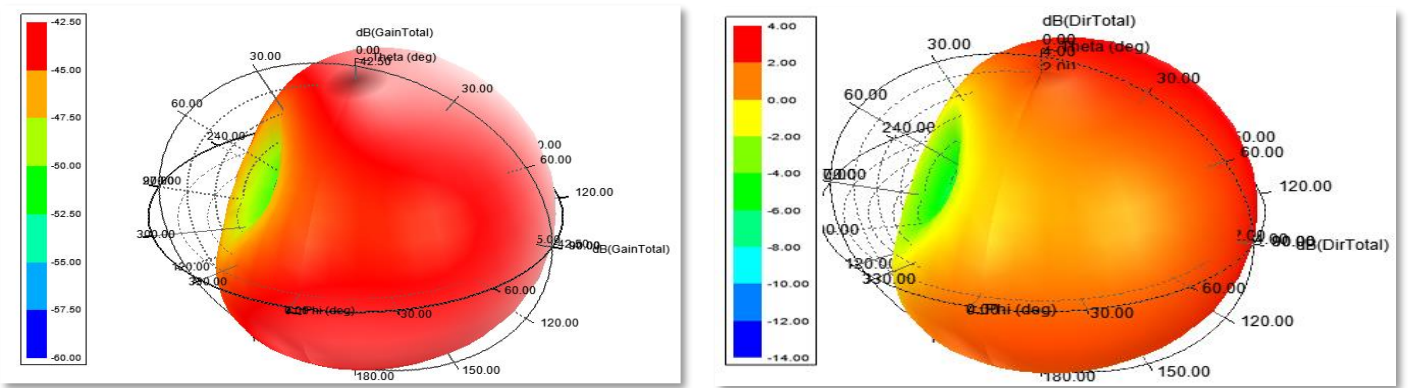
(c)

Figure II.2 Coefficient de réflexion S11 de l'antenne PIFA tri bandes dans la bande (a). MedRadio, (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz)

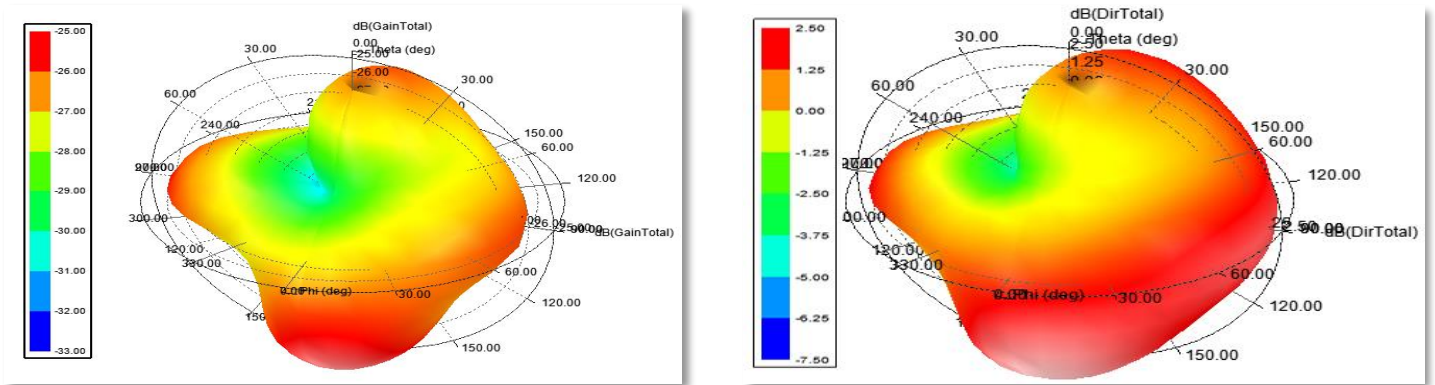
III.2 Diagramme de rayonnement et directivité

Le gain de champ lointain en 3D et directivité simulé lorsque l'antenne est implantée dans le tissu musculaire est présenté sur la figure II. 3 (a) pour la bande MedRadio (402 MHz), (b) pour ISM (915 MHz) et (c).

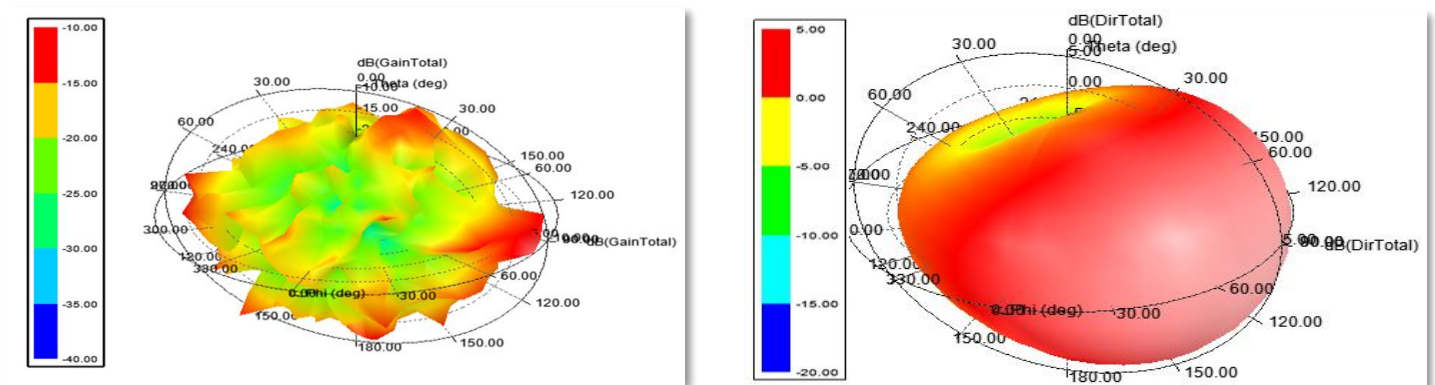
Pour ISM (2.45 GHz). En raison de la petite taille de PIFA et de la perte tissulaire élevée. Le diagramme de rayonnement dans les trois bandes est presque omnidirectionnel. Le gain maximal est de -42dB et une directivité maximale de 4dB dans la bande MedRadio, -25 dB (directivité de 2.5dB) et -15 dB (directivité de 5dB) pour les bandes ISM (915 MHz et 2.45 GHz) respectivement.



(a)



(b)



(c)

Figure II.3 Gain en 3D (gauche), Directivité (droite) de l'antenne PIFA tri bandes implantée dans le tissu musculaire dans la bande (a). MedRadio, (b). ISM (915MHz). (c). ISM (2.45GHz)

III.3 Distribution de courant

Pour mieux comprendre le fonctionnement de l'antenne tri bandes, on a présenté la distribution de courant sur l'élément rayonnant et le plan de masse dans les trois bandes de fréquence. L'amplitude de courant maximale sur le patch dans la bande MedRadio se produit près du pin et de la première et la troisième fente selon la figure II. 4 (a), mais dans la figure II. 4(b) montre que plus que le courant dans la bande MedRadio, l'antenne présente dans la bande ISM (915MHz) une autre distribution maximale du courant autour de la fente spirale. Selon la figure II. 4(c), le courant maximal sur le patch dans la bande ISM (2.45 GHz) est près du pin et de deux fentes : la troisième et spirale. On remarque aussi que dans les trois bandes de résonance le courant sur le patch et celui sur le plan de masse sont antiphase.

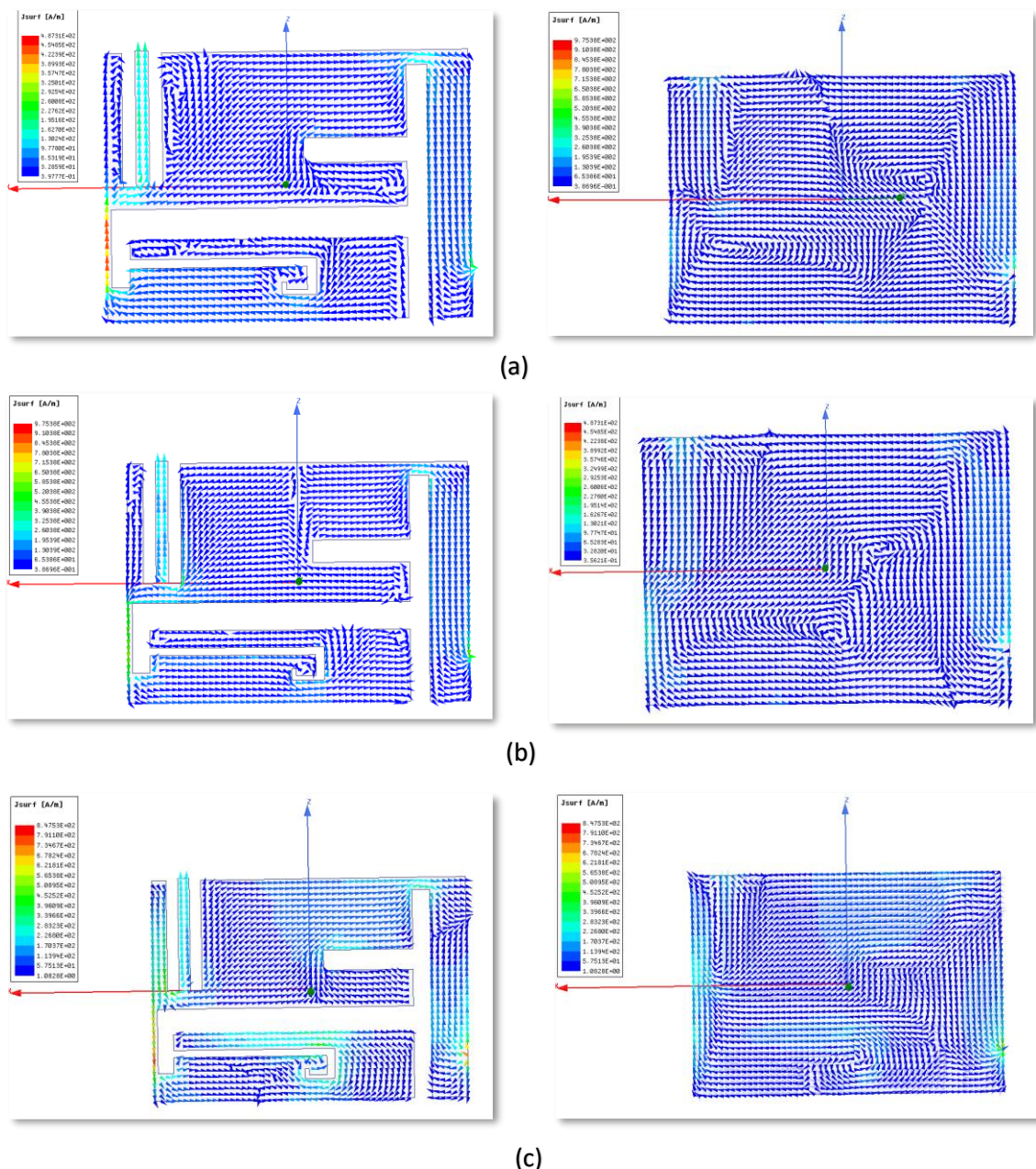


Figure II.4 Densité surfacique de courant dans le plan de masse (droite) et le patch (gauche) de l'antenne PIFA tri bandes dans la bande (a).MedRadio (402 MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c) ISM (2.45 GHz).

III.4 Impédance d'entrée

L'impédance d'entrée est l'une des paramètres importants à étudier pour la conception de l'antenne. La figure II. 5 (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.

La figure II. 5 montre l'impédance d'entrée de l'antenne PIFA tri bandes proposée, on remarque, que la valeur de la partie réelle de l'impédance d'entrée pour la fréquence de résonance est égale à (75.8, 56.75, 53.3) Ohms, ce qui correspond à une partie imaginaire égale à (-9.78,-2.69, +3.03) Ohms pour les bandes MedRadio, ISM (915 MHz, 2.45 GHz) respectivement.

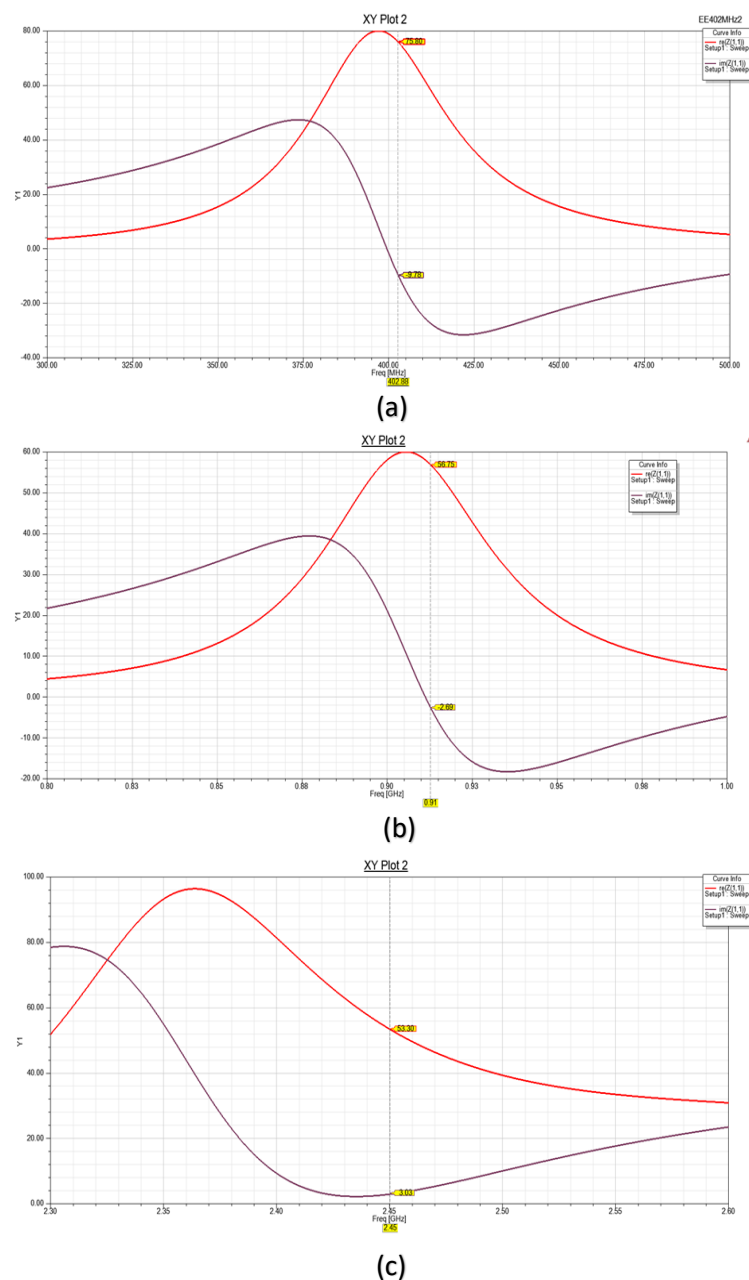


Figure II.5 Impédance d'entrée de l'antenne PIFA tri bande dans la bande (a). MedRadio (402MHz), (b) ISM (915 MHz) et (c). ISM (2.45 GHz)

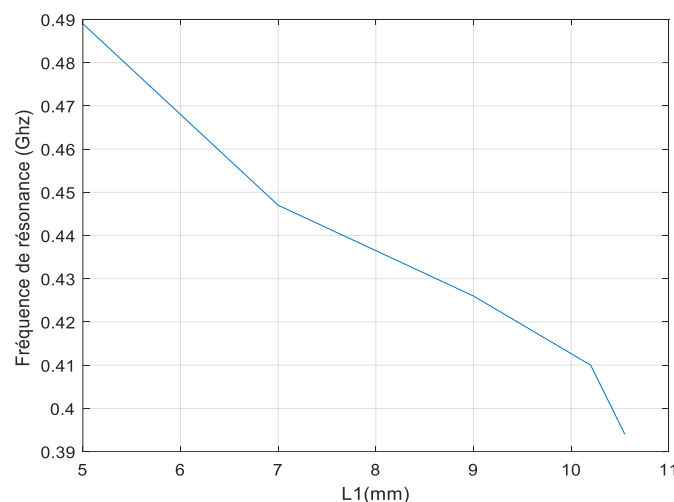
III.5 Etude paramétrique

Afin de comprendre encore la construction de notre antenne, nous avons réalisés une étude sur l'effet de différentes paramètres principales ($L1$, $L3$ et $L7$) et leurs performances sur la fréquence de résonance notant que lorsqu'un paramètre est pris pour l'étude les autres sont considérés comme étant constants.

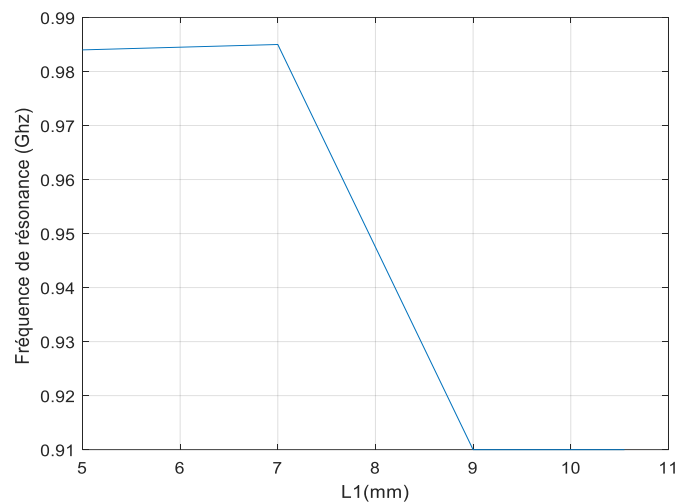
III.5.1 Influence de la longueur de l'ouverture $l1$

L'antenne patch peut être un rectangle complet ou un rectangle à fentes (antenne PIFA). L'effet de l'ajout de la fente détermine l'influence de la longueur sur les fréquences de résonances pour déterminer ça nous avons pris comme première étude l'effet de la longueur $L1$ de l'ouverture $S1$. Nous avons fait la simulation pour différentes valeurs de $L1$ sachant que les autres paramètres sont maintenus comme constants.

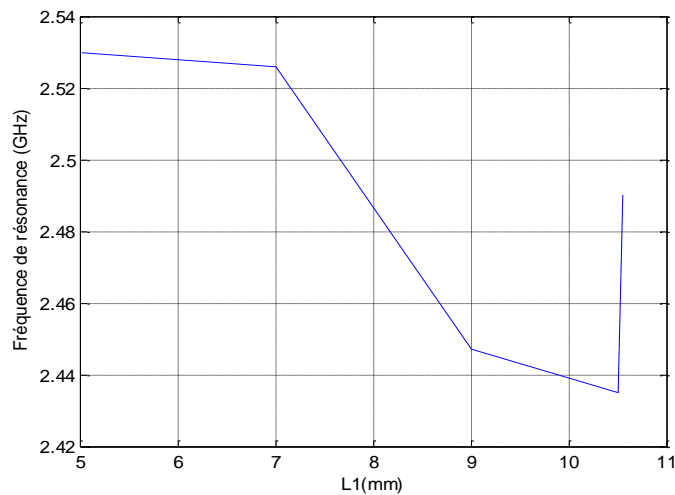
- L'effet de la variation de $L1$ de 5 mm à 10.5 mm sur la fréquence de résonance 402 MHz est illustré sur la figure II.6 (a), on peut voir qu'avec l'augmentation de $l1$ la fréquence de résonance est diminuée de 489MHz (pour $L1=5$ mm) au 394MHz (pour $L1=10.5$ mm).
- Selon la figure II.6 (b), la 2^{ième} fréquence de résonance diminue de 984MHz (5mm) au 910 MHz pour (9mm) ensuite elle reste stable jusqu'a 10.5mm.
- A partie de la figure II.6 (c), la troisième fréquence de résonance pour la bande de fréquence ISM (2.45GHz) de l'antenne implantable varie faiblement et irrégulièrement avec la variation de $L1$.



(a)



(b)



(c)

Figure II.6 Variation de la fréquence de résonance de l'antenne implantable pour différentes valeurs de L1 dans : (a) La bande MedRadio (402 MHz), (b). La bande ISM (915 MHz). (c). La bande ISM (2.45 GHz)

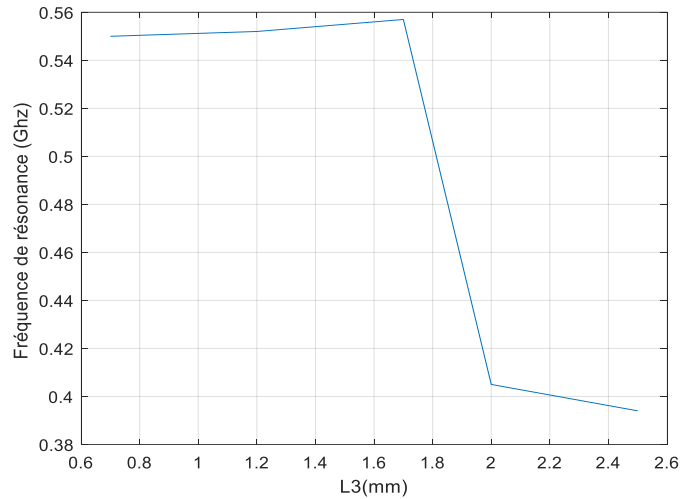
III.5.2 Influence de la largeur de l'ouverture L3

Nous présentons ici l'influence de la longueur L3 sur les fréquences de résonances de l'antenne (402 MHz, 915 MHz et 2.45GHz). La longueur de l'ouverture S3 initialement de 0.7mm à 2.7mm. Nous avons en total cinq valeurs de L3. Les résultats obtenus sont résumés dans la figure II.7:

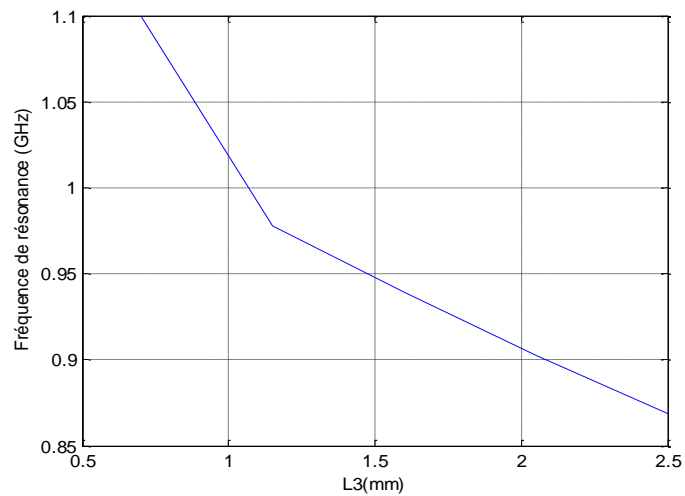
- Il est clair à partir de la figure II.7 (a) que fréquence de résonance varie de manière inversement proportionnelle avec la variation de L3 mais de façon remarquable de 550MHz pour la valeur de $L3=0.7$ mm à 394 MHz pour $L3=2.7$ mm.
- Par contre, la variation de la fréquence de résonance dans la bande ISM (915MHz) (figure

II.7 (b)) est irrégulière, elle décroît avec l'augmentation de L_3 d'une valeur maximale 1100 MHz pour $L_3 = 0.7\text{mm}$ à 8687 MHz pour $L_3=2.9\text{ mm}$.

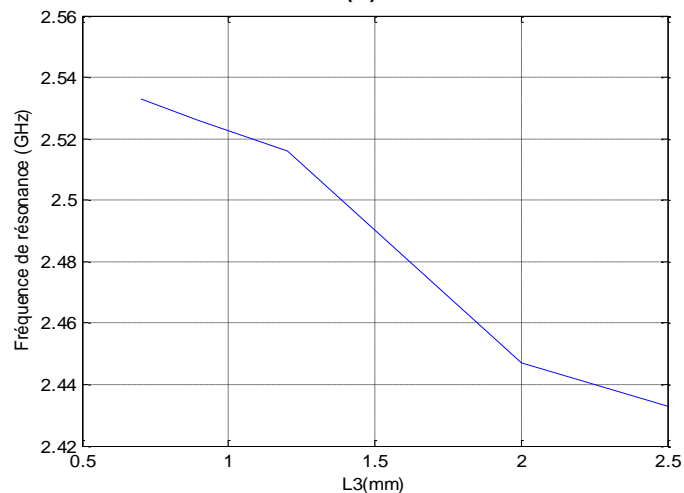
- Pour la bande ISM (2.45GHz), la fréquence de résonance se décroît progressivement avec l'augmentation de L_3 .



(a)



(b)



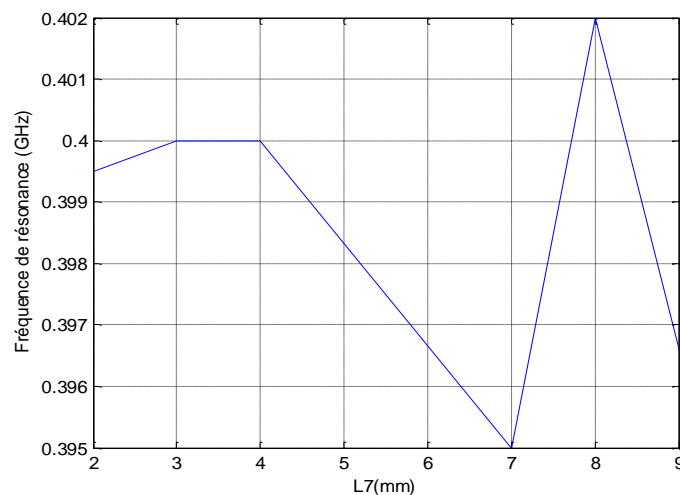
(c)

Figure II.7 Variation de la fréquence de résonance de l'antenne implantable pour différentes valeurs de L_3 dans : (a) La bande MedRadio (402 MHz), (b). La bande ISM (915 MHz). (c). La bande ISM (2.45 GHz)

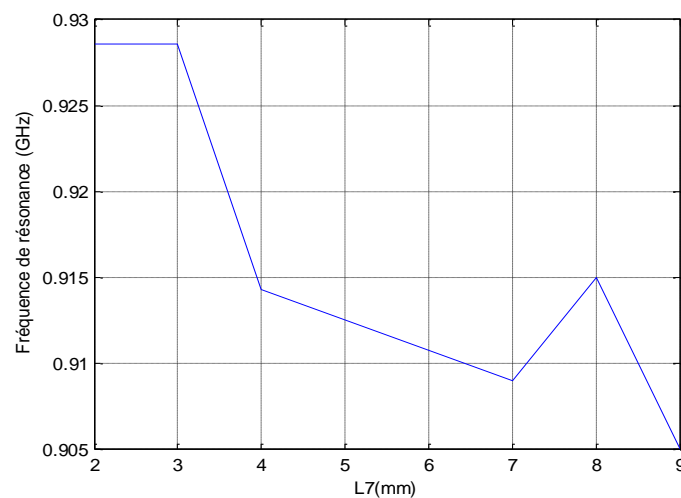
III.5.3 Influence de la longueur L7

En fin, en faisant varier la longueur L7 afin de mettre en évidence son effet sur les performances de l'antenne. La figure II.8 (a), (b) et (c) récapitule les résultats obtenus concernant les trois fréquences de résonances.

- Dans la bande MedRadio (402 MHz), la variation de la fréquence de résonance est presque insignifiante comme illustrée dans la figure II.8 (a).
- Pour la bande ISM 915MHz, La figure II.8 (b) illustre que la fréquence de résonance diminue considérablement avec l'augmentation de L7 (de 928 MHz pour L7=2mm à 905 MHz pour L7=9mm).
- De la figure II.8.(c), la troisième fréquence de résonance varie considérablement avec la variation de L7 de 2.5GHz (L7=9mm) au 2.255GHz pour L7=4mm.



(a)



(b)

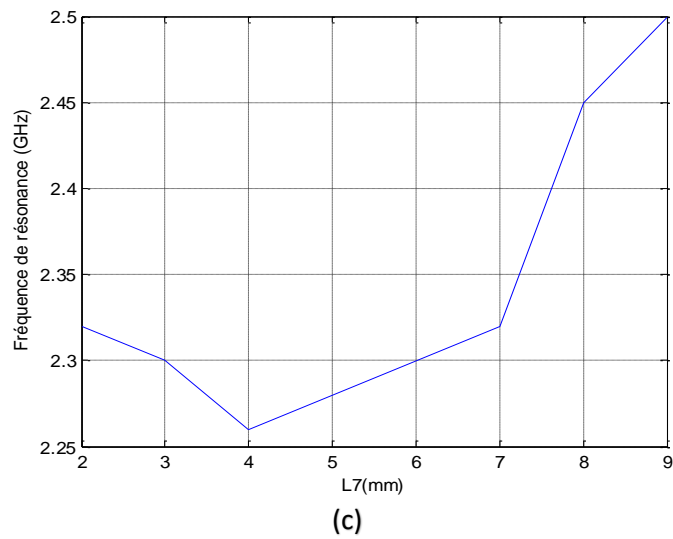


Figure II.8 Variation de la fréquence de résonance et pour différentes valeurs de L7 dans : (a) la bande MedRadio (402 MHz) (b) la bande ISM (915 MHz) et (c). La bande ISM(2.45GHz).

IV. CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons proposé, simulé et discuté une structure d'une antenne PIFA implantable tri bandes utilisant le logiciel HFSS. La forme de base de cette dernière est un patch qui comporte dix fentes. Chaque longueur de ces fentes a des effets différents sur les bandes de résonance. Une étude paramétrique est faite pour mieux comprendre le comportement de notre antenne. La structure obtenue possède trois résonances dans les bandes (MedRadio et ISM).

Chapitre III

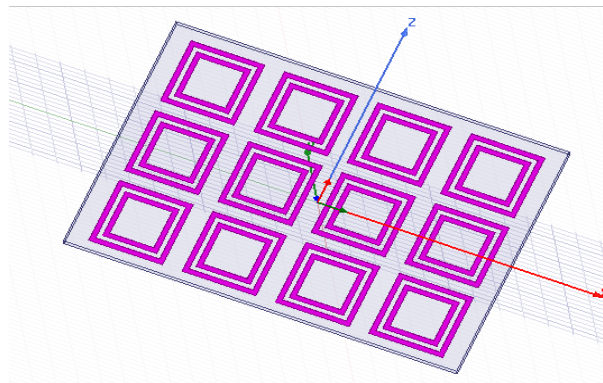
**CONCEPTION DE
L'ANTENNE PIFA
IMPLANTABLE
AVEC FS**

I. INTRODUCTION

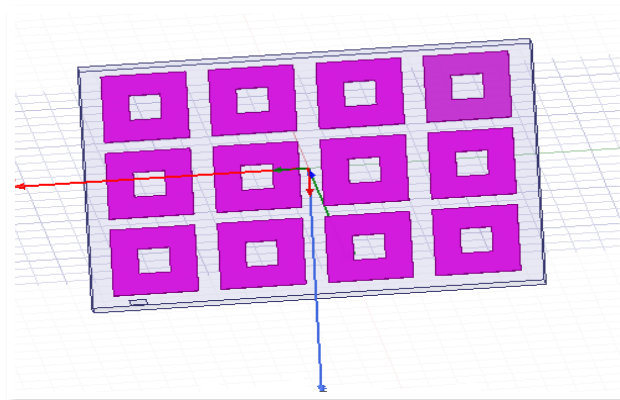
Dans ce chapitre, on présente les résultats de l'intégration des cellules FSS à l'antenne PIFA implantable du chapitre II, dans le but d'améliorer ses performances de rayonnement en termes de directivité. En premier lieu, pour construire le réflecteur à base des FSS, une cellule unitaire a été proposée. Les résultats ont été obtenus par le simulateur ANSYS HFSS, une étude paramétrique, concernant la hauteur entre l'antenne et le réflecteur FSS et la distance entre les cellules. Les paramètres de rayonnement tels que la directivité des structures simulées seront comparés avec ceux de la structure implantable sans FSS afin de vérifier l'amélioration due par le réflecteur FSS.

II. CONCEPTION DU REFLECTEUR FSS

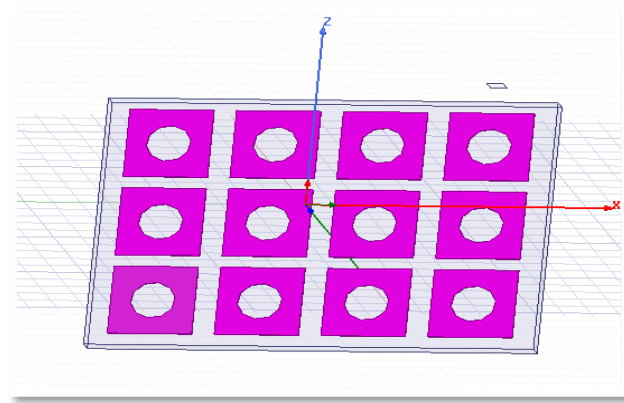
Rappelons ici que l'application principale consiste en l'utilisation des FSS avec la structure d'antenne PIFA implantable que nous avons discutée dans le chapitre précédent dans le but d'améliorer ses performances en termes de la directivité. Trois formes des cellules FSS ont été utilisés pour construire le réflecteur (motif double-carré, motif carré et motif décimal).



(a)



(b)



(c)

Figure III .1 Géométrie du réflecteur FSS (a). Motif double-carré, (b). Motif carré, (c) Motif décimal sous HFSS.

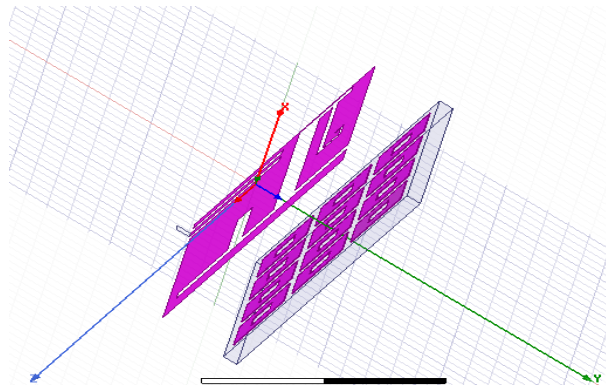


Figure III.2 Géométrie d'antenne PIFA à base des FSS sous HFSS

Les résultats obtenus, pour la directivité de la structure (antenne avec réflecteur FSS) simulés dans les bandes (MedRadio, 402 – 405 MHz), (ISM, 902,8 – 928 MHz) et (ISM, 2.4 – 2.5 GHz) sont pour les trois motifs proposés représentés dans la figure III.1 (motifs doubles-carrés, motifs carrés et motifs décimaux).

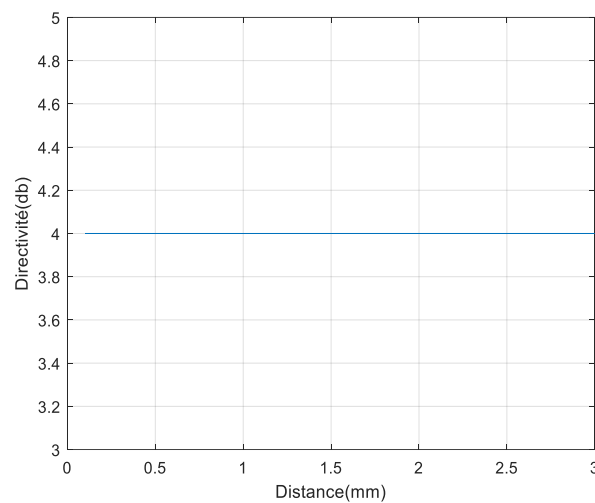
II.1 Etude paramétrique

Pour une étude paramétrique pertinente, les simulations ont été effectuées pour cinq différentes valeurs de la distance D (entre l'antenne et le réflecteur FSS) pour les trois motifs. Lors de cette étude paramétrique, nous allons varier un seul paramètre tout en fixant tous les autres paramètres de notre structure.

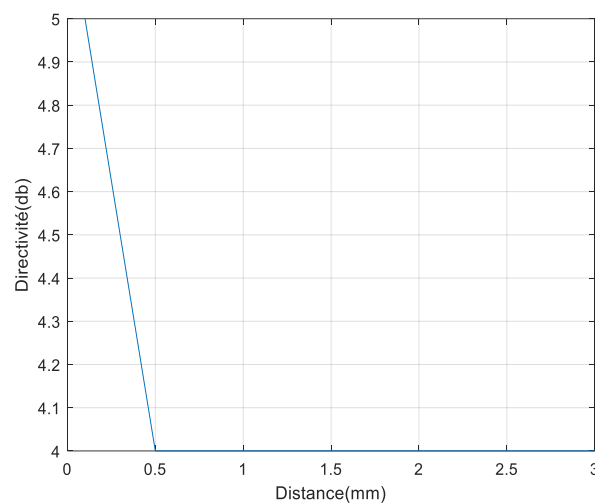
II.1.1 Influence de la distance « D » entre l'antenne et les FSS pour les motifs carrés

La distance entre l'antenne et les FSS a été varié tout en gardant les autres paramètres fixes. La figure.III.3 présente la directivité en fonction de la distance dans les trois bandes (MedRadio, 402 – 405 MHz) et (ISM, 902,8 – 928 MHz), (ISM, 2,4 – 2.5 GHz).

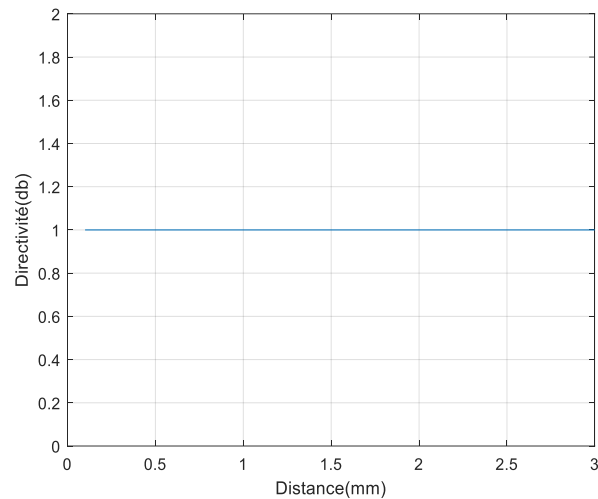
A partir des courbes on remarque que la directivité a la même valeur en fonction de la distance entre l'antenne et le FSS dans les deux bandes (MedRadio, 402) et (ISM, 2,4) respectivement 4 dB et 1 dB et elle est inversement proportionnelle dans la bande (ISM, 915MHz).



(a)



(b)



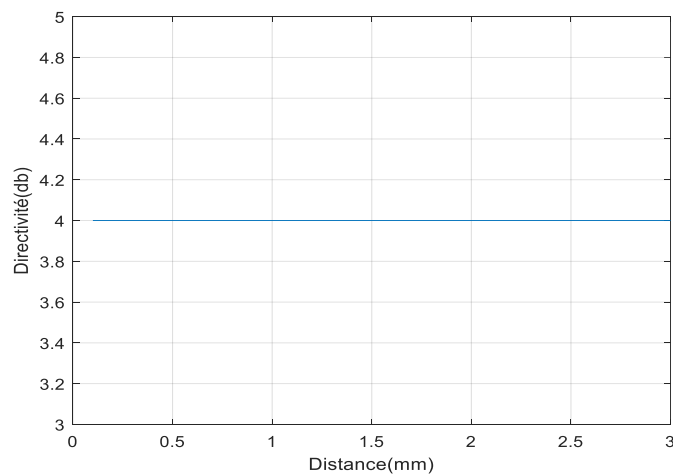
(c)

Figure III.3 Directivité de l'antenne avec FSS en fonction de la distance pour le motif carré dans (a) bande MedRadio (402 – 405 MHz), (b) bande ISM (902,8 – 928 MHz), (c). bande ISM (2,4 – 2.5) GHz.

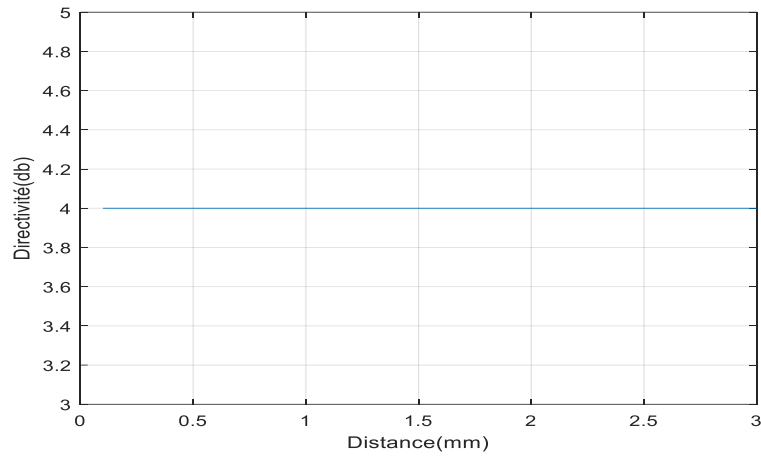
II.1.2 Influence de la distance entre l'antenne et les FSS pour les motifs décimaux

En gardant les mêmes dimensions paramétriques précédentes et en variant le paramètre de la distance D dans les trois bandes (MedRadio, 402 – 405 MHz), (ISM, 902,8 – 928 MHz) et (ISM, 2,4 – 2.5 GHz).

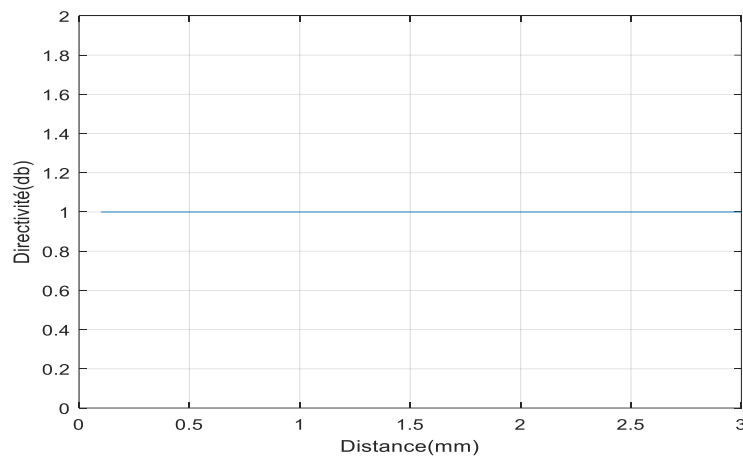
D'après la figure.III.4 on remarque que lorsque la distance D augmente la directivité ne change pas, elle garde la valeur 4dB dans les deux bandes MedRadio (402 Mhz) et ISM, (902,8Mhz), et elle est aussi stable à la valeur 1dB dans la bande (ISM, 2,4GHz).



(a)



(b)



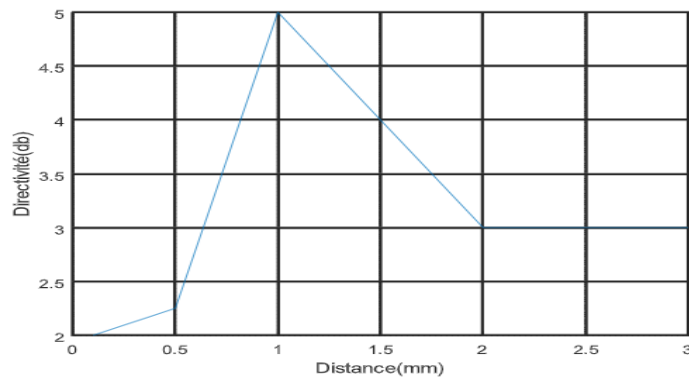
(c)

Figure III.4 Directivité de l'antenne avec FSS en fonction de la distance pour le motif décimal dans (a) bande MedRadio, (b) bande ISM (915 MHz), (c). bande ISM (2,45 GHz).

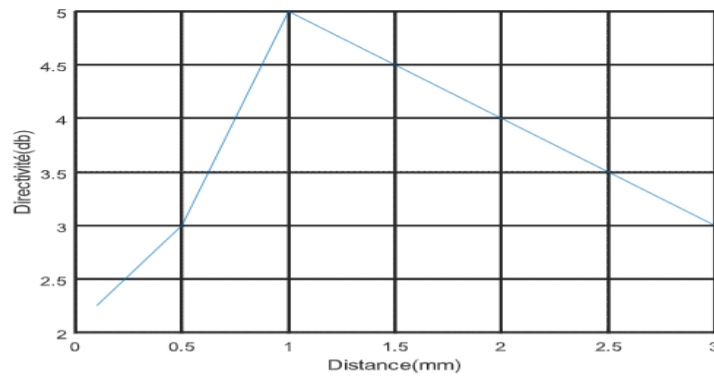
II.1.3 Influence de la distance entre l'antenne et les FSS pour les motifs doubles carrés

Pour l'antenne à motifs doubles carrés, nous avons varié la distance entre l'antenne et les FSS. La directivité en fonction de la distance dans les trois bandes est illustrée dans la figure III.5.

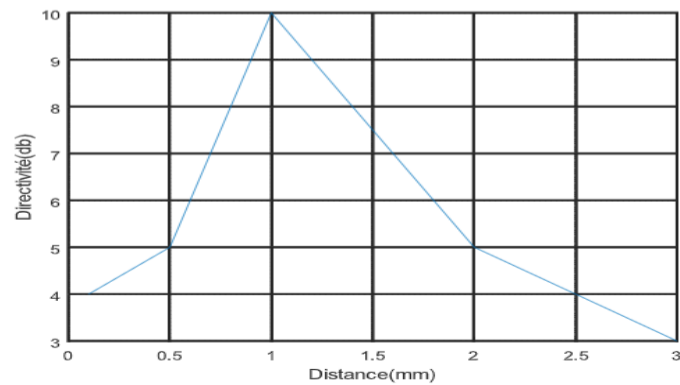
On remarque que la directivité atteint des valeurs maximales pour la distance 1mm dans les trois bandes.



(a)



(b)



(c)

Figure III.5 Directivité de l'antenne avec FSS en fonction de la distance pour le motif double carrés dans (a) bande MedRadio, (b) bande ISM (915 MHz), (c). bande ISM (2,45 GHz)

Les résultats obtenus ont démontré que cette structure FSS à motifs doubles carrés donne une très bonne directivité, et pour une étape suivante nous allons comparer les directivités d'une antenne sans réflecteur FSS et la même structure avec le superstrat FSS dans ce qui suit.

III. FSS DOUBLE CARRES

III.1 Géométrie de la structure unitaire FSS

La conception du FSS est composée d'un réseau des unités unitaire imprimée sur un substrat diélectrique. La géométrie choisie consiste en la double boucle carrée, comme représenté sur la figure III.6. Ce choix n'est pas seulement lié à la capacité du FSS à fonctionner avec les fréquences de résonance, mais aussi à ses meilleures performances par rapport aux autres géométr

Les dimensions de la structure ont été conçues pour permettre de travailler sur les mêmes fréquences et en même temps couvrir la bande passante de l'antenne. Les valeurs optimisées de la structure sont illustrées dans le tableau suivant.

Table III.1 Dimensions de la cellule unitaire FSS.

Paramètres	Valeurs (mm)	Paramètres	Valeurs (mm)
D1	1.8	D4	3
D2	2.2	W1	0.2
D3	2.6	W2	0.2

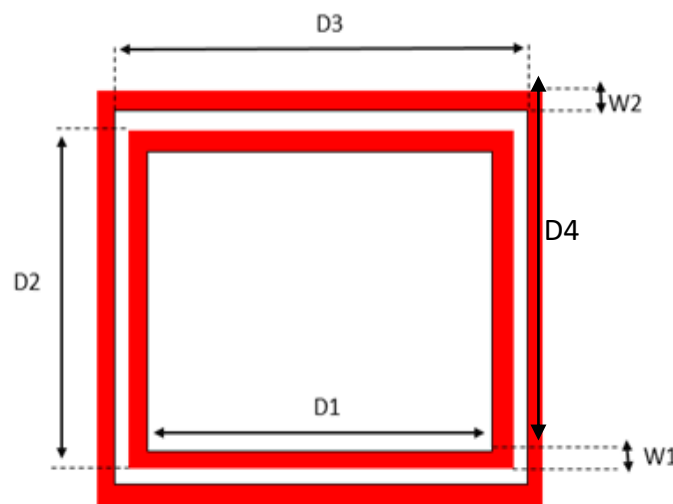


Figure III.6 Géométrie de la cellule unitaire du réflecteur FSS.

III.2 Conception du réflecteur FSS

Compte tenu des dimensions des cellules unitaires et des dimensions de l'antenne implantable, le réseau utilisé est de 4×3 cellules dans les directions (x) et (z) respectivement, le réflecteur FSS comporte alors 12 éléments, la distance entre le FSS et l'antenne est de 1mm. La structure du réflecteur FSS proposée est illustrée dans la figure III.7. avec la distance entre les motifs est 0.8mm, 0.5mm selon l'axe (x) et (z) respectivement.

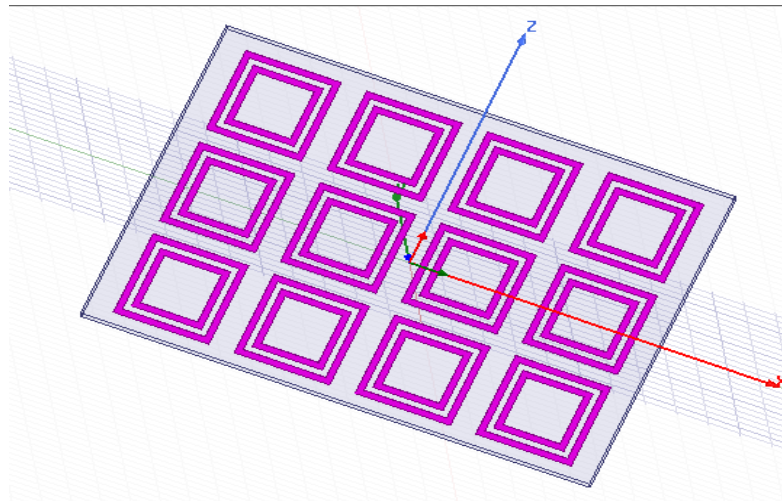


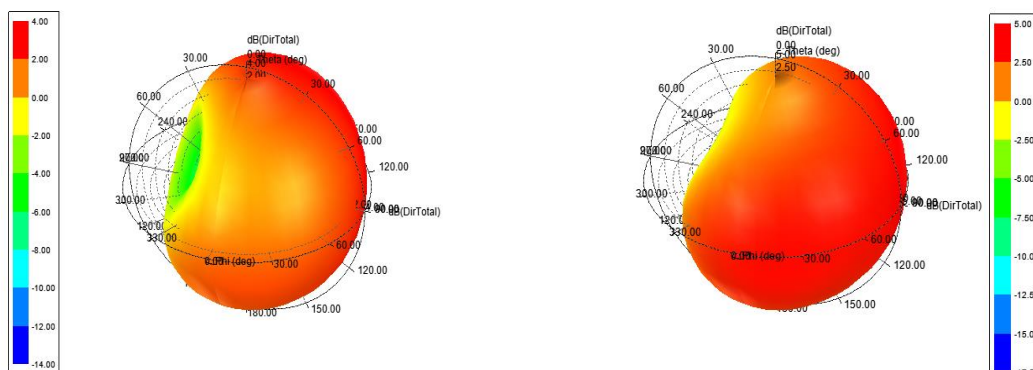
Figure III.7 Géométrie du réflecteur FSS sous HFSS.

La structure de l'antenne avec réflecteur FSS est simulée dans les bandes (MedRadio, 402 – 405 MHz), (ISM, 902,8 – 928 MHz) et (ISM, 2.4 – 2.5 GHz), et les résultats obtenus sont illustrés dans la figure III.8

La figure III.8 présente la directivité de l'antenne PIFA implantable dans les trois bandes MedRadio, ISM (915MHz et ISM (2.45 GHz) sans et avec FSS. On constate que les FSS améliorent la directivité dans les trois bandes. Le tableau suivant résume les résultats obtenus.

Table III.2 Directivité de l'antenne implantable proposée sans et avec réflecteur FS

Bande de fréquence	Directivité sans FSS	Directivité avec FSS
MedRadio	4.00 dB	5.00 dB
ISM (915MHz)	2.50 dB	4.00 dB
ISM (2,45 GHz)	5.00 dB	10 dB



(a)

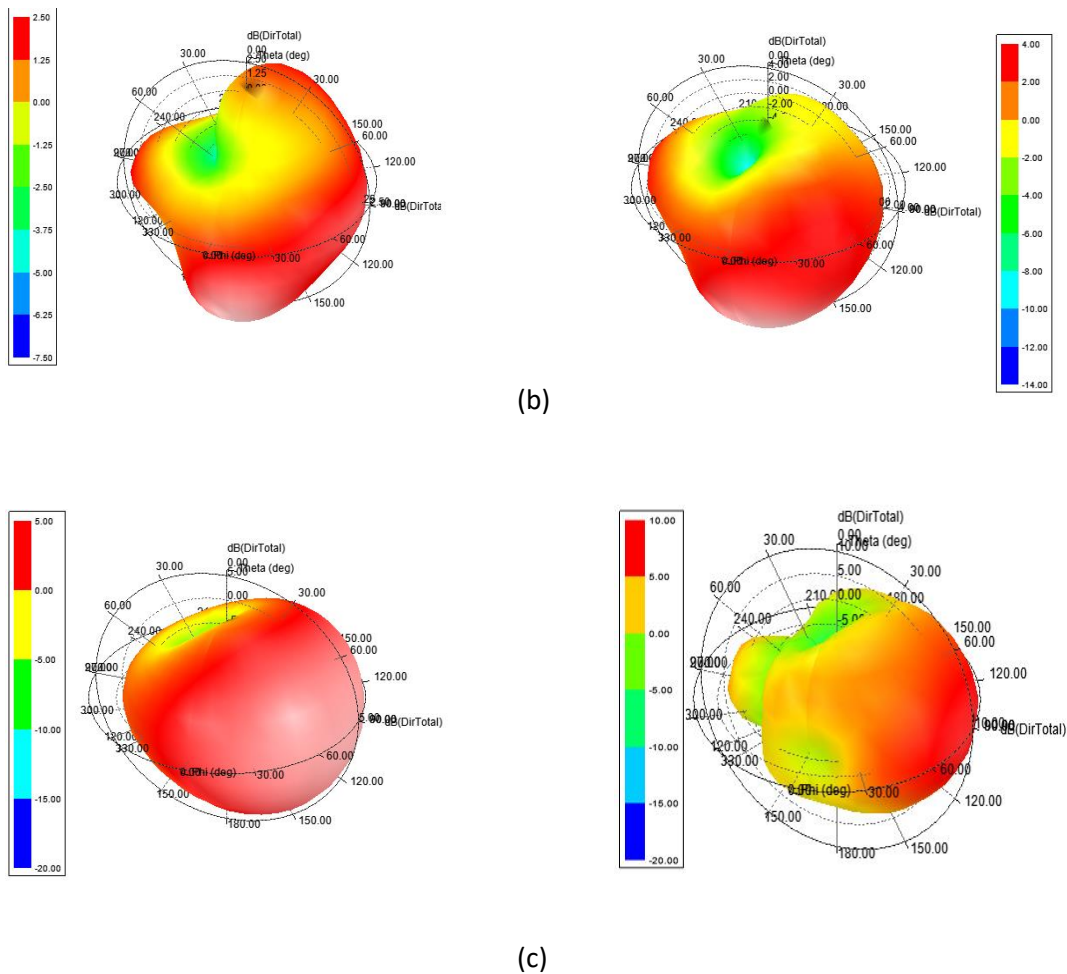


Figure III.8 Directivité dans l'antenne implantable sans (gauche) et avec (droite) le réflecteur FSS dans la bande (a). MedRadio. (b). ISM (915MHz) et (c) ISM (2.45GHz).

IV. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une étude paramétrique de notre antenne implantable avec le réflecteur FSS et cela pour trois différents motifs : motifs doubles-carrés, motifs carrés et motifs décimaux. De plus, nous avons démontré comment l'intégration du réflecteur FSS à l'antenne entraîne une amélioration des performances en termes de la directivité. Pour justifier le choix du réflecteur FSS, une comparaison a été effectuée pour les trois bandes, l'antenne implantable sans FSS et avec réflecteur FSS à motifs doubles carrés. Cette comparaison a montré que la structure avec réflecteur FSS a la meilleure directivité.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion générale

L'utilisation des antennes à l'intérieur du corps humain pour le suivi médical est devenue possible grâce au développement rapide des technologies sans fil modernes et la miniaturisation des antennes et des systèmes électriques.

Les investigations menées à travers des recherches dans le domaine de la télémétrie médicale nous ont permis de mieux comprendre les caractéristiques de fonctionnement des antennes implantables et nous ont conduits à réaliser une petite antenne micro ruban de type PIFA à des applications médicales. L'utilisation de cette technologie RF promet des meilleurs diagnostics, des thérapies sur mesure et permet aussi de réduire potentiellement les coûts médicaux en réduisant le temps d'hospitalisation.

Cette antenne est un élément clé d'un système de communication dans le corps qui doit être conçue comme faisant partie de l'implant. Dans un premier temps, une conception d'une antenne implantable miniaturisée, de taille compacte et triple-bande (MedRadio (402MHz), ISM (915MHz) et (ISM, 2,4 – 2.5 GHz)) a été développée avec succès. La taille de la conception proposée pour la réalisation est de $16 \times 14 \text{ mm}$ a été obtenue.

Les antennes PIFA sont au cœur des développements actuels. Elles présentent certains avantages. D'autre part, leurs principaux inconvénients sont un faible gain et des diagrammes de rayonnement bidirectionnels. Pour remédier à ce problème nous avons proposé, dans le cadre de ce travail, l'intégration d'un réflecteur magnétique FSS au-dessus de cette antenne ce qui nous a donné une nouvelle structure d'antenne basée sur le matériau FSS fonctionnant sur une large bande passante. Cette structure a été étudiée via le simulateur HFSS (High Frequency Structure Simulation).

Après une étude paramétrique des trois différents motifs et comparative entre l'antenne implantable sans et avec FSS, les résultats obtenus ont démontré que la structure avec le réflecteur FSS proposée présente de meilleures performances en terme de la directivité dont le but est d'améliorer les performances d'une antenne implantable.

Comme perspectives, nous proposons :

- Utiliser d'autres techniques de miniaturisation.
- Améliorer le gain de la structure à base des FSS.
- Fabriquer et tester l'antenne implantable à FSS.

Bibliographie

Bibliographie

- [1]. A. Chatelain, "Innovations dans le domaine des dispositifs médicaux utilisés en diabétologie," Thèse de doctorat, Université Grenoble Alpes. 2016.
- [2]. F.Moulahecene, "Contribution à la conception des circuits CMOS pour application médicale,". Thèse de doctorat, Université de Batna 2. 2016.
- [3]. D.T.Halperin,Kohno, t. S. Heydt-Benjamin, k. Fu etW. H. Maisel,«Security and privacy for implantable medical devices",IEEEpervasive Comput. Vol. 7, No. 1, pp. 30-39. 2008.
- [4]. G.Kaur.A.Kaur,G.T.Kaur et 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.
- [5].A.Gueriani et R. Zaaboubi, "Conception et réalisation d'une antenne implantable bi bandes pour des applications de télémétrie, "mémoire de Maser, Université AKLI Mohand Oulhadje, Bouira, Algérie. 2020.
- [6].K. Gosalia, G.Lazzi, M.Humayun , "Investigation of a microwave data telemetry link for a retinal prosthesis,"IEEE transactions on microwave theory and techniques. Vol. 52, No. 8, pp. 1925-1933. 2004.
- [7]. 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.
- [8]. C. Gariel et S. Gabriel,"Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," King's coll london (United Kingdom) dept of physics, 1996.
- [9]. F.Hatmi,"Conception d'antennes de communication à travers le corps humain pour le suivi thérapeutique", Thèse de doctorat, universitéParis-est, 2013.
- [10]. A. Vorst, A. Rosen et M. Stuchly. 'Applications of RF/ microwaves in medicine,' IEEE Trans. Microw. Theory Tech, Vol. 50 :pp. 963-974, 2002.
- [11]. C. Johnson, J. Lin, A. Guy. "Power deposition in a spherical model of manexposed to 1-20 MHz electromagnetic fields," IEEE Trans. Microw. TheoryTech, Vol. 21 :pp. 791-797, 1973.
- [12]. M. Takahashi, K. Ito W. Xia et K. Saito. "Performances of an implanted cavityslot antenna embedded in the human arm," IEEE Trans. Antennas Propag, Vol. 57 :pp. 894-899, 2009.

- [13]. Rosen et H. Rosen. 'The role of engineering principles in the medical utilization of electromagnetic energies from KHz to visible light - examples,' *International Journal of Infrared and Millimeter waves*, Vol. 30 :pp. 1374-1386, 2009.
- [14]. N. Uzunoglou, "Miniaturization of implantable antennas for medical applications", faculty of medicine and national technical university of Patras, Greece, 2013.
- [15]. J. Vardaxoglou, C, "Frequency-selective surfaces :analysis and design", research studies Press, ltd., Taunton, Uk, 1997.
- [16]. E. Tchikaya, B, "Modélisation électromagnétique des Surfaces Sélectives en Fréquence finies uniformes et non-uniformes par la technique de Changement d'échelle (SCT), " Thèse de doctorat, université du Toulouse, octobre 2010.
- [17]. B. Munk, A, "Frequency selective surfaces: Theory and design," Wiley Inter science, 2000.
- [18]. A. Mohamed Lamine, "Etude et conception d'antennes directives large bande à base de méta-surfaces", Thèse de doctorat présentée à l'université du Québec, Avril 2017.
- [19]. R. Cahill, Parker, E.A. "Concentric ring and Jerusalem cross arrays as frequency selective surfaces for a 45 incidence diplexer", *Electronic Letters*, Vol. 18, No. 8, pp. 313-314, April 1982
- [20]. E. Parker, A. Hamdy, S.M.A, Langley .R.J: "Modes of resonance of the Jerusalem cross in frequency selective surfaces", *IEE Proceedings H (Microwaves, Optics and Antennas)*, Vol. 130, no. 3, pp. 203-208, April 1983
- [21]. E. Parker, A. Hamdy, S.M.A, Langley R.J. "Arrays of concentric rings as a frequency selective surface", *Electronics letters*, Vol. 17, no. 23, pp. 880-881, November 1981.
- [22]. H. Wakabayashi. Kominami, M, Kusaka, H, Nakashima, H, "Numerical simulations for frequency selective screen with complementary elements", *IEEE proceedings microwave antennas and propagation*, Vol. 141, No. 6, pp. 477-482, December 1994.
- [23]. Y. Ranga, Matekovits, L, Esselle, K.P, Weily, A.R, "Multioctave frequency selective surface reflector for ultra-wide band antennas", *IEEE antenna and wireless propagation letters*, Vol.10, pp. 219–222, 2011.
- [24]. Y. Jang, W, Yoon, J. C, Shin, H. S, "A large bandwidth t-shaped microstrip-fed ground plane slot antenna", *microwave journal*, Vol. 45, No. 1, pp. 92-103, January. 2002.

Résumé

Le dispositif implantable médical est un dispositif électronique implanté chirurgicalement à l'intérieur d'un corps humain ou d'un animal, ces dispositifs deviennent de plus en plus intéressants pour la télémétrie biomédicale, ils sont composés de plusieurs composants tels qu'une batterie, des capteurs et une antenne, cette dernière est le composant le plus crucial de tous ces éléments pour assurer la communication entre l'implant à l'intérieur du corps et le récepteur externe. Étant donné que les liaisons filaires sont indésirables du point de vue du confort du patient et du risque d'infection, les antennes implantables sont utilisées pour assurer une liaison de communication sans fil.

Dans notre travail, nous avons conçu et étudié, en utilisant le simulateur HFSS, une antenne PIFA implantable tri-bandes pour les bandes de fréquences médicales MedRadio, (402 – 405 MHz) et ISM, (902,8 – 928 MHz), ISM, (2,4 – 2.5 GHz), et dans le but d'améliorer la directivité, nous avons ajouté un réflecteur, basé sur le matériau à surface sélective en fréquence (FSS), intégré au-dessus de l'antenne.

Mots clés : Antenne, FSS, Trois bande, Directivité, Réflecteur FSS.

Abstract

The medical implantable device is an electronic device surgically implanted inside a human or animal body, these devices are becoming more and more interesting for biomedical telemetry, they are composed of several components such as a battery, sensors and an antenna, the latter is the most crucial component of all these elements to provide communication between the implant inside the body and the external receiver. Since wired links are undesirable from the standpoint of patient comfort and risk of infection, implantable antennas are used to provide a wireless communication link.

In our work, we have designed and studied, using the HFSS simulator, a tri-band implantable PIFA antenna for the medical frequency bands MedRadio, (402 – 405 MHz) and ISM, (902.8 – 928 MHz), ISM, (2.4 – 2.5 GHz), and in order to improve directivity, we have added a reflector, based on Frequency Selective Surface (FSS) material, integrated above the antenna

Key words: Antenna, FSS, Three Band, Directivity, FSS Reflector.

المخلص

الجهاز الطبي القابل للزرع هو جهاز إلكتروني يتم زرعه جراحيًا داخل جسم الإنسان أو الحيوان، وقد أصبحت هذه الأجهزة أكثر إثارة للاهتمام للقياس عن بعد الطبي الحيوي، فهي تتكون من عدة مكونات مثل البطارية وأجهزة الاستشعار والهوائي، وهذا الأخير هو الأكثر مكون حاسم لكل هذه العناصر لتوفير الاتصال بين الزرع داخل الجسم والمتلقي الخارجي. نظرًا لأن الوصلات السلكية غير مرغوب فيها من وجهة نظر راحة المريض وخطر الإصابة بالعدوى، يتم استخدام الهوائيات القابلة للزرع لتوفير ارتباط اتصال لاسلكي.

في عملنا، صممنا ودرسنا، باستخدام محاكي HFSS، هوائي PIFA ثلاثي النطاق قابل للزرع لنطاقات التردد الطبية MedRadio (402-405 ميغاهرتز) و ISM (902.8 - 928 ميغاهرتز)، ISM، (2.4 - 2.5 جيجاهرتز)، ومن أجل تحسين الاتجاهية، أضفنا عاكسًا، بناءً على مادة السطح الانتقائي للتردد (FSS)، المدمجة فوق الهوائي.

الكلمات المفتاحية: هوائي، FSS، ثلاثة نطاقات، اتجاهية، عاكس FSS.