

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد- تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd- Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

En : Télécommunications

Spécialité : Systèmes de Télécommunications

Par : ABDENOUR Yassine

Sujet

Étude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales

Soutenu publiquement, le **28 /06/ 2018** , devant le jury composé de :

Mr F.KARIM	Maître de Conférences	Univ. Tlemcen	Président
Mr M.BOUSAHLA	Maître de Conférences	Univ. Tlemcen	Encadreur
Mr M.HADJILA	Maître de Conférences	Univ. Tlemcen	Examineur

Remerciements

Nous tenons à remercier tout d'abord DIEU " الله " le tout puissant qui nous a donné durant toutes ces années la santé, le courage et la foi.

J'exprime notre profonde et sincère expression de remerciements à mon encadreur, monsieur BOUSAHLA Miloud MCB à l'université de Tlemcen, D'avoir dirigé ce travail et patienter avec moi et pour la confiance qu'il m'a accordé, pour sa disponibilité, ses conseils et ses idées innovantes tout au long de notre travail. J'ai appris avec lui comment développer nos sens d'écoute, d'analyse et de communication. A travers sa longue expérience combinant l'ingénierie, la recherche scientifique, l'enseignement et finalement la direction.

J'adresse mon remerciements pour tous les membres du jury d'avoir accepté de participer à cette soutenance, m'ont fait l'honneur d'évaluer et d'examiner mon travail et pour le temps qui ont perdu pour lire ce mémoire.

Mes remerciements vont également à tous les enseignants de l'université et également tout le personnel du Laboratoire de Télécommunications pour leurs gentillesse ainsi qu'à la promotion MASTER Systèmes de Télécommunication.

Enfin, j'exprime mes remerciements à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

RÉSUMÉ

Depuis plusieurs années, de nombreux travaux ont porté sur la conception d'antennes implantables dans la bande MICS (Medical Implant Communication Service) (402-405) MHz afin d'être associées à des dispositifs médicaux destinés à être implantés dans le corps humain ou dans celui d'animaux.

Quelle que soit la bande de fréquence employée, la principale difficulté de la conception d'antennes pour les dispositifs de communication bio-implantables demeure l'effet du milieu à pertes (les Tissus du corps humain ou de l'animal) qui entoure l'antenne implantée et qui réduit les performances de l'antenne notamment en termes de bande passante et d'efficacité.

Ce projet de master porte sur la conception et l'optimisation des antennes implantables. Trois antennes implantables ont été simulées dans CST Microwave Studio (logiciel de simulation EM 3D). Les résultats obtenus montrent que les trois antennes ont de bonnes performances.

Mots clé : antenne miniature, conception, MICS, Service de communication d'implants médicaux.

ABSTRACT

For several years, many studies have focused on the design of antennas implantable in the MICS band (Medical Implant Communication Service) (402-405) MHz to be associated with medical devices intended for implantation in the human or animal body.

Whatever the frequency band used, the main difficulty in designing antennas for bio-implantable communication devices remains the effect of the lossy medium (tissues of the human or animal body) surrounding the implanted antenna, which reduces antenna performance, particularly in terms of bandwidth and efficiency.

This master project focuses on the design and optimization of implantable antennas. Three implantable antennas were simulated in CST Microwave Studio (3D EM simulation software). The results obtained show that the three antennas have good performance.

Keywords: miniature antenna, design, MICS, medical implant communication service.

TABLE DES MATIÈRE

Remerciements.....	i
RÉSUMÉ	ii
TABLE DES MATIÈRE.....	iii
INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	1
CHAPITRE I :Généralités sur les dispositifs implantables.....	4
I.1 Introduction.....	5
I.2 Médecine sans fil.....	5
I.3 Dispositifs implantables.....	7
I.3.1- Le pacemaker ou stimulateur cardiaque, ou pile.....	8
I.3.2- Système de capteur de pression intracrânienne, ICP.....	8
I.3.3- Implant cochléaire	8
I.3.4- Implant rétinien	9
I.3.5- Dosimètre in vivo.....	10
I.3.6- Les antennes miniatures bio-implantables	11
I.4 Fonctionnement bi-bande.....	13
I.5 Sécurité du patient	15
I.6 Bonne efficacité de rayonnement.....	16
I.7 Conclusion	18
CHAPITRE II :Généralité sur les antennes.....	19
II.1 Introduction	20
II.2 Antenne imprimée	20
II.3 Les paramètres fondamentaux des antennes.....	20
II.3.1 L'impédance :	21
II.3.2 Coefficient de réflexion et taux d'onde stationnaire (TOS).....	21

II.3.3 Bande passante.....	21
II.3.4 Directivité et gain	22
II.3.5 Diagramme de rayonnement.....	22
II.3 Alimentation des antennes imprimées	23
II.4 Avantages et inconvénients.....	24
II.5 Techniques de miniaturisation des antennes	25
II.5.1 L'utilisation de matériaux diélectriques à haute permittivité :	25
II.5.2 Allongement de trajet du courant sur la surface du patch :	25
II.5.3 L'ajout de broches de court-circuit :.....	25
II.5.4 Empilement de patch :.....	26
II.6 Antennes Implantables	26
II.6.1 Antenne imprimée	26
II.6.2 Antenne F inversée plane (PIFA)	26
II.7 Conception d'antennes	27
II .8 Conclusion.....	29
CHAPITRE III :La conception d'antennes implantées	31
III.1 Introduction.....	32
III.2 Méthodes de conception	32
III.3 Choix du substrat.....	32
III.4 Modèles d'antennes initiales	33
III.5 Antenne PIFA à méandre	34
III.6 Études paramétriques du PIFA à méandre.....	38
III.6.1 Effet de la longueur électrique	38
III.6.2 Effet de la constante diélectrique (Substrat - Superstrate)	40
III.6.3 Effet de la largeur de la bande rectangulaire	43
III.7 Antenne PIFA Spirale :.....	45

III.8 Études paramétriques de l'antenne PIFA spirale.....	48
III.8.1 Effet de la longueur électrique	48
III.8.2 Effet de la position du point d'alimentation	50
III.9 Antenne PIFA proposée.....	50
III.10 Conclusion	56
CONCLUSION GÉNÉRALE	57
BIBLIOGRAPHIE	60

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Depuis plusieurs années, de nombreux travaux ont porté sur la conception d'antennes implantables dans la bande MICS (Medical Implant Communication Service) (402-405) MHz afin d'être associées à des dispositifs médicaux destinés à être implantés dans le corps humain ou dans celui d'animaux.

Quelle que soit la bande de fréquence employée, la principale difficulté de la conception d'antennes pour les dispositifs de communication bio-implantables demeure l'effet du milieu à pertes (ici les Tissus du corps humain ou de l'animal) qui entoure l'antenne implantée et qui réduit les performances de l'antenne notamment en termes de bande passante et d'efficacité.

L'un des paramètres les plus critiques à prendre en compte dans la conception des antennes implantables dans le tissu humain et les problèmes d'adaptation.

Les antennes implantables sont nécessaires pour fonctionner dans un environnement biologique complexe et cette caractéristique différencie de manière significative la conception de ces antennes, qui ne sont pas destinées à fonctionner en espace libre. Lorsque le désaccord se produit, une ou plusieurs caractéristiques de l'antenne (comme la fréquence de résonance, le gain, la largeur de bande, etc) changent. Il est donc nécessaire, à l'avance, d'analyser l'environnement biologique complexe afin d'évaluer tous les paramètres qui conduiront à une conception correcte donnant à l'antenne les caractéristiques souhaitées. Pour éviter les problèmes de désaccord, il faut faire preuve d'un grand soin dans la conception de l'antenne implantable avec la plus grande précision possible dans la simulation du tissu biologique dans lequel l'antenne est placée.

Ce mémoire décrit l'ensemble de mon travail de master. Il est constitué de la présente introduction, de trois chapitres et d'une conclusion.

Dans le premier chapitre nous allons présenter, après une brève introduction sur la médecine sans fils, quelques dispositifs médicaux implantables pour la télémétrie médicale, parmi lesquels on trouve les implants cardiaques, tels que les stimulateurs cardiaques, les pacemakers (PM) qui sont les implants médicaux actifs les plus répandus dans le monde.

Dans le deuxième chapitre, nous allons présenter des généralités sur les paramètres d'antennes (Coefficient de réflexion, Impédance d'entrée, Gain...). Ces rappels sont utiles pour comprendre les phénomènes mis en évidence dans mon travail.

Le troisième chapitre est consacré à la conception d'antennes implantables. Nous allons présenter, dans la première partie de ce chapitre, deux antennes trouvées dans la littérature, le PIFA de Méandre et le PIFA en spirale. Nous allons redessiner ces deux antennes, selon les configurations données, et les simuler dans CST Microwave Studio (logiciel de simulation EM 3D) afin de vérifier et comparer leurs caractéristiques et leurs résultats.

Afin de comprendre la performance de ces deux antennes, lorsqu'elles sont implantées dans un matériau fantôme (le corps) et d'obtenir une miniaturisation complète de leur taille sur la base de ces conceptions, une étude complète de l'effet de chaque paramètre sera faite. Dans la seconde partie de ce chapitre, nous allons présenter notre propre antenne inspirée des deux antennes trouvées dans la littérature.

Finalement, la conclusion résumera l'ensemble de mon travail de master et présentera les perspectives envisagées.

CHAPITRE I

Généralités sur les dispositifs implantables

I.1 Introduction

Ce chapitre est introductif et montre clairement l'état de l'art sur les dispositifs médicaux implantables pour la télémétrie médicale. Après une brève introduction sur la médecine sans fils, les types d'implants médicaux sont présentés. Les implants cardiaques, parmi lesquels les stimulateurs cardiaques, les pacemakers (PM), sont les implants médicaux actifs les plus répandus dans le monde.

Les éléments essentiels des dispositifs implantables sont des antennes intégrées dans de tels systèmes, qui permettent l'échange de données entre des dispositifs implantables et un environnement externe.

Les différences majeures, entre les antennes bio-implantables et les antennes pour les communications sans fils en général, qui doivent être prise en compte pour concevoir une antenne efficace sont aussi présentées

I.2 Médecine sans fil

L'utilisation de la technologie sans fil dans le domaine de la médecine associe l'information médicale à une communication transparente, offrant des possibilités illimitées d'améliorer les soins de santé. Les professionnels de la santé sont maintenant en mesure de diagnostiquer, de superviser les fonctions vitales du patient dans les situations aiguës et à long terme et de surveiller l'efficacité des plans de traitement d'une manière supérieure grâce à l'utilisation d'appareils médicaux sans fil. Il offre également aux patients et aux soignants l'accès à des systèmes qui peuvent les aider à gérer leur état de santé plus facilement et en toute sécurité, améliorant ainsi leur qualité de vie.

Quelques-uns des produits médicaux sans fil les plus reconnaissables qui ont fait leur apparition sur le marché sont les glucomètres, les pompes à insuline, les appareils à ultrasons, les tensiomètres et les moniteurs d'ECG. Plus récemment, ces produits se sont étendus aux dispositifs médicaux sans fil ingérables et implantables qui démontrent la capacité d'améliorer la précision, l'efficacité, la facilité d'utilisation et la portabilité des dispositifs parce qu'ils sont autonomes et in vivo. Ceci, en conjonction avec les nouveaux protocoles sans fil, y compris 4G, Bluetooth, ZigBee et ANT, offre un potentiel

d'avancement inégalé jusqu'à présent. Il est prévu que ces dispositifs évolueront en unités autonomes qui pourront être utilisées pour le diagnostic, la transmission des dossiers des patients et, finalement, pour administrer les traitements appropriés.

La prévalence croissante de la technologie des smartphones par les consommateurs profanes et les professionnels de la santé permet à un grand nombre de personnes d'exploiter la puissance des appareils portatifs, qui peuvent relayer et calculer des données instantanément à partir de n'importe quel endroit, pour des applications médicales. Le domaine de la santé mobile gagne en popularité auprès des patients et du personnel de soins de santé à mesure que de plus en plus d'applications pour téléphones intelligents deviennent disponibles pour aider à prendre en charge un large éventail de conditions médicales. La recherche a prouvé que les appareils mobiles peuvent fournir des applications médicales utiles au point de service, ainsi qu'aider les patients à gérer leur état de santé par l'éducation et la surveillance à distance [1].



FIGURE I.1 UN SYSTEME DE BIO-TELEMETRIE NUMERIQUE SANS FIL QUI SURVEILLE LES SIGNES VITAUX A L'AIDE D'UN TELEPHONE INTELLIGENT.

I.3 Dispositifs implantables

Le développement de circuits intégrés (CI), au cours des 35 dernières années, a facilité l'évolution de petits dispositifs médicaux complexes et hautement intégrés. La demande croissante pour des opérations chirurgicales non invasives a rendu l'utilisation de dispositifs médicaux implantables (IMD) dans le cadre de procédures médicales très attrayantes. Par conséquent, des procédures invasives courantes pour obtenir des données physiologiques et biologiques peuvent être évitées en utilisant des dispositifs implantables. Le grand impact des dispositifs implantables a été démontré par l'introduction de stimulateurs cardiaques au début des années 1960, ce qui a permis la surveillance et le traitement dans le corps humain. Les IMD sont actuellement utilisés pour effectuer une variété croissante de procédures diagnostiques et thérapeutiques permettant le contrôle des fonctions humaines ainsi que des données sur l'état du patient [1].

Des millions de personnes à travers le monde dépendent de dispositifs médicaux implantables pour soutenir et améliorer la qualité de leur vie. Les IMD sont déjà utilisés pour une grande variété d'applications en fonction de leurs fonctions, classées comme suit :

- ❖ La première catégorie comprend tous les dispositifs utilisés pour diagnostiquer diverses maladies. Ces IMD en plus de leur système de communication avec l'environnement externe comprennent certains capteurs qui interagissent avec le corps humain pour mesurer les données physiologiques nécessaires. Cette catégorie comprend les microsystèmes implantés dans le corps humain pour surveiller les signaux biologiques importants.

- ❖ La deuxième catégorie comprend les dispositifs implantables utilisés comme stimulateurs. Les stimulateurs reçoivent des informations d'une unité externe et stimulent des nerfs spécifiques. De tels dispositifs sont des stimulateurs cardiaques et des défibrillateurs cardio-vasculaires, des stimulateurs électriques fonctionnels (FES), des implants cochléaires et rétinien.

I.3.1- Le pacemaker ou stimulateur cardiaque, ou pile

C'est un dispositif implanté dans l'organisme fournissant des impulsions électriques destinées à stimuler les muscles cardiaques en permettant ainsi, par exemple, d'accélérer la pulsation du cœur lorsqu'il est trop lent. La stimulation cardiaque peut être provisoire, pour faire face à une situation transitoire ou définitive.

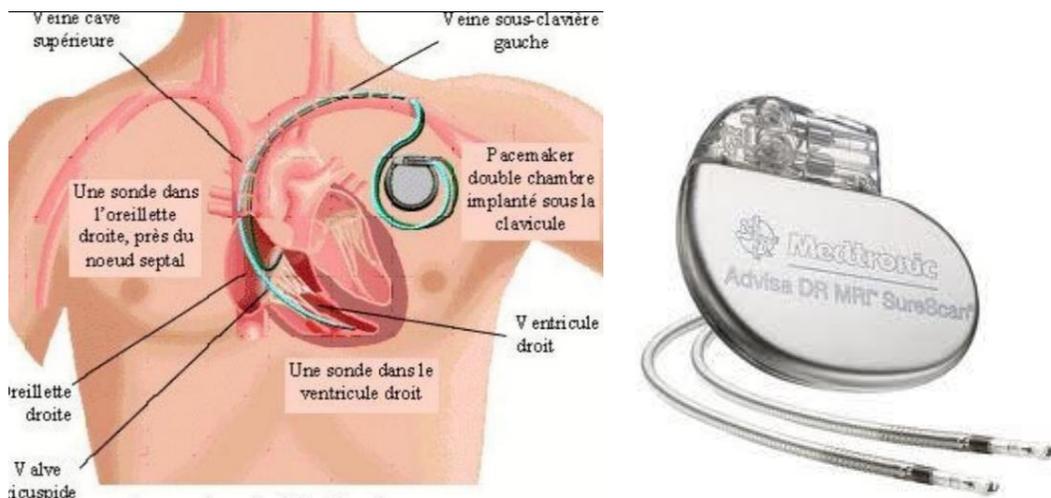


FIGURE I.2 LE PACEMAKER

I.3.2- Système de capteur de pression intracrânienne, ICP

C'est un système qui est utilisé pour surveiller la pression intracrânienne. La nécessité de surveiller la pression intracrânienne est soit due à une blessure à la tête ou une déformation génétique. Le dispositif implantable est alimenté par un couplage inductif provenant d'une unité de commande externe. Grâce au même couplage, l'échange de données est assuré.

I.3.3- Implant cochléaire

Est un dispositif électronique qui convertit l'énergie sonore mécanique en signaux électriques qui peuvent atteindre le nerf cochléaire en utilisant des électrodes [1].

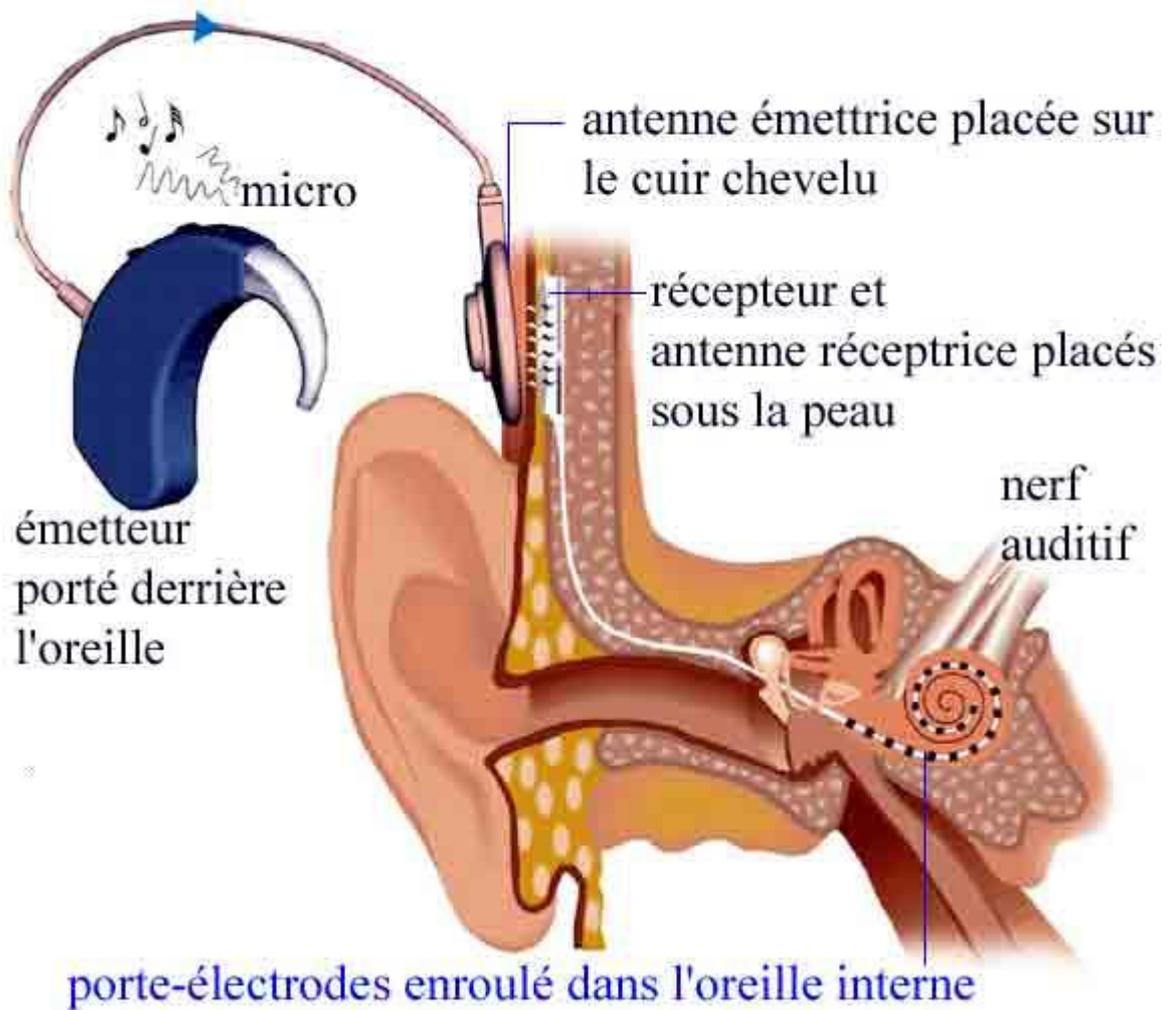


FIGURE I.3 L'IMPLANT COCHLEAIRE

I.3.4- Implant rétinien

Par une logique similaire à celle développée pour les implants cochléaires, les implants rétiniens permettent la stimulation électrique des neurones rétiniens en contournant les photorécepteurs dégénérés, et la restauration dans une certaine mesure la vision du patient [1].

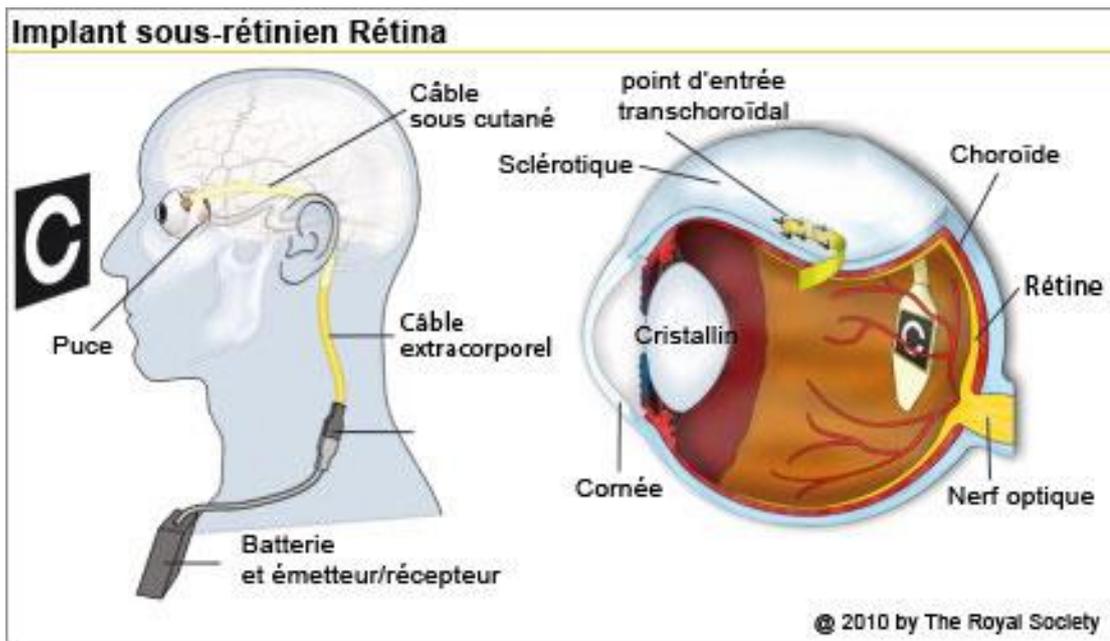


FIGURE I.4 IMPLANT RETINIEN

I.3.5- Dosimètre 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 à réaliser des mesures de dose directement sur le patient pendant l'irradiation, à l'aide de détecteurs placés en des sites facilement accessibles tels que la peau ou plus rarement des cavités naturelles du corps.[1]

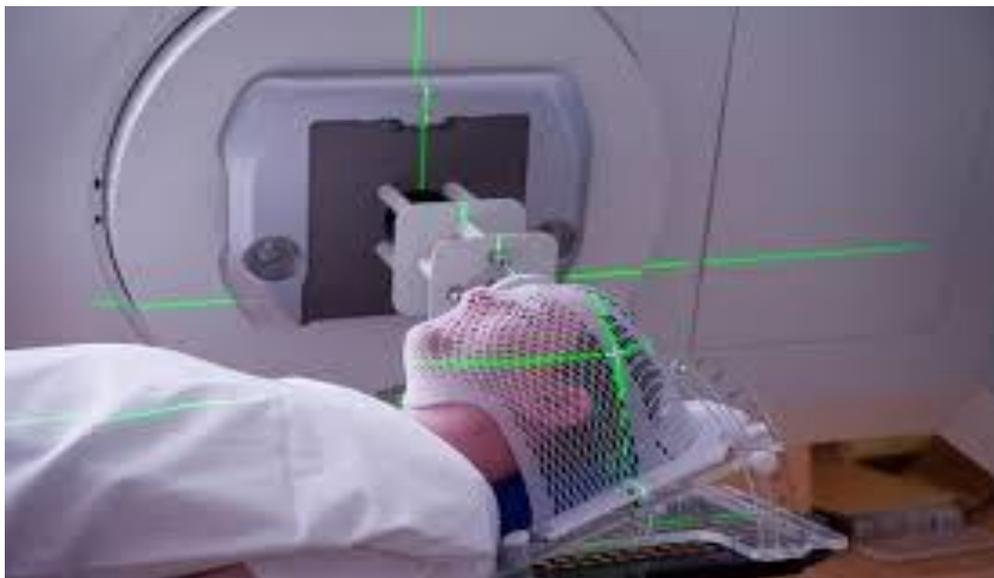


FIGURE I.5 DOSIMETRE IN VIVO

I.3.6- Les antennes miniatures bio-implantables

Avec les progrès récents dans la technologie de la microélectronique et de la technologie médicale, les dispositifs implantables deviennent plus petits. Une antenne implantable doit être suffisamment petite pour pouvoir être placée dans un appareil médical. Cependant, Les antennes demi-longueur d'onde ($\lambda /2$) ou quart d'onde ($\lambda /4$) inutile pour bande MICS car la longueur d'onde en espace libre dans cette bande est d'environ de 74 cm. Par conséquent, la miniaturisation de l'antenne est l'un des plus grands défis dans la conception. Heureusement, les tissus humains présentent une forte permittivité qui aide à réduire la taille.

Le tableau I.1 montre les propriétés diélectriques (R : constante diélectrique, σ : Conductivité, $\tan\delta$: tangente de perte) des tissus corporels différents à 403,5 MHz et 2,45 GHz.

<i>Tissue</i>	<i>403.5 Mhz</i>			<i>2.45GHz</i>		
	R	Σ	$\tan\delta$	R	σ	Tan δ
<i>2/3</i> <i>Muscle</i>	38.10	0.53	0.62	35.15	1.16	0.242
<i>Muscle</i>	57.10	0.797	0.622	52.73	1.73	0.242
<i>Graisse</i>	5.58	0.042	0.328	5.28	0.105	0.145
<i>Peau</i>	43.50	0.87	0.799	39.20	1.80	0.336

**TABLEAU I.1 PROPRIETES DIELECTRIQUE DE DIFFERENTS TISSUS CORPORELS
DANS LES BANDES MICS ET ISM**

Les antennes bio-implantables sont à bien des égards similaires aux petites antennes pour les communications sans fil en général. Il y a cependant quelques différences majeures qui doivent être prises en compte pour concevoir une antenne efficace :

L'antenne d'une bio-implant rayonne dans un environnement complexe à perte (le corps) plutôt que dans l'espace libre.

L'environnement entourant l'implant n'est connu que dans un sens statistique, car il peut varier d'un individu à l'autre.

L'implant doit être recouvert d'une couche biocompatible. La liste des matériaux pouvant être utilisés à cette fin est limitée, d'autant plus que les matériaux conducteurs ne sont pas autorisés pour des raisons évidentes.

Le débit de données à transmettre est généralement inférieur à ce qui est utilisé pour les appareils de communication mobile standard.

La distance entre l'implant et la station de base est bien inférieure aux distances visées dans les communications mobiles : l'état de l'art est d'environ 1 à 2 mètres ; 10 à 15 mètres seraient plus que suffisants pour les applications IMD.

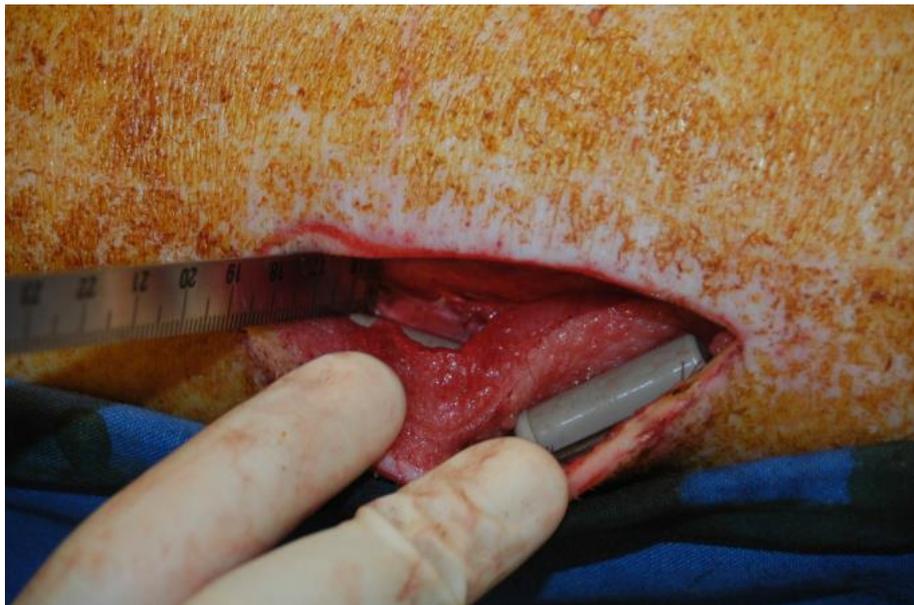


FIGURE I.6 IMPLANTATION DU MODULE INTRAMUSCULAIRE [10]

Ces différences ont un impact majeur sur la stratégie de conception des antennes implantables par rapport à la conception de petites antennes pour les communications mobiles. Le point clé dans la conception d'une antenne implantée est l'optimisation de l'énergie transmise par l'antenne implantée hors du corps hôte et à la station de base ; ou inversement, la maximisation de la puissance reçue par l'antenne implantée de la station de base en tenant compte du corps hôte et de l'objectif de l'ensemble de la structure implantée. L'antenne est isolée par une couche de matériau biocompatible à faible perte, et implantée plus ou moins profondément dans un milieu de perte inhomogène. Le corps d'accueil est généralement une structure multicouche qui, selon la position souhaitée de l'appareil, peut être constituée de plusieurs couches telles que la peau, la graisse et les muscles ou la peau, l'os, la substance blanche et la matière grise.

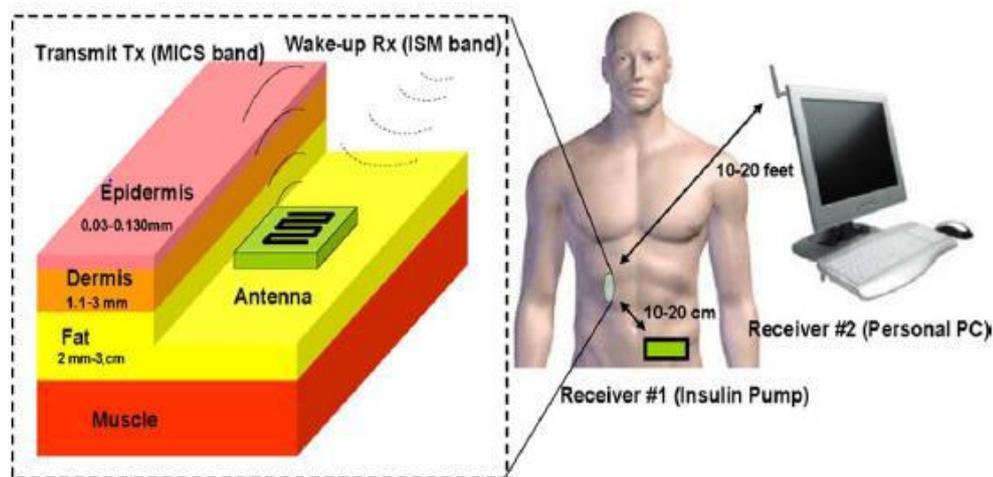


FIGURE I.7 ILLUSTRATION D'UNE APPLICATION D'ANTENNE BIOMÉDICALE BASÉE SUR UN SYSTÈME RF IMPLANTABLE

I.4 Fonctionnement bi-bande

Pour une bonne utilisation de la batterie de l'appareil implanté, l'appareil doit être utilisé lorsqu'une opération est nécessaire. Sinon, l'émetteur-récepteur peut consommer un signal sonore. Pour éviter une consommation d'énergie inutile l'émetteur-récepteur à double bande peut être utilisé. Disponible dans le commerce émetteur-récepteur Zarlink

ZL70102 permet à l'implant pour basculer entre les modes de sommeil et de réveil, comme le montre la figure suivante. L'émetteur-récepteur reste en mode veille avec une faible consommation électrique jusqu'à ce qu'un signal de réveil est détecté dans la bande ISM de 2450 MHz. Ensuite, l'échange de données se produit dans la bande MICS [2].

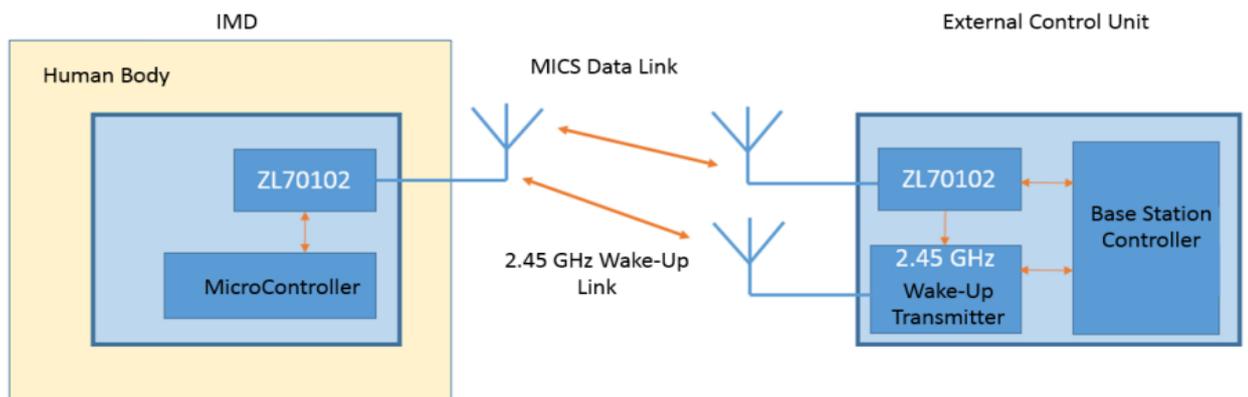


FIGURE I.8 COMMUNICATION BI-BANDE ENTRE LE DISPOSITIF MEDICAL IMPLANTAIRE ET L'UNITE DE CONTROLE EXTERNE (STATION DE BASE) [2]

Le ZL70102 est un émetteur-récepteur RF de très faible puissance pour les applications médicales implantables. Il opère dans la bande médical MICS (Implantable Communication Service) bande de 402 à 405 MHz et fournit un modem radio complet permettant la communication avec un dispositif médical dans le corps. Le lien de télémétrie RF sans fil remplace la traditionnelle inductive baguette couplée et permet des avantages comprenant :

- Débits de données plus élevés
- Placement du programmeur plus éloigné du corps (en dehors de la zone stérile) pendant la chirurgie
- Surveillance à distance en dehors de la clinique médicale
- Applications portées sur le corps permettant le contrôle et la surveillance du patient

- Lien vers d'autres dispositifs médicaux et capteurs non implantés pour des applications plus avancées. L'émetteur-récepteur RF ZL70102 fournit une solution complète MICS-bande et peut être utilisé dans les deux extrémités du lien, qui est, à la fois dans le dispositif médical implantable (IMD) et dans le dispositif externe (station de base, programmeur, moniteur à distance [3].

I.5 Sécurité du patient

Les antennes implantables doivent être biocompatibles avec les tissus environnants afin de préserver la sécurité des patients. Il y a deux approches communes pour le processus de la biocompatibilité de l'antenne. L'une est d'utiliser des matériaux biocompatibles pour les conceptions d'antennes. Parmi matériaux les plus couramment utilisés on trouve le teon, macor, Rogers., et de l'alumine céramique. L'autre approche consiste à encapsuler l'antenne à l'aide d'un revêtement biocompatible à faible perte [2][1].

La figure I.9, représente une antenne implantable recouvert d'un matériau biocompatible Silastic MDX-4210 ($r = 3:3, = 0:01 \text{ S/m}$).



(a)



(b)

FIGURE I.9 (A) MATERIAU BIOCOMPATIBLE SILASTIC MDX-4210 (B) ANTENNE ENROBEE [2]

Un autre problème lié à la sécurité du patient est le taux d'absorption spécifique (SAR). SAR est l'énergie électromagnétique (dW) absorbée dans le corps par unité temps (dt) et par unité de masse (dm) lorsqu'ils sont exposés à des ondes électromagnétiques :

$$\text{SAR} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right)$$

Le SAR est exprimé en unités de watts par kilogramme (W/kg). La puissance absorbée par le corps humain en présence d'un champ électromagnétique incident est donné par :

$$P_{\text{abs}} = \frac{1}{2} \int \sigma |E|^2 dv$$

Où σ est la conductivité des tissus humains et $|E|$ est l'intensité du champ électrique à l'intérieur du corps.

Afin de prévenir les effets nocifs dus au réchauffement des tissus, les normes SAR sont réglementées par l'Institut des ingénieurs électriques et électroniques (IEEE). Selon la norme IEEE C95.1-1995, un maximum de 1 g de moyenne ne doit pas être supérieur à 1,6 W / kg [2].

I.6 Bonne efficacité de rayonnement

La puissance rayonnée pour l'antenne implantable doit être suffisamment forte pour pouvoir communiquer avec un appareil externe. Puisque l'antenne rayonne dans le corps humain, le champ proche se couple fortement avec le milieu environnant près de l'antenne et donc la puissance de l'antenne diminue considérablement. Par conséquent, il est souhaitable de maximiser la puissance rayonnée hors du corps. Cependant, il y a une limitation de la puissance isotrope rayonnée équivalente (EIRP) de l'implant. Des dispositifs médicaux fonctionnant dans les bandes MICS et ISM. Le maximum des niveaux de puissance sont indiqués dans le tableau 2.

Exemples du bilan de liaison qui comptabilise tous les gains et pertes de l'émetteur ; par l'intermédiaire du médium jusqu'à l'émetteur. Sont présentés dans le tableau 3.

Le gain de l'antenne implantable dans la bande MICS est assez faible pour la communication montante (-31,5 dBi) [2]

Band	Max PIRE
MICS(402-405MHz)	-16dBm
ISM(2.4-2.5GHz)	20dBm

TABLEAU I.2: NIVEAU MAXIMAL DE PUISSANCE RAYONNEE ISOTROPE EQUIVALENTE (PIRE)

Paramètre	MICS	ISM
Fréquence	401 MHz	2.45 GHz
Bande passante	200 KHz	200 kHz
Puissance Tx	-2 dbm	-36 dBm
gain d'antenne d'implant	-31.5 dBi	-26.5 dBi
PIRE	-33.5 dBm	-62.5 dBm
Perte du chemin de l'espace libre (2 m)	30.5 dB	46.2 dB

Margede perte excédentaire et marge d'évanouissement	25 dB	2 dB
Gain d'antenne de station de base	2 dBi	2.1 dBi
Puissance Rx	-87 dBm	-108.6 dBm
Bruit Rx	-101 dBm	-120 dBm

TABLEAU I.3 EXEMPLES DE LIAISON MONTANTE (DE L'IMPLANT A LA STATION DE BASE

I.7 Conclusion

Ce chapitre a présenté, après une brève introduction sur la médecine sans fils, quelques dispositifs médicaux implantables pour la télémétrie médicale, parmi lesquels on trouve les implants cardiaques, tels que les stimulateurs cardiaques, les pacemakers (PM) qui sont les implants médicaux actifs les plus répondus dans le monde.

CHAPITRE II

Généralité sur les antennes

II.1 Introduction

Avant de se consacrer aux antennes implantables, il est important de maîtriser les paramètres fondamentaux et la conception d'antennes. La première partie de ce chapitre présentera les paramètres fondamentaux des antennes et les techniques de miniaturisation []. La seconde partie de ce chapitre, présentera brièvement la modélisation des antennes par un outil de simulation électromagnétique.

II.2 Antenne imprimée

Une antenne imprimée est constituée d'une fine couche conductrice métallique de forme arbitraire, appelé élément rayonnant, déposée sur un substrat diélectrique dont la face inférieure est entièrement métallisée pour constituer un plan de masse. Même en haut de l'élément rayonnant on peut trouver un autre substrat (superstrat) [4].

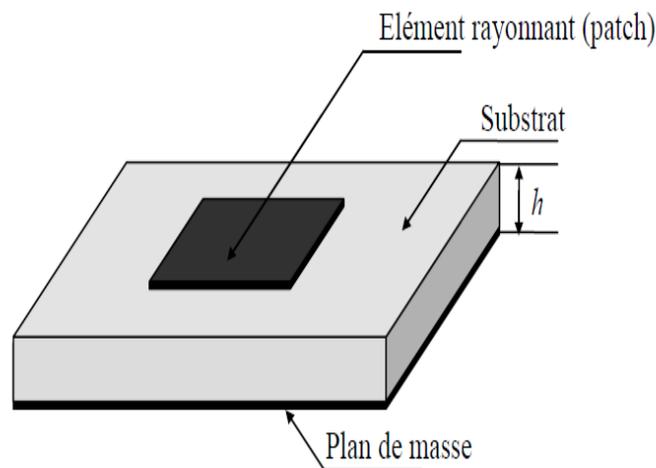


FIGURE II.1 STRUCTURE DE BASE D'UNE ANTENNE IMPRIMEE [5]

II.3 Les paramètres fondamentaux des antennes

Un bref aperçu des paramètres utilisés pour évaluer les performances de l'antenne est donné ci-dessous. Nous allons nous intéresser aux paramètres circuits et aux paramètres de rayonnement.

II.3.1 L'impédance :

Une antenne est caractérisée par son impédance complexe Z_a composée d'une partie réelle R_a et d'une partie imaginaire X_a (2.1).

$$Z_a = R_a + jX_a \quad (2.1)$$

La partie réelle est composée de la résistance de pertes R_l et de la résistance de rayonnement R_r (2.2). L'énergie dissipée par R_r correspond à l'énergie rayonnée par l'antenne.

$$R_a = R_r + R_l \quad (2.2)$$

L'énergie dissipée par R_l correspond aux pertes diélectriques, aux pertes de conduction et aux pertes d'onde de surface de l'antenne.

II.3.2 Coefficient de réflexion et taux d'onde stationnaire (TOS)

Afin de minimiser le taux d'onde stationnaire (TOS), une antenne doit être adaptée à l'impédance caractéristique Z_0 réelle d'une ligne de transmission (généralement 50Ω ou 75Ω). Le coefficient de réflexion d'une antenne Γ est défini par (2.3) [1].

$$\Gamma = \frac{Z_a - Z_0}{Z_a + Z_0} \quad (2.3)$$

Le taux d'onde stationnaire TOS est donné par (2.4).

$$\text{TOS} = \frac{1 + \Gamma}{1 - \Gamma} \quad (2.4)$$

II.3.3 Bande passante

Elle est définie comme étant un intervalle de fréquence sur lequel les performances de l'antenne sont conformes à certaines spécifications. Elle dépend donc de l'application. En général, la bande passante est définie comme étant la bande de fréquence sur laquelle 90% de la puissance incidente est transmise (correspondant à $|\Gamma^*|^2 = -10 \text{ dB}$). Ce pourcentage dépend de ce qui est acceptable pour une application donnée. Comme

exemple, les antennes de téléphones cellulaires, la bande passante est souvent définie comme la plage de fréquence pour laquelle 75% de la puissance est transmise (correspondant à $|\Gamma^*|^2 = -6 \text{ dB}$) [4].

II.3.4 Directivité et gain

La directivité dans une certaine direction, $D(\theta, \phi)$, est définie par le rapport de l'intensité de puissance rayonnée dans une certaine direction sur l'intensité de puissance rayonnée totale d'une antenne isotrope (2.5) [4].

$$D(\theta, \phi) = 4 \pi \frac{\text{intensité de puissance rayonnée dans la direction } (\theta, \phi)}{\text{puissance rayonnée totale}} \quad (2.5)$$

Le gain d'une antenne dans une certaine direction, $G(\theta, \phi)$, est quant à lui donné par le rapport de l'intensité de puissance rayonnée dans une certaine direction sur l'intensité de puissance acceptée par l'antenne qui serait rayonnée par une antenne isotrope sans pertes (2.6).

$$G(\theta, \phi) = 4 \pi \frac{\text{intensité de puissance rayonnée dans la direction } (\theta, \phi)}{\text{puissance rayonnée acceptée}} \quad (2.6)$$

II.3.5 Diagramme de rayonnement

Il fournit des informations sur la capacité d'une antenne à rayonner dans l'espace. Il est possible, à partir du diagramme de rayonnement, de définir plusieurs paramètres du rayonnement d'une antenne dont le niveau de puissance, l'ouverture, et la direction des lobes secondaires [8].

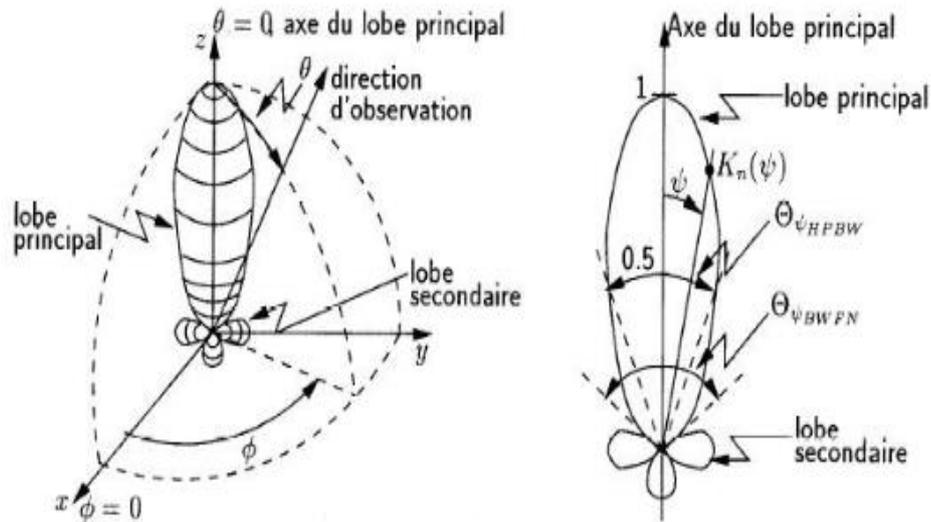


FIGURE II.2 ILLUSTRATION DU DIAGRAMME DE RAYONNEMENT D'UNE ANTENNE

[6]

II.3 Alimentation des antennes imprimées

Il existe plusieurs techniques d'alimentation des antennes imprimées. Parmi ces techniques l'alimentation par sonde coaxiale est la plus utilisée. Dans ce cas le conducteur intérieur du connecteur coaxial traverse le substrat diélectrique et est soudé au patch, alors que le conducteur externe est relié au plan de masse.

L'avantage principal de ce type d'alimentation est qu'elle peut être appliquée à n'importe quel endroit choisi à l'intérieur du patch, avec une facilité de fabrication.

Cependant, cette méthode présente des inconvénients au niveau du diagramme de rayonnement. En effet, la connexion génère un pic de courant localisé au niveau de l'élément rayonnant qui peut induire une dissymétrie dans le diagramme de rayonnement. De plus, des pertes apparaissent avec le perçage du plan de masse, du substrat ainsi que de l'élément rayonnant [9].

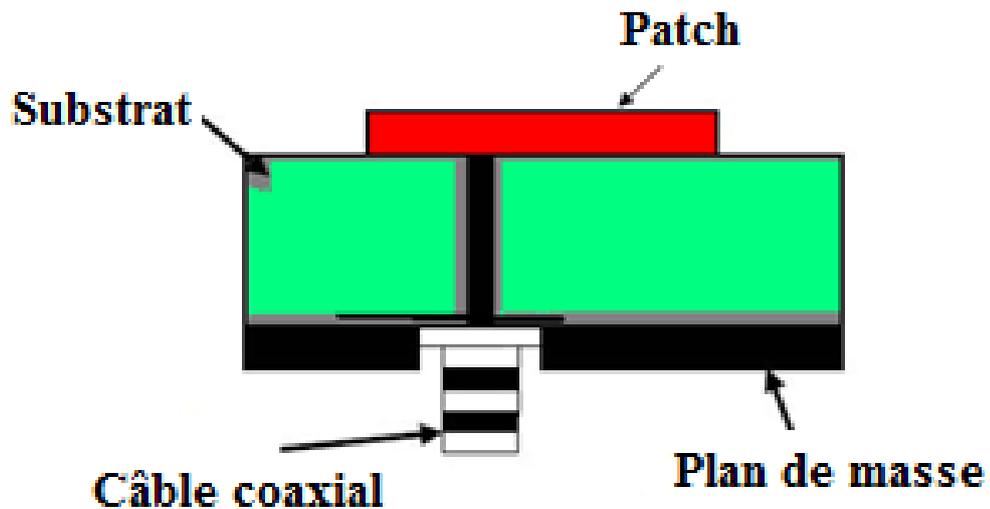


FIGURE II.3 ANTENNE MICRO RUBAN ALIMENTÉ PAR SONDE [7]

II.4 Avantages et inconvénients

Compte tenu de la structure plane des antennes imprimées, nous bénéficions donc de tous les avantages de la technologie des circuits imprimés. Comparées aux antennes conventionnelles, les avantages qu'on peut leur attribuer sont nombreux [4].

Néanmoins, on se contentera des plus attrayants d'entre eux :

- Faible poids
- Faible encombrement
- Faible épaisseur
- Simplicité de réalisation et reproduction
- Fort rendement d'ouverture
- Polarisation variable simplement avec la position d'alimentation
- Possibilité de les conformer sur des surfaces non planes
- Possibilités de les conformer sur des surfaces non planes
- Possibilités d'association à des éléments actifs ou passifs tels que : amplificateurs, modulateurs, déphaseurs

Et leurs inconvénients :

- Bande passante très étroite
- Gain faible dû aux pertes
- Rendement faible (concentration des champs sur les parois métallique)
- Effet de couplage parasite entre les éléments
- Pureté polarisation difficiles à obtenir
- Puissance supportées limitée
- Rayonnement parasite de l'alimentation

II.5 Techniques de miniaturisation des antennes

Profitant de l'avantage que les tissus humains présentent une permittivité relativement élevée, la miniaturisation de la taille physique de l'antenne est faisable. Cependant, il convient de noter que lorsqu'une couche biocompatible à faible permittivité est insérée autour de l'antenne, la valeur de la permittivité effective diminue, et la miniaturisation obtenue par la haute permittivité tissulaire est dégradée [1].

Les techniques de miniaturisation pour les antennes implantables incluent :

II.5.1 L'utilisation de matériaux diélectriques à haute permittivité :

Les diélectriques à haute permittivité sont utilisés pour les antennes patch implantables parce qu'ils se traduisent par des fréquences de résonance plus basses, contribuant ainsi à la miniaturisation de l'antenne.

II.5.2 Allongement de trajet du courant sur la surface du patch :

Des trajets de courant efficaces plus longs excités sur le patch rayonnant peuvent réduire la fréquence de résonance et obtenir une taille plus compacte pour l'antenne implantable.

II.5.3 L'ajout de broches de court-circuit :

L'insertion d'une broche courte de court-circuit entre le plan de masse et l'élément rayonnant augmente la taille effective de l'antenne et, à son tour, réduit les dimensions physiques requises.

II.5.4 Empilement de patch :

L'empilement vertical de deux patchs rayonnants réduit la taille de l'antenne en augmentant (presque en doublant) la longueur du trajet de courant.

II.6 Antennes Implantables

La forme de l'implant détermine le type d'antenne utilisé. Normalement, la forme de l'antenne est définie par le boîtier de l'implant. Une antenne plate pourrait être appropriée pour un stimulateur cardiaque, tandis qu'une antenne hélicoïdale est nécessaire pour l'application d'un implant urinaire. Les éléments rayonnants implantables les plus couramment utilisés dans la bande Med Radio sont les éléments rayonnants planaires en spirale et en méandres. En effet, leurs géométries avec et sans broche de mise à la terre facilitent la miniaturisation [1].

II.6.1 Antenne imprimée

Les antennes imprimées, également appelées antennes patch, sont de faible profil, conformables à des surfaces planes et non planes, mécaniquement robustes lorsqu'elles sont montées sur des surfaces rigides, compatibles avec les conceptions MMIC (Monolithic Microwave Integrated Circuits).

Dans le domaine de la communication sans fil, les antennes imprimées sont intéressantes pour les applications implantables en raison de leur souplesse de conception, de leur conformabilité et de leurs formes, elles sont peu coûteuses, légères et faciles à intégrer avec l'électronique d'accompagnement [4].

II.6.2 Antenne F inversée plane (PIFA)

Les concepteurs d'antennes sont toujours à la recherche de moyens créatifs pour améliorer les performances. Une méthode utilisée dans la conception des antennes à plaques est d'introduire des broches de court-circuit (de la plaque au plan de masse) à divers endroits qui mènent à l'antenne (PIFA).

Le PIFA est de plus en plus utilisé dans les applications des dispositifs implantables. L'antenne est résonnante à un quart de longueur d'onde (ce qui réduit l'espace nécessaire dans l'implant) et possède généralement de bonnes propriétés SAR. Cette antenne ressemble à un F inversé, ce qui explique le nom PIFA. L'antenne PIFA est populaire parce qu'elle a un profil bas et un motif omnidirectionnel. Le PIFA est illustré en vue de côté dans la figure suivante [1].

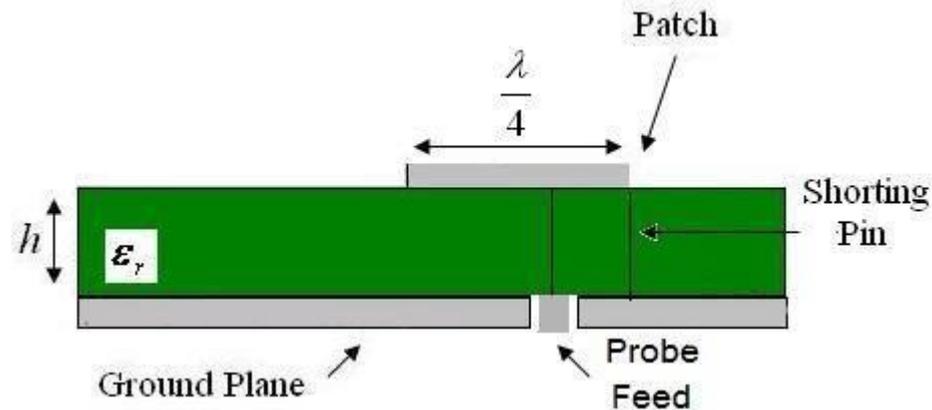


FIGURE II.4 L'ANTENNE PATCH INVERSE-F (PIFA)

II.7 Conception d'antennes

Dans la conception d'antennes, l'utilisation de logiciels de simulation électromagnétique est incontournable. Ce logiciel permet d'optimiser les paramètres des antennes pour obtenir les performances désirées. Cette étape d'optimisation peut être très coûteuse en termes de ressources et de temps [1].

met en œuvre la méthode des intégrales finies associées aux conditions limites pour résoudre un problème électromagnétique. L'utilisation de ce logiciel requière beaucoup d'expérience afin d'optimiser le temps de conception. La méthodologie de conception que nous avons utilisée est montrée sur la Figure II.5.

Plusieurs étapes sont nécessaires :

- Définir la structure de l'antenne à l'aide de paramètres : Différentes fonctions du logiciel permettent de définir des structures simples et d'effectuer des opérations booléennes sur ces structures.
- Définir des matériaux diélectriques et conducteurs.
- „ :&&é »r Définir les conditions limites : Plusieurs types de conditions limites peuvent être définis dont un mur électrique ou un espace ouvert.
- Définir le port d'alimentation : Deux types de ports sont disponibles dont le port guide d'onde utilisé pour alimenter les lignes microstrips ou coplanaires et les câbles coaxiaux, ainsi que le port discret adapté aux structures nécessitant des sources discrètes.
- Définir la plage de fréquence :
- Définir le maillage : CST Microwave Studio possède un générateur de maillage dont on peut paramétrer la densité. Le contrôle du maillage est une étape importante. Plus le nombre de maille est importante plus le temps de calcul est élevé.
- Vérification et analyse des résultats de simulations : Il faut vérifier que les résultats obtenus correspondent bien à ce qui est attendu en théorie afin de valider la simulation.
- Faire une étude paramétrique : pour identifier les paramètres géométriques de l'antenne pouvant améliorer les propriétés désirées, il est possible de lancer une étude paramétrique qui permettra de voir l'influence d'un paramètre sur les propriétés de l'antenne. Cette étape permet de converger vers une solution.
- Faire une optimisation : Une fois que l'étude paramétrique est faite et une convergence vers une solution est obtenu, il est possible d'utiliser les outils d'optimisation disponible sous le logiciel.
- Exportation de la structure pour le prototypage une fois que les caractéristiques voulues sont obtenues.

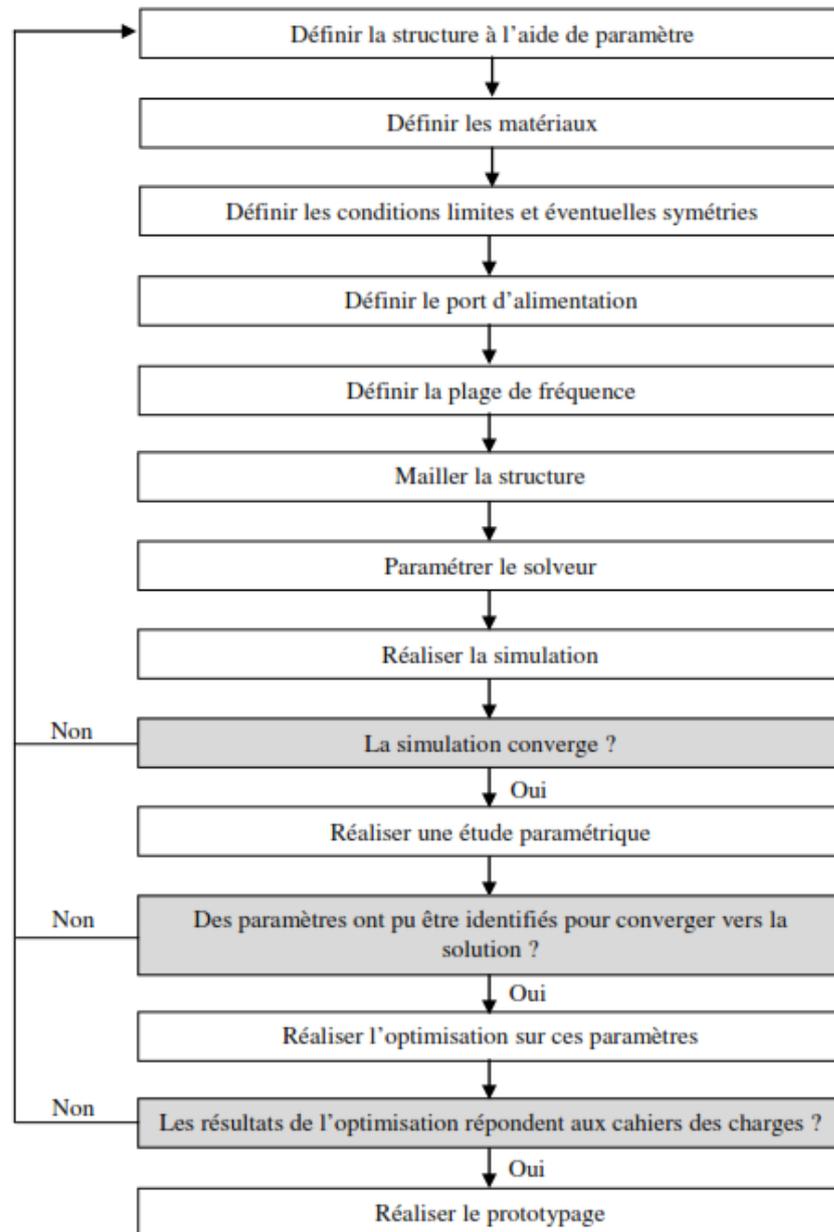


FIGURE II.5 METHODOLOGIE DE SIMULATION D'ANTENNE [6]

II .8 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté, dans une première partie, des généralités sur les paramètres d'antennes (Coefficient de réflexion, Impédance d'entrée, Gain...) et les techniques de miniaturisation. Ces rappels sont utiles pour comprendre les phénomènes mis en évidence dans ce travail de master. Dans la seconde partie de ce

chapitre, nous avons présenté brièvement la modélisation des antennes par un outil de simulation électromagnétique.

CHAPITRE III

La conception d'antennes implantées

III.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la conception des antennes implantées pour les systèmes de communication médicale sans fil. Les techniques de conception de ces antennes sont différentes de la conception des antennes conventionnelles, car les applications et les contraintes sont fondamentalement différentes.

Il est prévu que des dispositifs médicaux sophistiqués seront implantés à l'intérieur du corps humain pour la télémétrie médicale et la télé-médecine. Pour établir des liaisons sans fil efficace et efficiente avec ces appareils, il est essentiel d'accorder une attention particulière aux conceptions d'antenne qui doivent être discrètes, petites, sûres et rentables.

Dans ce chapitre, nous présenterons la méthodologie de conception que nous avons mise en place, puis exploitée toute au long de ce travail, ainsi que les résultats de simulations obtenus des différentes antennes implantées simulées.

III.2 Méthodes de conception

Lors de la conception, il est important de connaître les propriétés des matériaux diélectriques et conducteurs constituant une antenne. Cela est d'autant plus critique lors de la conception d'antenne patch car l'énergie du champ électromagnétique est confinée dans le substrat de l'antenne. Mais il est également important de connaître les propriétés des matériaux situés dans l'environnement proche de l'antenne. En effets, les caractéristiques des antennes dont le gain, le diagramme de rayonnement, l'efficacité, l'impédance et la fréquence de résonance vont être modifiées par la présence dans l'environnement proche de matériaux diélectriques ou conducteurs.

Avant de commencer la conception d'une antenne implantable, il est nécessaire de spécifier les caractéristiques que doit avoir l'antenne en fonction de l'application : sa bande de fréquence opérationnelle, ses dimensions, son rayonnement.

III.3 Choix du substrat

Le choix du substrat de l'antenne patch dépend du type d'application. Les substrats épais dont la permittivité diélectrique est faible offrent un meilleur rendement et une plus

grande largeur de bande. D'autre part, les substrats dont la permittivité diélectrique est élevée peuvent être utilisés pour la miniaturisation de l'antenne patch. La permittivité relative du substrat est généralement $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$.

III.4 Modèles d'antennes initiales

Pour commencer la conception quelques modèles d'antennes ont été trouvés dans la littérature et qui pourraient être de bons candidats pour nos conceptions initiales d'antenne. Sur la base de cette recherche, les meilleurs designs en terme de simplicité et de performance, à sélectionner, ont été le PIFA à Méandre et le PIFA en spirale.

Les deux antennes ont été redessinées, selon les configurations données, et simulées dans CST Microwave Studio (logiciel de simulation EM 3D) afin de vérifier et comparer leurs caractéristiques et leurs résultats.

Pour la facilité de conception des antennes implantées, les antennes planaires sont situées à l'intérieur d'un modèle de corps simplifié au lieu d'un modèle de corps anatomique complet. Les effets électriques du tissu cutané sur les antennes implantées sont très forts, parce que les dispositifs médicaux implantables sont positionnés sous un tissu cutané, le corps humain qui n'est pas un milieu idéal.

Un modèle corporel simplifié consiste en un seul tissu cutané (constante diélectrique (ϵ_r) = 46,7, conductivité (σ) = 0,69 S/m à 402 MHz, masse volumique (ρ) = 1,01 g/cm³), comme le montre la Figure 1. La dimension du modèle de corps hexaédrique est de 10 cm × 10 cm × 5 cm, et les deux antennes planaires ont été positionnées au centre du modèle de corps alors que l'emplacement de l'antenne du bas du corps est de 1 cm.

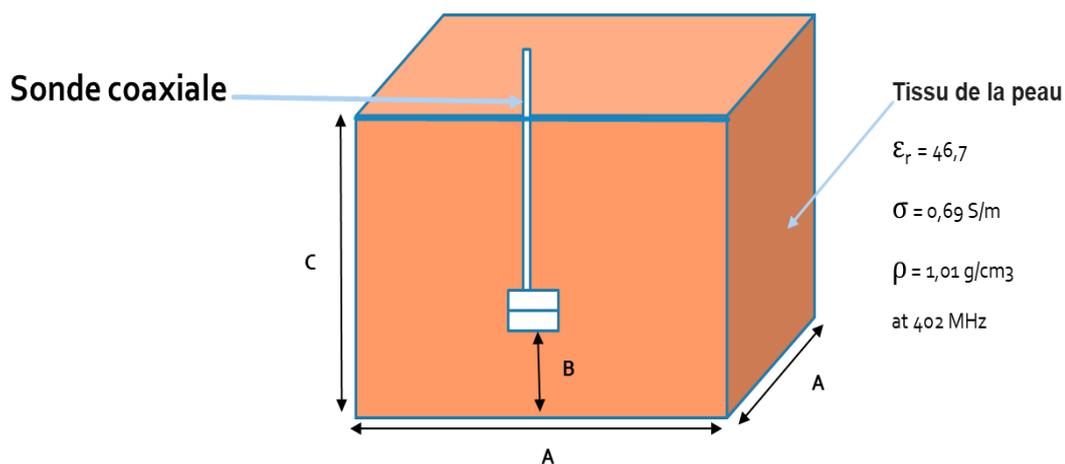


FIGURE III.1 MODELE UTILISE DU CORPS HUMAIN

III.5 Antenne PIFA à méandre

La première antenne que nous présentons ici est une antenne à méandre [11]. Elle a été adaptée à l'impédance de la sonde coaxiale par une étude paramétrique des variables entrant dans sa construction. La géométrie de cette antenne est représentée sur la figure 2.

Cette antenne à méandre a été conçue pour un dispositif médical implantable à l'intérieur d'un corps humain dans une gamme de fréquences biomédicales de 402 à 405 MHz. Comme l'antenne conçue utilise une broche de court-circuit à l'extrémité de l'élément rayonnant, le mécanisme de fonctionnement est le même qu'une antenne F inversée plane (PIFA). L'élément rayonnant est situé entre deux couches diélectriques le substrat et le superstrat dont la constante diélectrique est de 10,2 (Rogers RO3210) et l'épaisseur est de 1,25 mm. L'origine du système de coordonnées est située au centre du plan de masse de 24 mm de longueur et 20 mm de largeur.

Pour comprendre la méthode de construction du PIFA à méandres de la figure (III.2), on considère que l'élément rayonnant à méandres est constitué de quatre bandes rectangulaires (15 mm × 3,8 mm) qui sont reliées électriquement entre elles par trois bandes de raccordement (1,2 mm × 1,2 mm). L'espacement entre les bandes rectangulaires est égal à la distance (1,2 mm) entre l'élément rayonnant et le plan de masse afin de réduire les effets de couplage entre les bandes rectangulaires et d'obtenir

une petite antenne. L'emplacement d'une alimentation coaxiale a été déterminé pour que l'antenne corresponde bien à un système 50Ω à la fréquence désirée (402 - 405 MHz).

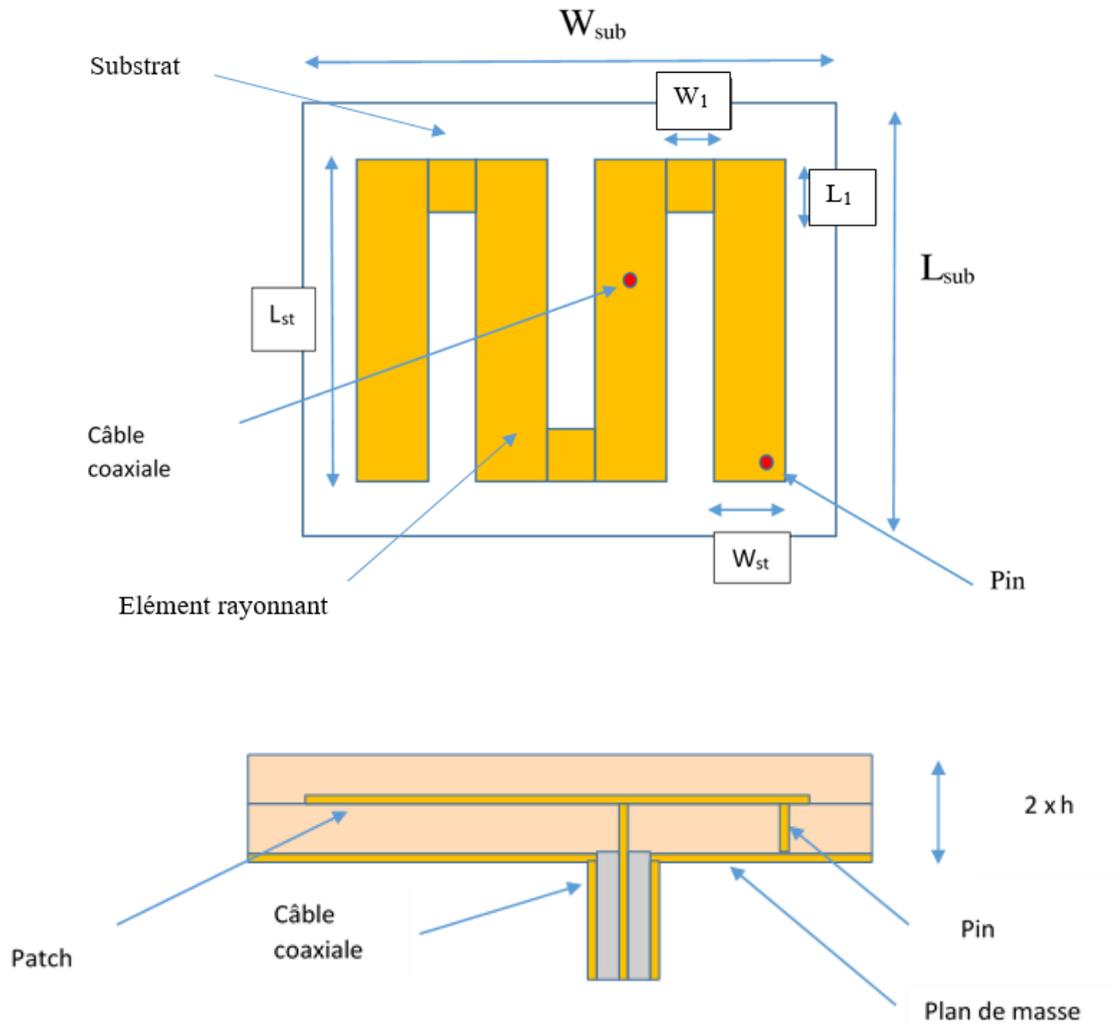


FIGURE III.2 GEOMETRIE DE L'ANTENNE PIFA A MEANDRE

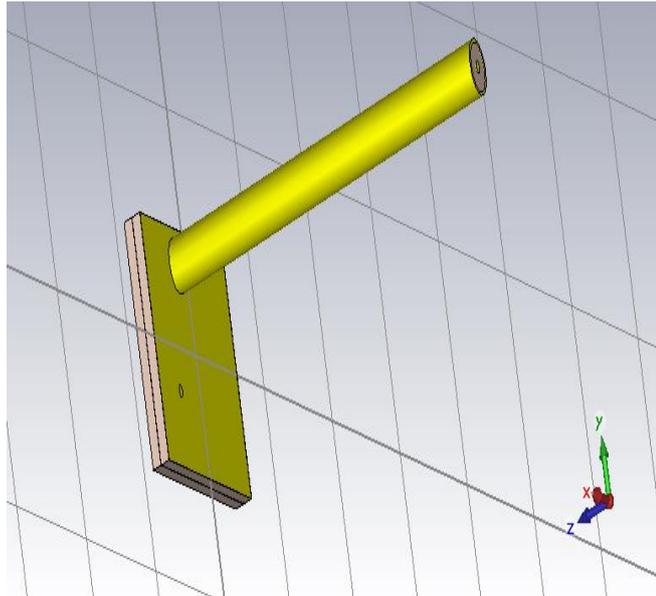


FIGURE III.3 L'ANTENNE PIFA A MEANDRE SOUS CST

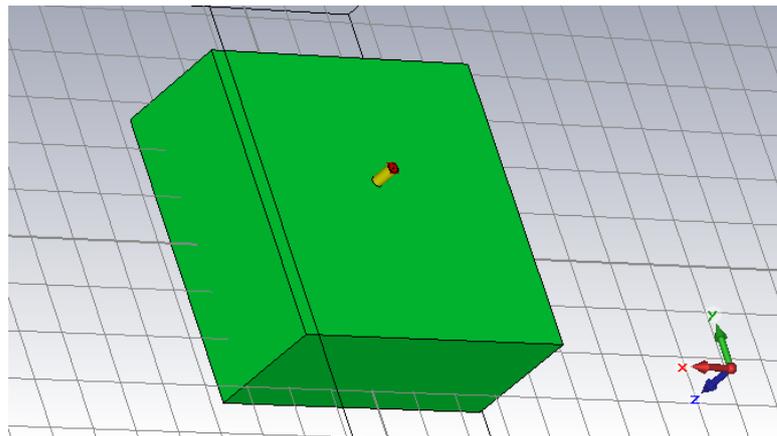


FIGURE III.4 ANTENNE PIFA A MEANDRE AVEC LE MODELE DU CORPS HUMAIN

Une façon d'étudier l'adaptation de l'antenne peut consister à réaliser, en simulation, une étude paramétrique afin de déterminer le comportement du coefficient de réflexion en fonction de la géométrie de l'antenne. Cela permet d'extraire des variables ayant un effet prédominant sur le coefficient de réflexion et de pouvoir faire l'adaptation.

Les résultats de simulation ont permis d'extraire les paramètres optimaux d'adaptation à 402 - 405 MHz. Ces paramètres sont présentés dans le Tableau 1.

Les variables	Les valeurs (mm)
W_{sub}	24
L_{sub}	20
h	1.25
L_{str}	15
W_{str}	3.8
L_1	1.16
W_1	1.16

TABLEAU III.1 LES DIMENSIONS DE L'ANTENNE PIFA MEANDRE

Les résultats de simulation de cette antenne sont présentés sur la Figure III.5 L'adaptation de l'antenne est très bonne avec une valeur du coefficient de réflexion de -37 dB.

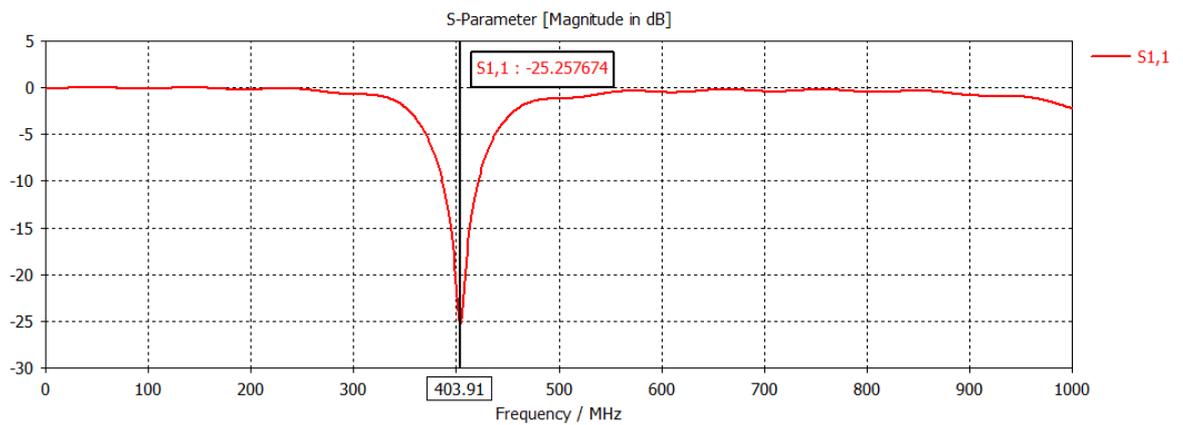


FIGURE III.5 REPRESENTATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S11

III.6 Études paramétriques du PIFA à méandre

Afin de déterminer les performances de cette antenne imprimée lorsqu'elle est implantée dans un matériau à perte (fantôme) et d'obtenir une miniaturisation complète de leur taille à partir de ces conceptions, une étude complète de l'effet de chaque paramètre a été entreprise.

III.6.1 Effet de la longueur électrique

Pour déterminer l'effet de la longueur de l'antenne, nous avons changé le nombre de bandes rectangulaires. Plus le nombre de bandes augmentent et plus la longueur du trajet du courant sur les plaques rayonnantes augmente, ou, de manière équivalente, la taille effective du PIFA et permettent d'obtenir une taille plus compacte pour l'antenne implantable [1].

Nous présentons deux conceptions, une antenne avec 8 strips (figure III.6) et antenne avec 16 strips (figure III.7).

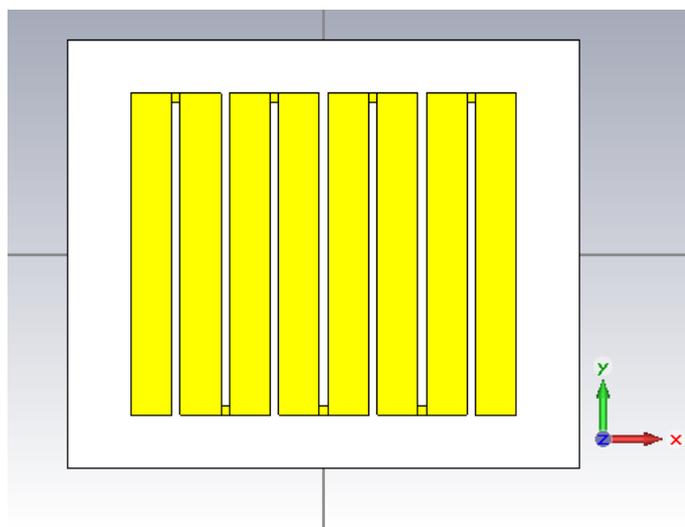


FIGURE III.6 GEOMETRIE DE L'ANTENNE PIFA AVEC 8 STRIPS

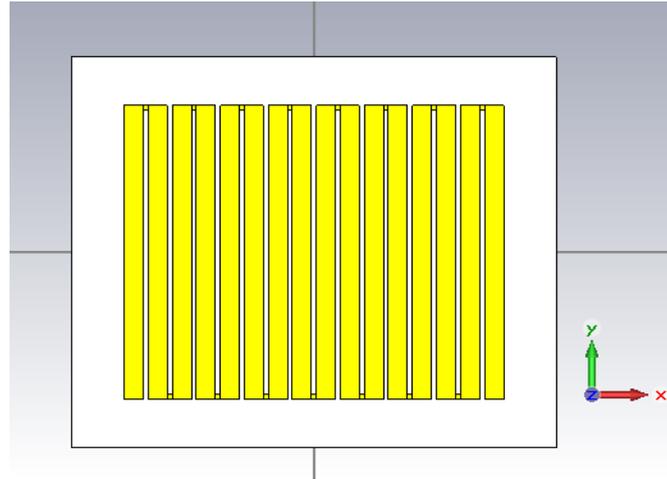


FIGURE III.7 GEOMETRIE DE L'ANTENNE PIFA AVEC 16 STRIPS

Comme le montre les figures III.8 et III.9, les antennes plus longues ont des fréquences de résonance plus basses.

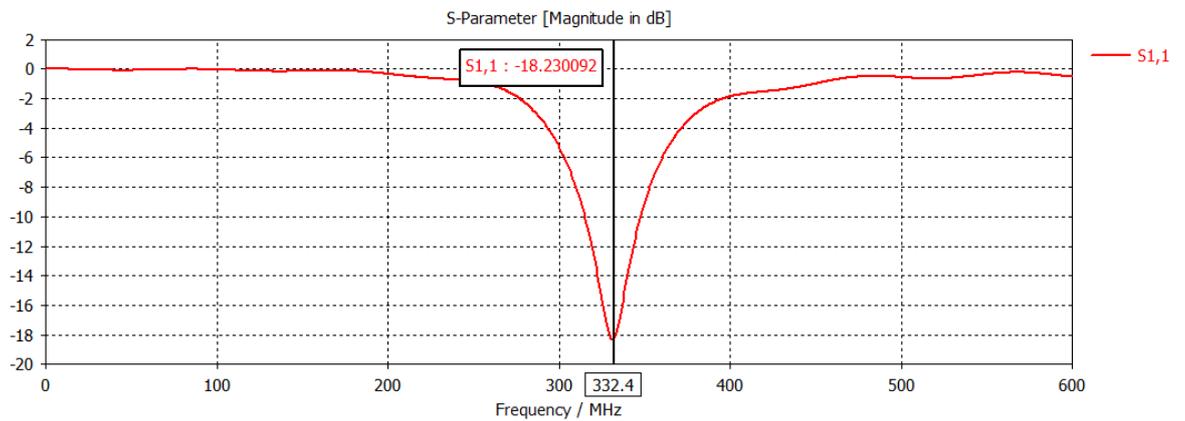


FIGURE III.8 REPRESENTATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S_{11} DU PIFA AVEC 8 STRIPS

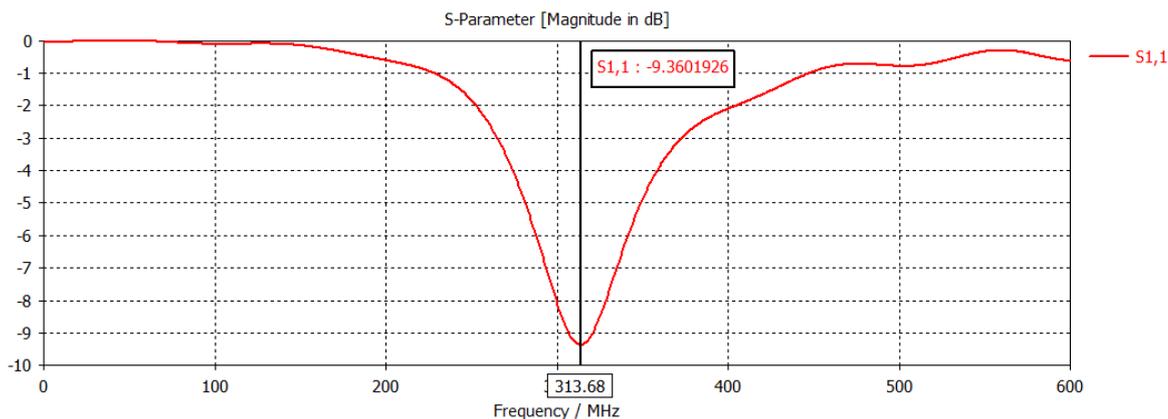


FIGURE III.9 REPRESENTATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S₁₁ DU PIFA AVEC 16 STRIPS

Le tableau III.2 donne la fréquence de résonance en fonction du nombre de bandes.

Nombre de bandes	Fréquence de résonance (MHZ)
4	403
8	332
16	313

TABLEAU III.2 DIFFERENTS NOMBRE DE BANDES D'ANTENNES PIFA AVEC LEURS FREQUENCES DE RESONANCE

III.6.2 Effet de la constante diélectrique (Substrat - Superstrate)

Le choix des matériaux du substrat et de superstrat est critique dans la conception d'antennes biocompatibles à long terme. L'effet de la variation de la permittivité électrique du superstrate et du substrat est illustré dans les figures (5.1)(5.2)(5.3). Une permittivité plus élevée entraîne une fréquence de résonance plus basse parce que la longueur d'onde effective est plus courte. Les matériaux à constante diélectrique plus élevée raccourcissent la longueur d'onde du PIFA, augmentent sa longueur électrique et diminuent ainsi sa fréquence de résonance [1].

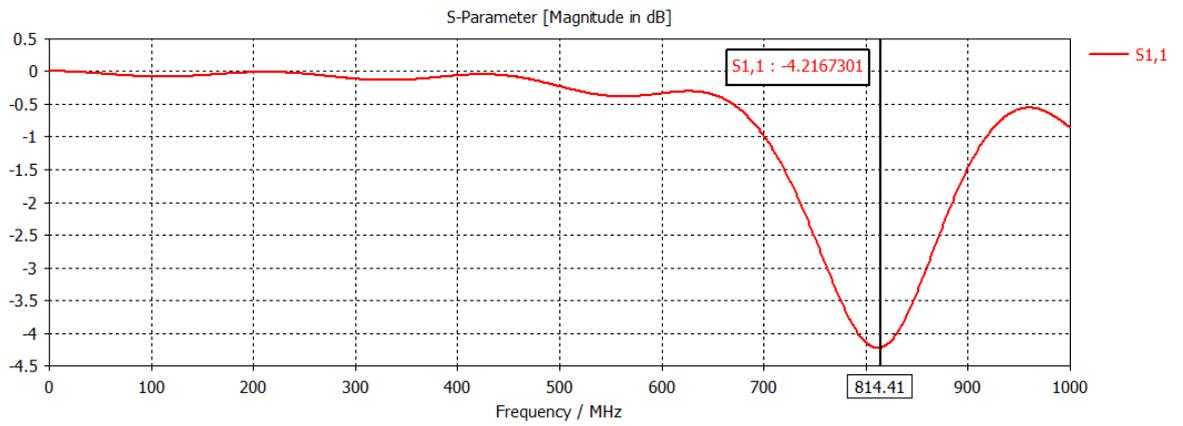


FIGURE III.10 REPRESENTATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S₁₁ DU PIFA AVEC UN SUBSTRAT EN TEFLON

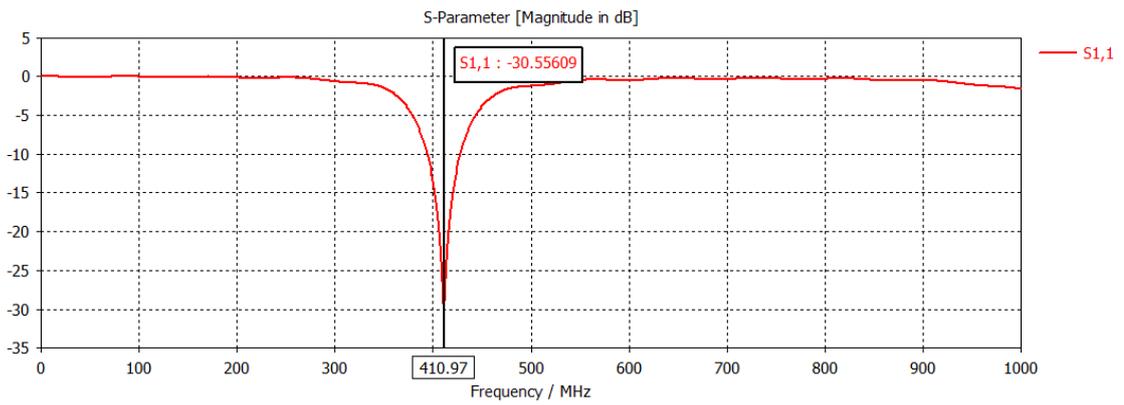


FIGURE III.11 REPRESENTATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S₁₁ DU PIFA AVEC UN SUBSTRAT EN ALUMINIA 96%

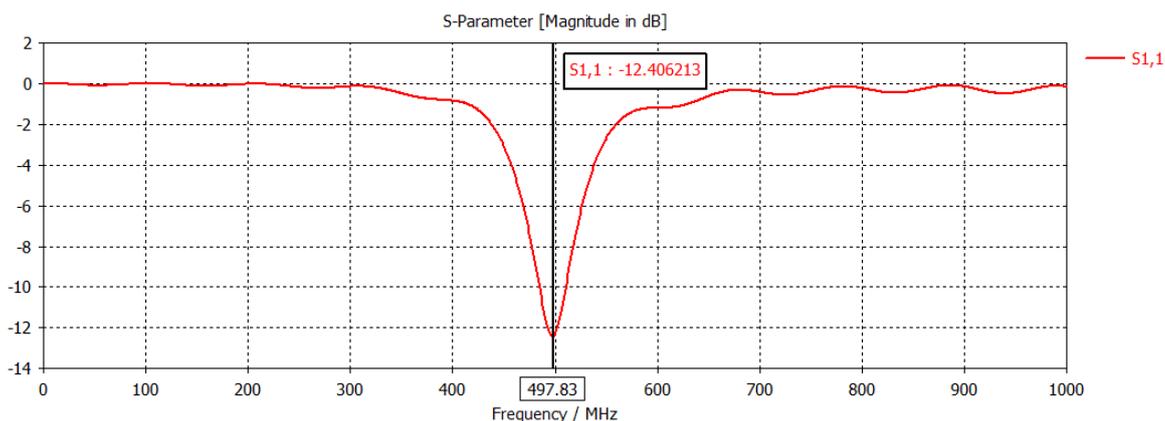


FIGURE III.12 REPRESENTATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S₁₁ DU PIFA AVEC UN SUBSTRAT EN MACOR

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

Matériau diélectrique	ϵ_r	f_{res} (MHz)	$ S_{11} @450$ MHz
Teflon	2.1	814	-4.21
Macor	6.1	497	-12.40
Aluminia 96%	9.4	410	-30.55
Rogers Ro3210	10.2	403	-32.76

TABLEAU III.3 FREQUENCE DE RESONANCE DE DIFFERENTS SUBSTRATS UTILISES

On peut facilement découvrir qu'avec l'augmentation de la constante diélectrique, la fréquence de résonance se déplace vers la gauche, en d'autres termes, la fréquence de résonance diminue. En même temps, l'amplitude de coefficient de réflexion devient plus grande en dB.

Le choix des matériaux du substrat et de superstrat s'avère donc très critique dans la conception et la performance des PIFAs implantables miniatures. Pour nos

conceptions, le matériau utilisé pour le substrat et le superstrat était Rogers 3210 ($\epsilon_r = 10.2$).

En général, le PIFA conventionnel est une structure quart d'onde. Il a une longueur de résonance presque proportionnelle à $1/\sqrt{\epsilon_r}$. La fréquence de résonance peut être calculée approximativement à l'aide de l'équation suivante :

$$f \cong \frac{C}{4L_T\sqrt{\epsilon_r}}$$

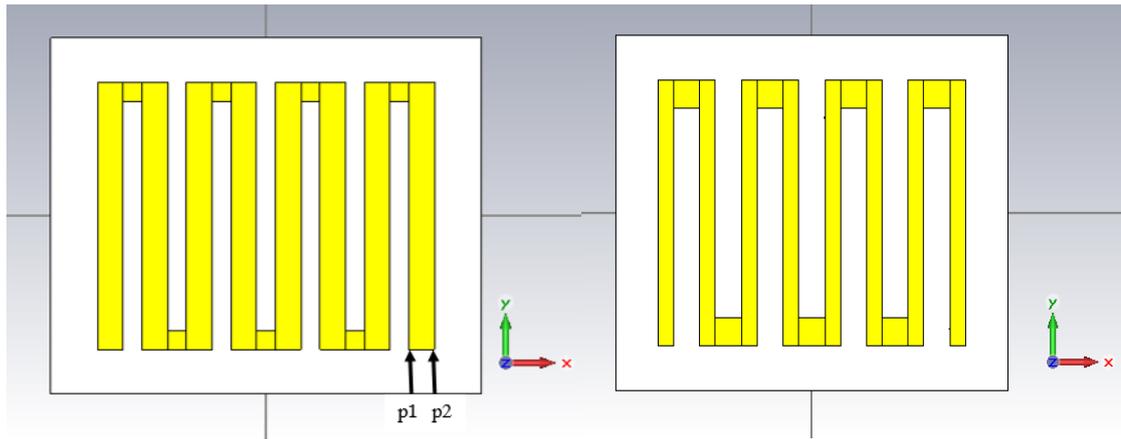
Où C est la vitesse de la lumière dans l'air. De plus, L_T est la longueur totale du courant de surface. Enfin, le ϵ_r est la permittivité relative du substrat et du superstrat micro-ondes. Ainsi, les résultats de la simulation suivent la règle théorique. Plus la constante diélectrique augmente, plus la fréquence de résonance diminue.

-Lorsque l'épaisseur du substrat est augmentée, la constante diélectrique effectif est également augmentée, et l'antenne apparaîtra électriquement plus longue et, par conséquent, aura une fréquence de résonance légèrement inférieure.

-Lorsque l'épaisseur du superstrat est augmentée, la fréquence de résonance est diminuée, car le superstrat plus épais réduit en fait la permittivité effective en isolant l'antenne du matériau diélectrique supérieur.

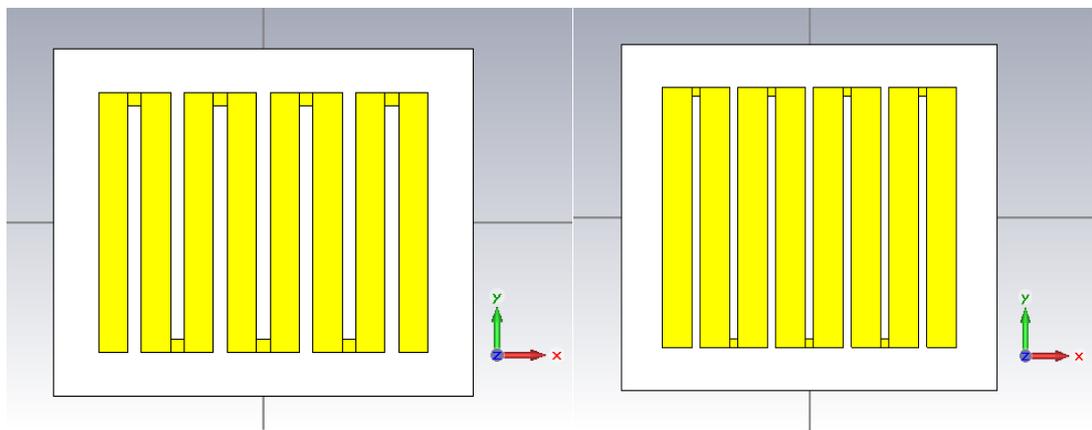
III.6.3 Effet de la largeur de la bande rectangulaire

Un autre paramètre intéressant est la dépendance de la fréquence de résonance de l'antenne de la largeur de la bande rectangulaire. Dans les figures suivantes, nous pouvons voir quatre largeurs de bandes différentes à partir de $p_1-p_2=1.9$ mm (a), 1.6625 mm (b), 1.425 mm (c), 0.95 mm (d) :



(c) la largeur de bandes 1.425 mm

(d) la largeur de bandes 0.95



(b) la largeur de bande 1.6625 mm

(a) la largeur de bande 1.9 mm

La figure suivante montre le coefficient de réflexion pour quatre valeurs de la largeur de bande de la bande rectangulaire.

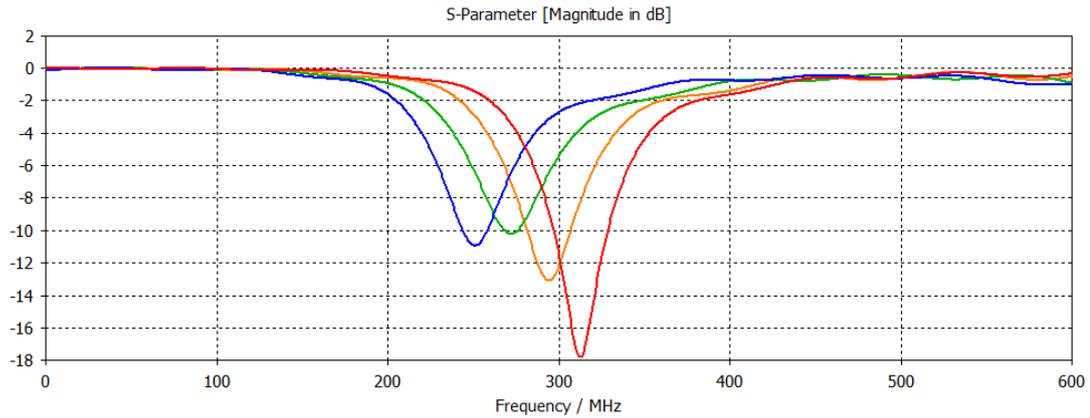


FIGURE III.13 COEFFICIENT DE REFLEXION POUR DIFFERENTES LARGEURS DE BANDE

- (a) : 1.9 mm
- (b) : 1.6625 mm
- (c) : 1.425 mm
- (d) : 0.95 mm

La fréquence de résonance et l'amplitude du coefficient de réflexion sont modifiées lorsque la largeur de la bande rectangulaire est modifiée. Plus la largeur est petite, plus la fréquence de résonance devient basse [1].

III.7 Antenne PIFA Spirale :

L'antenne PIFA en spirale [12] est représentée sur la Figure III.14. L'élément rayonnant de largeur uniforme est pris en sandwich entre deux couches diélectriques le substrat et le superstrat dont l'épaisseur est de 1,25 mm chacune en utilisant le RO3210 de Rogers en tant que matériau qui a une constante diélectrique de 10,2. L'origine du système de coordonnées est située au centre du plan de masse (24 mm × 20 mm).

Similaire au PIFA à méandre, l'espacement entre les bandes métalliques (3,8 mm de largeur) est de 1,2 mm.

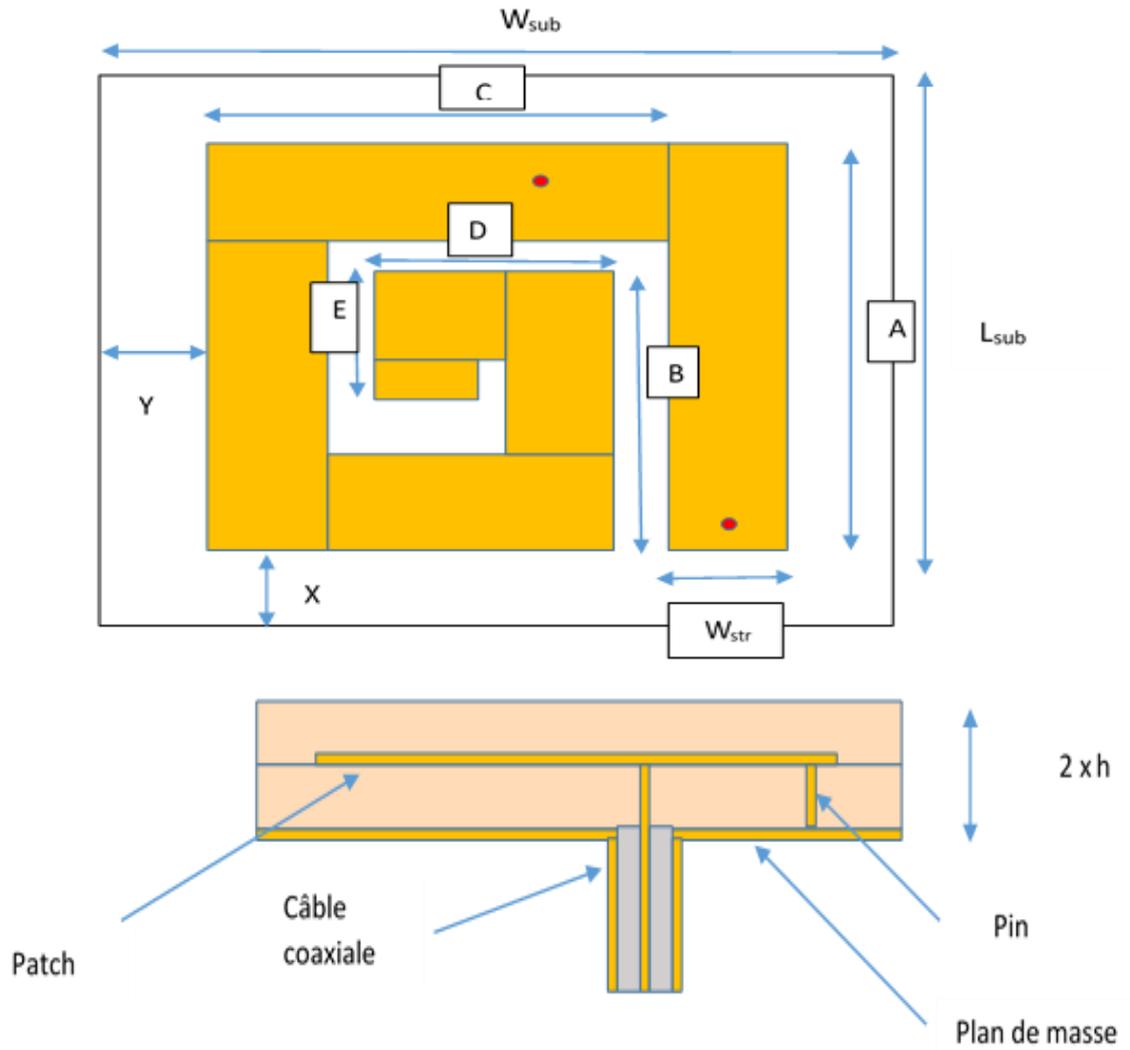


FIGURE III.14 GEOMETRIE DE L'ANTENNE PIFA SPIRALE

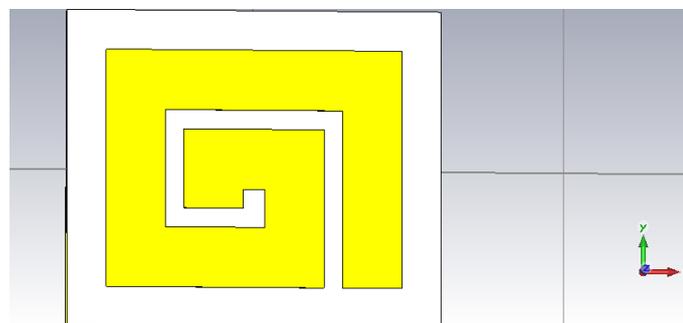


FIGURE III.15 ANTENNE PIFA SPIRALE sous CST

Une étude paramétrique nous a permis d'étudier l'adaptation de l'antenne et de déterminer le comportement du coefficient de réflexion en fonction de la géométrie de l'antenne. Contrairement au PIFA à méandre, la fréquence de fonctionnement de l'antenne en spirale a été ajustée en changeant la longueur de la bande métallique la plus interne.

Les paramètres optimaux d'adaptation à 402 - 405 MHz sont déterminés par simulation. Ces paramètres sont présentés dans le Tableau III.4.

Les variables	Les valeurs (mm)
A	15
B	10
C	15.2
D	9
E	5
W_{str}	3.8
X	2.5
Y	2.5
h	1.25

FIGURE III.4 LES DIMENSIONS DE L'ANTENNE PIFA SPIRALE

Les résultats de simulation de cette antenne sont présentés sur la Figure III.16. Nous avons une bonne adaptation de l'antenne dans la bande MICS, avec une valeur du coefficient de réflexion de -16 dB.

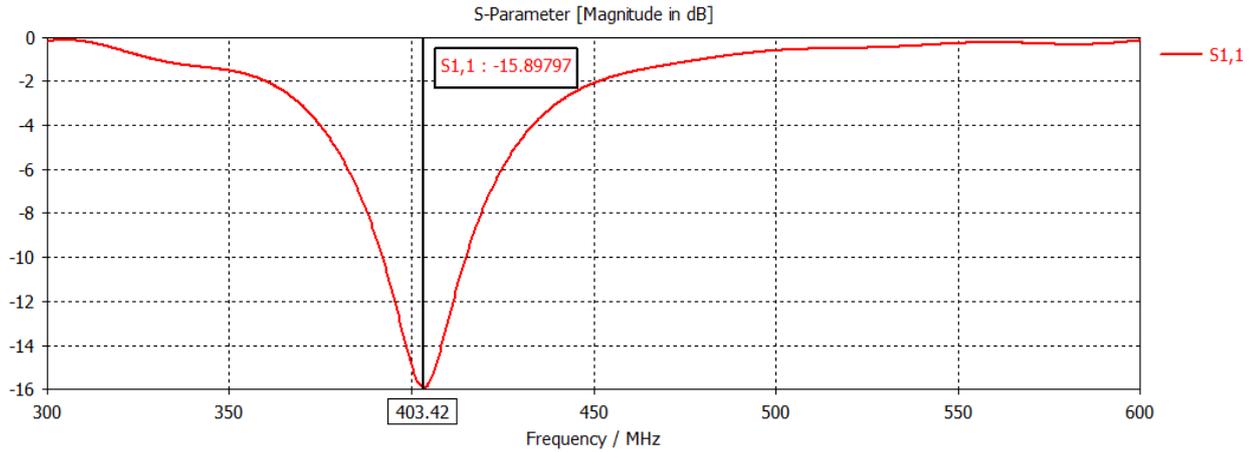


FIGURE III.16 COEFFICIENT DE REFLEXION DE L'ANTENNE PIFA SPIRALE

III.8 Études paramétriques de l'antenne PIFA spirale

Dans cette section, l'effet de la modification des différents paramètres de l'antenne PIFA en spirale est étudié.

III.8.1 Effet de la longueur électrique

Pour mieux déterminer la dépendance de la fréquence de résonance, de l'antenne PIFA en spirale, de la longueur électrique de l'antenne, il faut augmenter le nombre de tours.

Par conséquent, les simulations d'une antenne PIFA spirale multi-tours (figure 7.2) est présentée dans cette section.

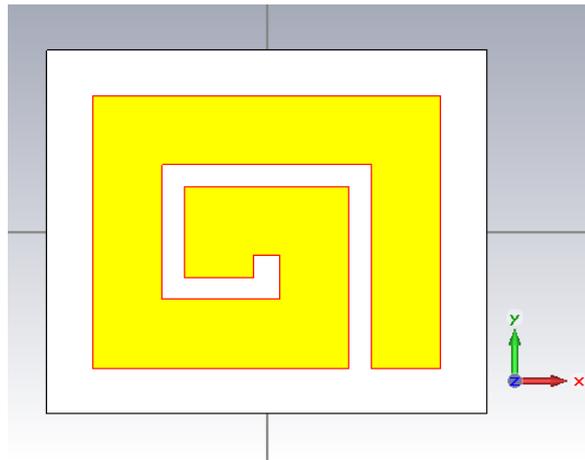


FIGURE III.17 ANTENNE PIFA SPIRALE SIMPLE

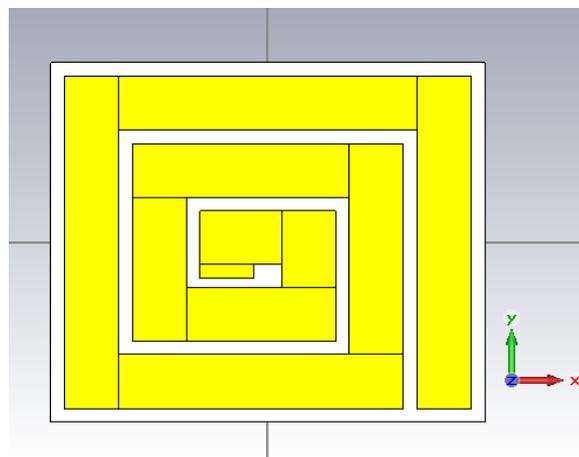


FIGURE III.18 ANTENNE PIFA SPIRALE MULTI TOURS

La figure suivante montre la fréquence de résonance en fonction du nombre de tours.

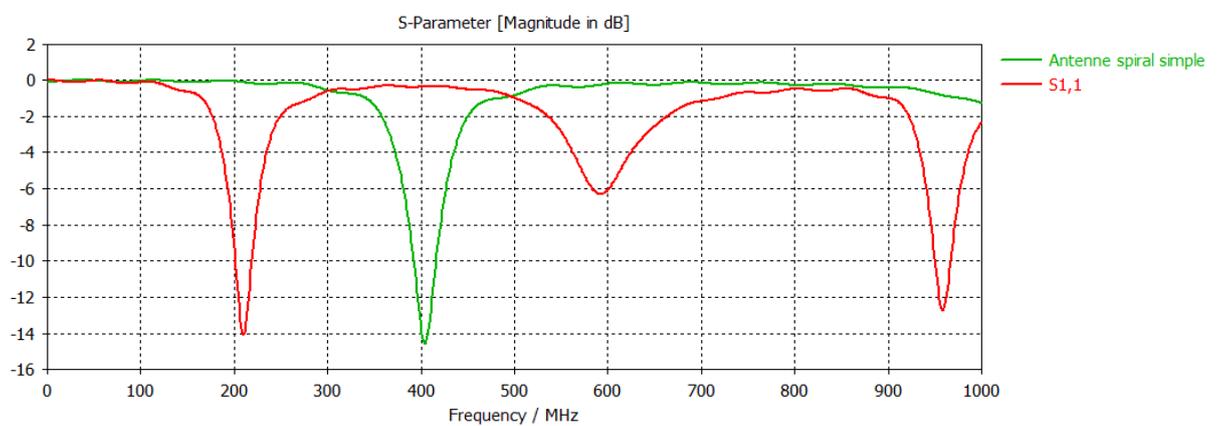


FIGURE III.19 REPRESENTATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION D'UNE ANTENNE SPIRALE MULTI-TOURS ET D'UNE ANTENNE SPIRALE SIMPLE

III.8.2 Effet de la position du point d'alimentation

L'antenne est alimentée par un port discret standard, et l'emplacement de l'alimentation affecte l'adaptation de l'antenne. La dépendance de la fréquence de résonance de l'emplacement du point d'alimentation est également un paramètre intéressant. Dans ce cas, le point d'alimentation est placé dans différentes positions le long d'un bras de bande (axe x) et entre les bras (axe y).

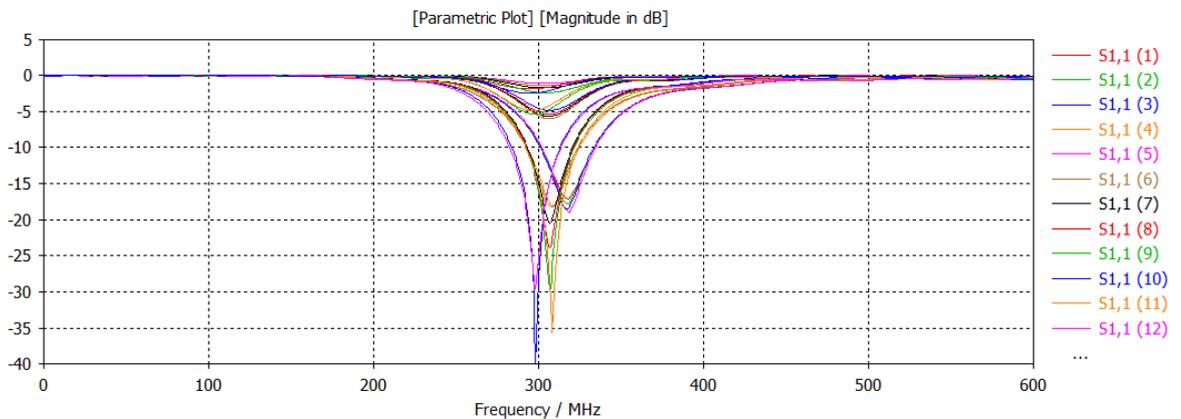


FIGURE III.20 EFFET DE LA POSITION DU POINT D'ALIMENTATION SUR L'ADAPTATION

Comme le montre la figure III.20, les emplacements du point d'alimentation ont un impact sur l'adaptation de l'antenne, mais ont peu d'effet sur la fréquence de résonance. Il n'y a pas de différence évidente dans la fréquence de résonance, mais il y a un changement dans la propagation. L'amplitude du coefficient de réflexion devient plus faible, ce qui indique une meilleure adaptation de l'impédance lorsque la distance par rapport à la position initiale du port est déplacée de 3.75 mm par rapport à l'axe des x et 1 mm par rapport à l'axe des y [1].

III.9 Antenne PIFA proposée

L'antenne que nous avons réalisée est inspirée des antennes précédentes [1][12][11]. Elle a été conçue et optimisée sous le logiciel CST Microwave Studio. Sa structure et sa géométrie sont présentées sur la Figure III.21.

L'antenne est réalisée sur un substrat de type Rogers RO3210, de constante diélectrique égale à 10,2 et d'épaisseur de 1,25 mm. Elle est alimentée par un câble coaxial.

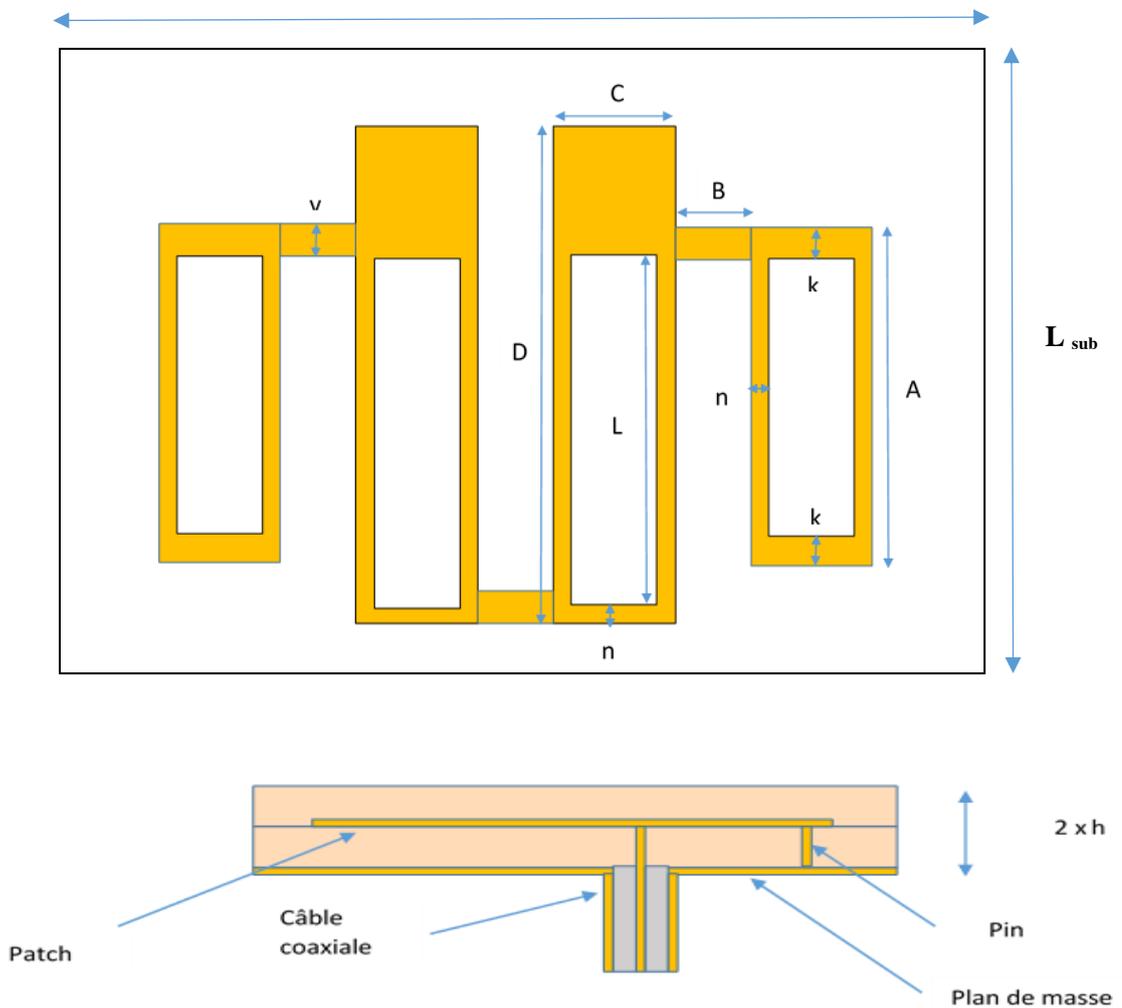


FIGURE III.21 GEOMETRIE DE L'ANTENNE PIFA PROPOSEE

L'adaptation de l'antenne à la sonde coaxiale de 50 Ω sur l'ensemble de la bande de fréquences biomédicales de 402 à 405 MHz est réalisée grâce aux bandes métalliques présentes sur l'antenne. L'effet de ces bandes est mis en évidence sur la Figure III.22.

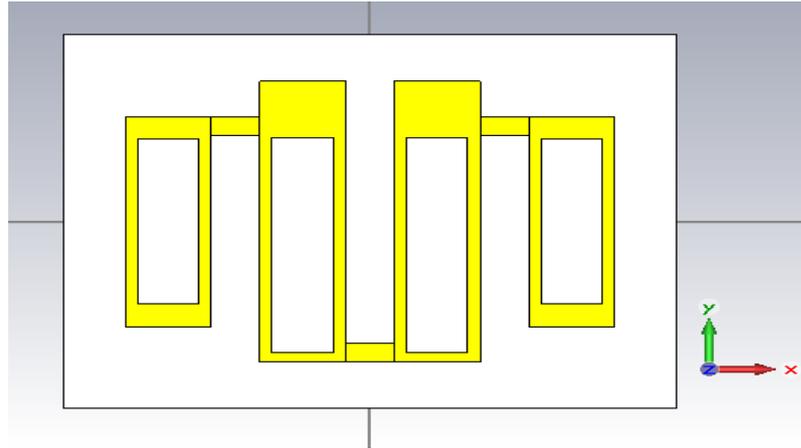


FIGURE III.22 STRUCTURE DE L'ANTENNE PROPOSEE SUR CST

La méthode mise en œuvre dans l'adaptation de cette antenne par une étude paramétrique est importante et ne consomme pas beaucoup de temps et de ressources. De plus, le grand nombre de variable permet d'avoir des marges de manœuvre importante.

L'adaptation de l'antenne est également réalisée grâce à l'ajustement de la longueur des bandes métalliques contrôlé par le paramètre A. Cet effet est mis en évidence sur la figure III.23.

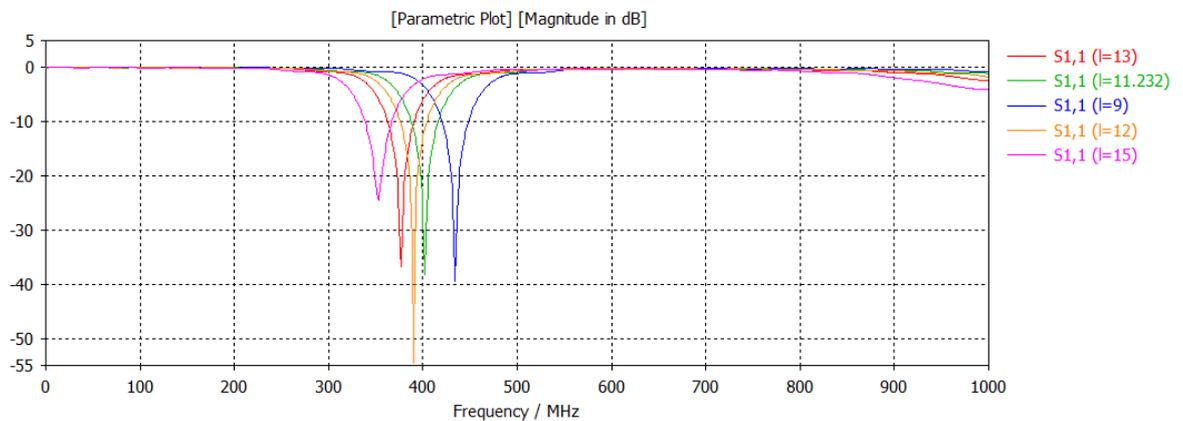
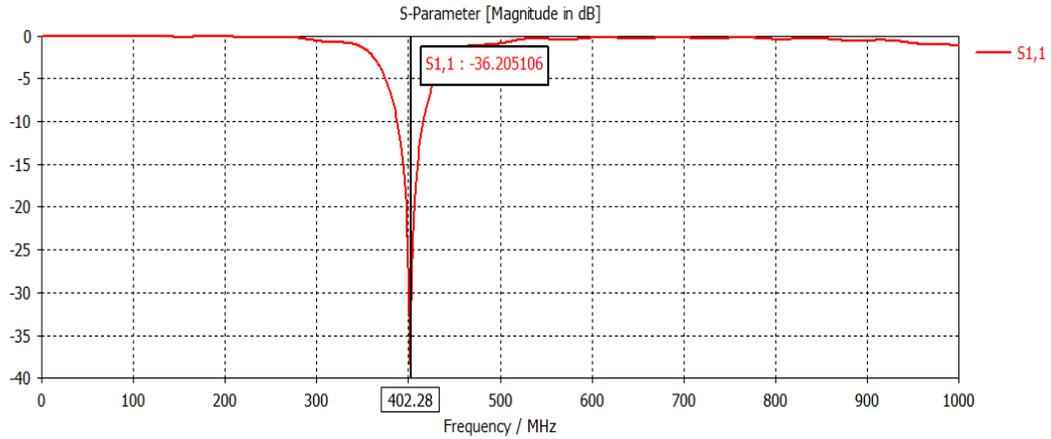


FIGURE III.23 COEFFICIENTS DE REFLEXIONS SIMULEES EN FONCTION DES DIMENSIONS DES BANDES

Une étude sur les paramètres de cette antenne a pu permettre d'obtenir une adaptation optimale. La figure III.24 représente le coefficient de réflexion.



**FIGURE III.24 COEFFICIENT DE REFLEXION DE L'ANTENNE PROPOSEE
RESONNANT A 402 MHz**

Les résultats de simulation ont permis d'extraire les paramètres optimaux d'adaptation à 402 MHz de cette antenne et ces paramètres sont présentés dans le Tabl III.5.

Les grondeurs	Les valeurs (mm)
A	11.23
B	2
C	3.5
D	15
K	1.2
L	11.5
n	0.5
H	1.25

V	1
---	---

TABLEAU III.5 LES DIMENSIONS DE L'ANTENNE PIFA PROPOSE

La représentation du coefficient de réflexion nous permet de voir que l'antenne proposée est bien adaptée à 402 MHz avec un coefficient de réflexion de -38.252 dB.

Le diagramme de rayonnement en 3D simulé de cette antenne à 403 MHz est représenté sur la Figure III.25.

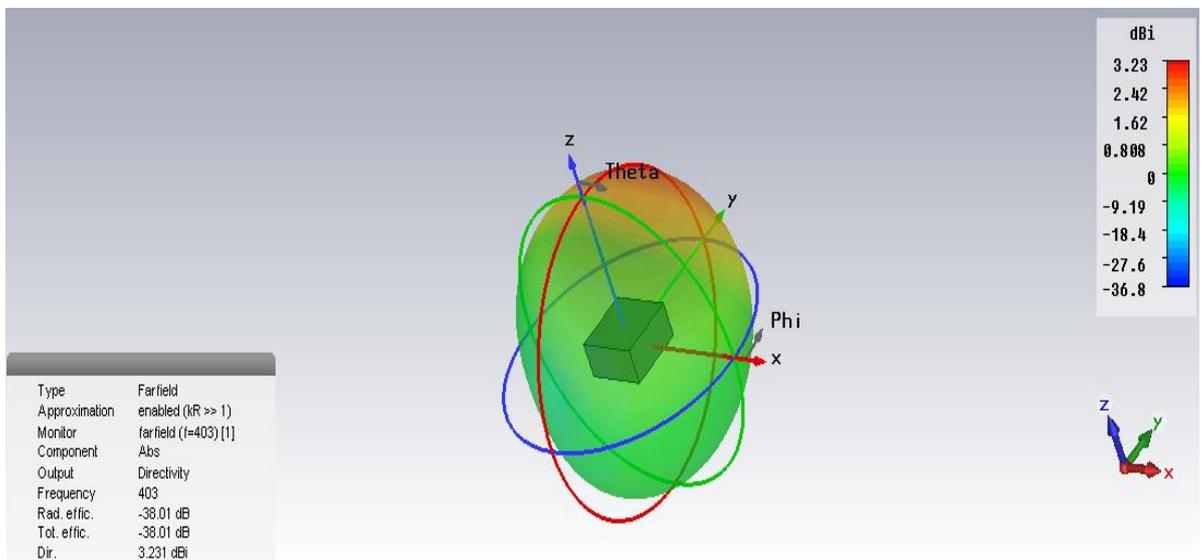


FIGURE III.25 DIAGRAMME DE RAYONNEMENT EN 3D DU PIFA PROPOSE A 403 MHz

Les diagrammes de rayonnement en 2D simulés de cette antenne à 403 MHz sont représentés sur la Figure III.26. On voit sur ces figures que le gain dépend fortement de la direction.

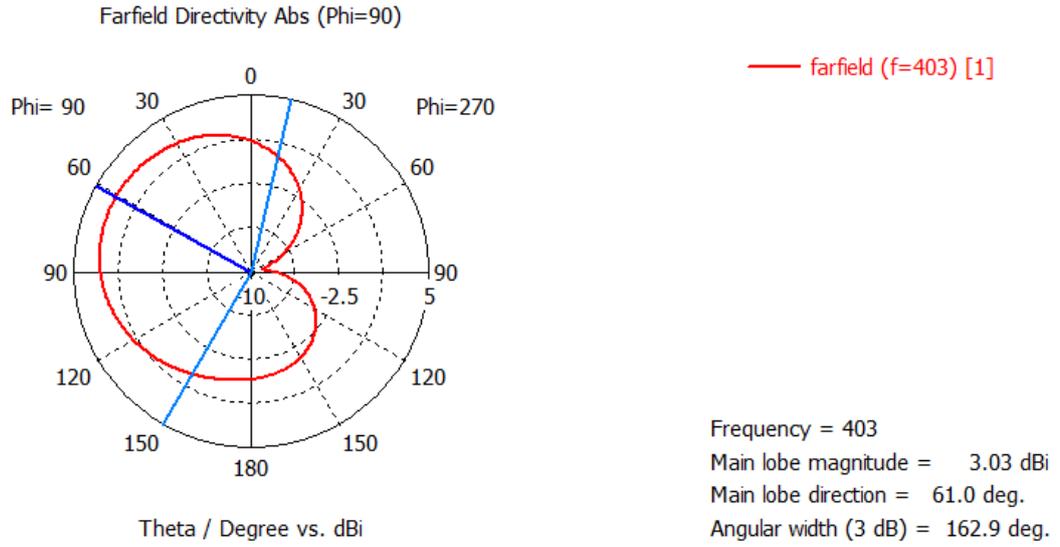


FIGURE III.26 DIAGRAMME DE RAYONNEMENT EN 2D DU PIFA PROPOSE (PHI = 90 °) A 403 MHZ

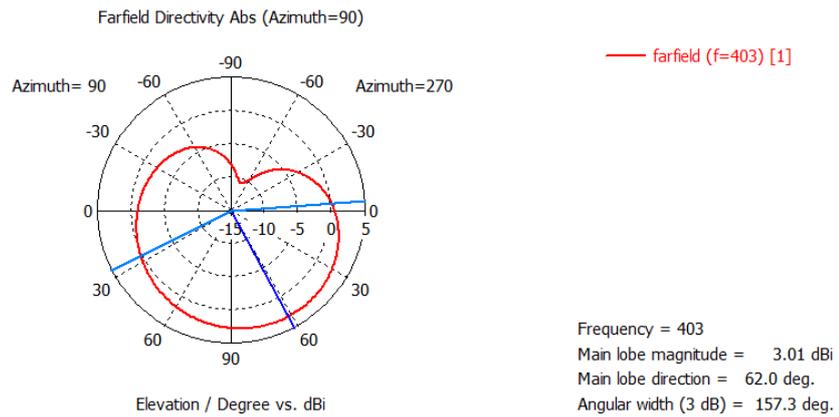


FIGURE III.27 FIGURE DIAGRAMME DE RAYONNEMENT EN 2D DU PIFA PROPOSE (AZIMUTH = 90 °) A 403 MHZ

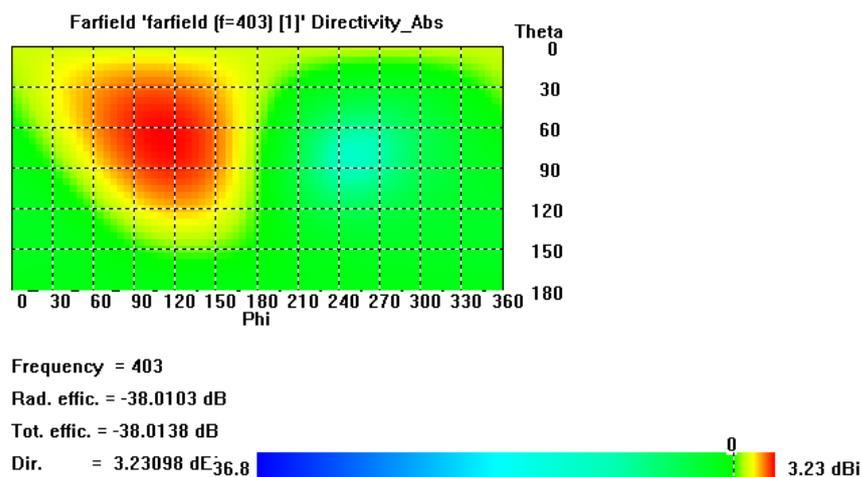


FIGURE III.28 DIAGRAMME DE RAYONNEMENT EN 2D DU PIFA PROPOSE A 403 MHz

III.10 Conclusion

Dans ce chapitre nous nous sommes intéressés à la conception d'antennes implantables. Pour commencer la conception quelques modèles d'antennes ont été trouvés dans la littérature et qui pourraient être de bons candidats pour nos conceptions initiales d'antenne. Sur la base de cette recherche, les meilleurs designs en terme de simplicité et de performance, à sélectionner, ont été le PIFA à Méandre et le PIFA en spirale. Les deux antennes ont été redessinées, selon les configurations données, et simulées sous CST Microwave Studio (logiciel de simulation EM 3D) afin de vérifier et comparer leurs caractéristiques et leurs résultats.

Afin de comprendre la performance de ces deux antennes, lorsqu'elles sont implantées dans un matériau fantôme (le corps) et d'obtenir une miniaturisation complète de leur taille sur la base de ces conceptions, une étude complète de l'effet de chaque paramètre a été entreprise. Les résultats obtenus montrent que les deux antennes ont de bonnes performances.

Dans la seconde partie de ce chapitre, nous avons présenté notre propre antenne inspirée des deux antennes trouvées dans la littérature.

CONCLUSION GÉNÉRALE

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

Les antennes implantables sont nécessaires pour fonctionner dans un environnement biologique complexe et cette caractéristique différencie de manière significative la conception de ces antennes, qui ne sont pas destinées à fonctionner en espace libre. Lorsque le désaccord se produit, une ou plusieurs caractéristiques de l'antenne (comme la fréquence de résonance, le gain, la largeur de bande, etc) change. Il est donc nécessaire, à l'avance, d'analyser l'environnement biologique complexe afin d'évaluer tous les paramètres qui conduiront à une conception correcte donnant à l'antenne les caractéristiques souhaitées. Pour éviter les problèmes de désaccord, il faut faire preuve d'un grand soin dans la conception de l'antenne implantable avec la plus grande précision possible dans la simulation du tissu biologique dans lequel l'antenne est placée.

L'un des paramètres les plus critiques à prendre en compte dans ce mémoire de master est l'implantation de l'antenne dans le tissu humain et les problèmes de désaccord qui apparaissent sur les antennes implantables.

Le premier chapitre a présenté, après une brève introduction sur la médecine sans fils, quelques dispositifs médicaux implantables pour la télémétrie médicale, parmi lesquels on trouve les implants cardiaques, tels que les stimulateurs cardiaques, les pacemakers (PM) qui sont les implants médicaux actifs les plus répondus dans le monde.

Dans le deuxième chapitre nous avons présenté des généralités sur les principaux paramètres fondamentaux des antennes (Coefficient de réflexion, Impédance d'entrée, Gain...). Ces rappels ont permis de faciliter la compréhension des phénomènes mis en évidence dans ce travail de master.

Dans le troisième chapitre nous nous sommes intéressés à la conception d'antennes implantables. Deux antennes trouvées dans la littérature, le PIFA de Méandre et le PIFA en spirale ont été redessinées, selon les configurations données, et simulées sous CST Microwave Studio (logiciel de simulation EM 3D) afin de vérifier et comparer leurs caractéristiques et leurs résultats.

Afin de comprendre la performance de ces deux antennes, lorsqu'elles sont implantées dans un matériau fantôme (le corps) et d'obtenir une miniaturisation complète de leur taille sur la base de ces conceptions, une étude complète de l'effet de chaque paramètre a été entreprise. Les résultats obtenus montrent que les deux antennes ont de bonnes performances.

Dans la seconde partie de ce chapitre, nous avons présenté notre propre antenne inspirée des deux antennes trouvées dans la littérature.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Panagiotis Blanos, National Technical University of Athens, University of Patras, “Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications”, June 2013.

[2] Damla Alptekin, The Graduate school of Natural and Applied Sciences of Middle East Technical University, “Dual Band Microstrip Implantable Antenna Design for Biomedical Application”, August 2015.

[3] “ZL70102 Medical Implantable RF Transceiver MICS-Band RF Telemetry” Microsemi Corporate Headquarters www.microsemi.com. One Enterprise Aliso Viejo, CA 92656 USA www.microsemi.com.

[4] Salima Azzaz Rahmani et Noureddine Boukli Hacene, “Analyse des antennes imprimées en anneaux concentriques: Etude et simulation des antennes imprimées fonctionnant en multibandes”, avril 2012

[5] Bousahla Miloud, Université Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie, “Analyse et synthèse de réseaux plans ou conformés d’antennes imprimées par méta-heuristiques floues “, 2012

[6] Anthony Ghiotto, Institut polytechnique de Grenoble, “conception d’antenne de TAGS RFID UHF, Application à la réalisation par jet de matière”, 2008.

[7] Soltane Samia, Université Mohamed Khider – Biskra, “ Étude et Caractérisation d’Antenne Imprimées pour Système Ultra-Large Bande ”. 17/11/2015.

[8] Rouibah Ammar, Université Ferhat Abbas Setif, “Étude d’une Antenne Microruban de Forme Arbitraire par la Méthode FDTD ”, 28/10/2009

[9] Chaouti Leila, Université Mentouri-Constantine, “Contribution à l’étude d’antennes imprimées rectangulaires double bande et multi bandes tenant compte de l’effet de couplage”. 31/01/2009

[10] Anja K. Skrivervik , Implantable antennas: The Challenge of Efficiency, Laboratoire d’Electromagnetisme et d’Acoustique, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, CH-1015 Lausanne, Switzerland.

[11] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, “Planar inverted-f antennas on implantable medical devices: Meandered type versus spiral type,” *Microw Opt Technol Lett*, vol. 48, no. 3, pp. 567–572, 2006.

[12] Fatiha El Hatmi, Université Paris-East École Doctorale MSTIC,” Conception d'antennes de communication a travers le corps humain pour le suivi th_erapeutique ”,HAL Id: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00962121> Submitted on 20 Mar 2014.