

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

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

Faculté des Sciences et de la technologie

Département d'Electronique

Rapport

Projet de Fin de Cycle (PFC)

MCIL 3

FILIERE : Electronique

Spécialité : Industries électroniques MCIL

Par

- **Laib Islam**
- **Chihi Ayoub**

Intitulé

Conception d'une antenne patch micro-ruban rectangulaire pour applications biomédicales

Soutenu le :

Devant le Jury composé de :

<i>Nom & Prénom</i>	<i>Grade</i>	<i>Qualité</i>	<i>Etablissement</i>
<i>Dr.Belhaddad Y</i>	<i>MCA</i>	<i>Président</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>Mme. Melizi N</i>	<i>MAA</i>	<i>Encadreur</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>M.Boussahoul A</i>	<i>MAA</i>	<i>Examineur</i>	<i>Univ-BBA</i>

Année Universitaire 2021/2022

REMERCIEMENTS

*Avant tous propos, nous remercions ALAH, Je tout puissant, pour
nous*

avoir donné la santé, le courage, et la force pour réaliser ce travail.

En premier lieu, nous tenons à remercier notre encadreuse

Mme.Melizi

*Nora pour les efforts, ses précieux conseils, ses encouragements
prodigués et son aide, durant nos cursus et l'élaboration de ce
travail.*

Nos vifs remerciements vont également à tous les enseignants et les

Responsables de notre Département.

*Nos sincères remerciements vont au département
électronique Nous tenons à remercier tous les membres de
notre famille ; Une pensée particulière va à nos parents qui
nous ont soutenus et conseillés tout au long de notre
parcours scolaire*

*Nous remercions sincèrement tous les membres du jury
d'avoir accepté de revoir ce travail. Enfin, nous exprimons
notre gratitude à nos amis, collègues et à tous ceux qui
participent directement ou indirectement à ce briefing et
rendent notre environnement de travail agréable.*

Merci à toutes et à tous...

Dédicace

Je dédie ce travail à :

Ma mère, mon père et mon frère et ma sœur,

Et à tous mes amis,

L'enseignante Mme Nora Melizi,

Et à toute ma famille,

Laib Islam

Dédicace

Je dédie ce travail à : mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de mes études, A mes chers frères,, pour leur appui et leur encouragement, A toute ma famille pour leur soutien tout au long de mon parcours universitaire. Que ce travail soit l'accomplissement de vos vœux tant allégués, et le fruit de votre soutien infaillible, Merci d'être toujours là pour moi.

Chihi Ayoub

Sommaire

REMERCIEMENTS	
DEDICACE.....	
SOMMAIRE.....	
LISTE DES FIGURES	
LISTE DES ABREVIATIONS	
RESUME.....	
INTRODUCTION GENERALE.....	1
CHAPITRE I : GENERALITES SUR LES ANTENNES IMPRIMEES	
I.1-INTRODUCTION.....	2
I.2-HISTORIQUE DES ANTENNES IMPRIMEES	2
I.3-STRUCTURE D'UNE ANTENNE IMPRIMEE	2
I.4- LES CARACTERISTIQUES DES ANTENNES IMPRIMEES	3
I.4.1- Caractéristiques électrique.....	3
I.4.1.1- Impédance d'entrée	4
I.4.1.2-Coefficient de réflexion	5
I.4.1.3-Rapport d'Onde Stationnaire (ROS)	5
I.4.1.4- Bande passant	6
I.4.2-Caractéristiques de Rayonnement	7
I.4.2.1-Diagramme de rayonnement	7
I.4.2.2-Polarisation	8
I.4.2.3-Rendement (l'efficacité de l'antenne).....	9
I.4.2.4-Directivité	10
I.4.2.5-Gain.....	10
I.5 -POLARISATION DE L'ANTENNE	11
I.6 -TECHNIQUES D'ALIMENTATION DES ANTENNES IMPRIMEES	11
I.6.1-Alimentation par ligne microbande	11
I.6.2-Alimentation par câble coaxial	12
I.6.3-Alimentation par ligne coplanaire.....	13
I.6.4-Alimentation par proximité	14
I.6.4.1-L'alimentation par couplage à ouverture	14
I.6.4.2-Alimentation par couplage électromagnétique	15
I.7- LES METHODES D'ANALYSE DES ANTENNES IMPRIMEES	15

I.7.1-Méthodes classiques approximatives (analytiques).....	16
I.7.1.1-Le modèle de la ligne de transmission.....	16
I.7.1.2-le modèle de la cavité.....	16
I.7.2-Méthodes évoluées (rigoureuses) (Full-wave)	17
I.7.2.1- La méthode des éléments finis (FEM).....	17
I.7.2.2- La méthode des différences finies (FDTD)	18
I.8 -AVANTAGES ET LIMITATIONS DES ANTENNES IMPRIMEES	18
I.9 -LES APPLICATIONS DES ANTENNES IMPRIMEES	20
I.10-LES APPLICATIONS BIOMEDICALES DES ANTENNES IMPRIMEES	20
i-Etat de l’art.....	20
ii-Modèle du corps humain	22
1-Géométrie	22
2-Composition (matériaux constitutifs).....	23
3-Dimension et positionnement de l’implant	23
I.11-COMMUNICATIONS SANS FILS A TRAVERS LE CORPS HUMAIN DANS LE DOMAINE MEDICALE:	24
I.11.1 -Antenne à l’intérieur du corps humain:	24
I.11.1.1- Antennes ingérables	24
I.11.1.2 -Implants médicaux	25
I.11.1.2.1- Implant Pacemaker.....	25
I.11.1.2.2- Implant Cochléaire	25
I.11.1.3 -Antennes implantables	26
I.11.2- Caractéristiques diélectriques du corps humain	26
I.12-BANDES DE FREQUENCE POUR APPLICATION BIOMEDICALE.....	26
I.13-CONCLUSION.....	27
 CHAPITRE II : SIMULATION D’UNE ANTENNE MICRO-RUBAN BIO- IMPLANTABLE	
II.1 INTRODUCTION.....	28
II.2 PRESENTATION DU SIMULATEUR HFSS	28
II.3 DESCRIPTION GENERALE	28
II.4 DESCRIPTION GENERALE DES OUTILS HFSS	29
II.4.1 Barre des outils	29
II.4.2 Fenêtre des modèles 3D.....	29
II.4.3 Fenêtre des propriétés.....	30

II.4.4 Barre des menus.....	30
II.5 LA PROCEDURE DE SIMULATION	32
II.6 ANTENNE MICRO-RUBAN BIO-IMPLANTABLE	33
II.6.1 DESCRIPTION DE LA CONCEPTION	33
II.6.2 RESULTATS DE SIMULATION	33
II.6.2.1 Coefficient de réflexion.....	33
II.6.2.2 Diagramme de rayonnement.....	34
II.6.2.3 Distribution du courant.....	34
II.6.2.4 Impédance d'entrée	35
II.7 CONCLUSION	35
CONCLUSION GENERALE	36
BIBLIOGRAPHIE	

Liste des figures

N°	Titre	Page
Figure I.1	Structure d'une antenne imprimée	3
Figure I.2	Les différentes formes d'une antenne imprimée	3
Figure I.3	Représentation de l'impédance de l'antenne.	4
Figure I.4	Bande passante et coefficient de réflexion.	6
Figure I.5	Diagramme de rayonnement d'une antenne directive.	8
Figure I.6	Exemples de polarisation.	9
Figure I.7	Signification de la directivité.	10
Figure I.8	Alimentation par ligne microban	12
Figure I.9	Alimentation par ligne microban	12
Figure I.10	Alimentation par câble coaxial.	13
Figure I.11	Vue en coupe d'une ligne coplanaire	14
Figure I.12	Alimentation par proximité par couplage à ouverture	15
Figure I.13	Alimentation par proximité par couplage électromagnétique.	15
Figure I.14	Modèle de la cavité.	17
Figure I.15	Quelques types d'éléments.	18
Figure I.16	Système de soins de santé à domicile avec un dispositif implantable.	22
Figure I.17	Implant Pacemaker.	25
Figure I.18	Implant cochléaire	26
Figure II.1	Les outils de HFSS	28
Figure II.2	Manager des projets	29

Figure II.3	Fenêtre des propriétés	30
Figure II.4	les paramètres (hauteur, largeur) du model	30
Figure II.5	les modèles, rectangle, ellipse, cercle	31
Figure II.6	type de la solution	31
Figure II.7	compiler le projet	32
Figure II.8	Coefficient de réflexion (S11) de l'antenne micro-ruban à la fréquence 405MHz.	33
Figure II.9	Gain totale de l'antenne micro-ruban mono-bande en 3D	33
Figure II.10	Distribution du courant pour l'antenne micro-ruban	35
Figure II.11	Impédance d'entrée d'antenne micro-ruban mono-bande	35

Liste des abréviations

Abréviation	Explication
CPW	CoPlanar Waveguide
Full-wave	Méthodes numérique exact
MOM	La méthode des moments
FDTD	Finit Time Différence Domain
FEM	Méthode des éléments finis
TLM	La méthode de la matrice des lignes de transmissions
Med Radio	Le service de radiocommunications pour dispositifs médicaux
ISM	Industrial, Scientific and Medical bands
3D	Trois dimensions
HFSS	High Frequency Structure Simulation
ROS	Rapport d'ondes stationnaires
S11	Coefficient de réflexion
VSWR	Voltage Standing Wave Ratio
MICS	Medical Implant Communication Service

Résumé

Ce travail port une contribution à l'étude d'une antenne patch micro-ruban rectangulaire fonctionnant à 405 MHz adaptées à des applications biomédicales dans la bande MedRadio (401 - 406) MHz. Le but de cette étude est de calculer les caractéristiques électromagnétiques de l'antenne en termes de coefficient de réflexion (S11), diagramme de rayonnement, distribution du courant, impédance d'entrée. L'analyse de cette structure d'antenne est effectuée en utilisant le logiciel commercial de modélisation électromagnétique Ansoft HFSS.

Mots clé: Antenne micro-ruban, Bande MedRadio, Ansoft HFSS.

Abstract

This work contributes to the study of a rectangular micro-strip patch antenna operating at 405 MHz suitable for biomedical applications in the MedRadio band (401 - 406) MHz. The purpose of this study is to calculate the electromagnetic characteristics of antenna in terms of reflection coefficient (S11), radiation pattern, current distribution, input impedance. The antenna structure analysis is performed using the commercial electromagnetic modeling software Ansoft HFSS.

Keywords: Micro-strip antenna, Med-Radio band, Ansoft HFSS.

ملخص:

يساهم هذا العمل في دراسة هوائي مستطيل الشكل يعمل بتردد 405 MHz مناسب للتطبيقات الطبية الحيوية في نطاق MedRadio (401-406) MHz. الغرض من هذه الدراسة هو حساب الخصائص الكهرومغناطيسية للهوائي من حيث معامل الانعكاس (S11)، ونمط الإشعاع، وتوزيع التيار، ومقاومة المدخلات. يتم إجراء تحليل هيكل الهوائي باستخدام برنامج النمذجة الكهرومغناطيسية التجارية Ansoft HFSS.

الكلمات المفتاحية: هوائي الشريط الصغير، نطاق MedRadio, Ansoft HFSS.

Introduction générale

L'antenne joue un rôle primordial dans une communication sans fil, elle est indispensable pour établir n'importe quelle liaison entre deux points éloignés, que ce soit dans la téléphonie mobile, la radioastronomie, dans les systèmes de positionnements par satellites (GPS), la transmission des signaux TV et Radio, dans les tours de contrôle des avions et les tours maritimes et récemment dans le domaine biomédicale...etc. La tendance des dispositifs implantables a commencé dans les années 1960 sous la forme de stimulateurs cardiaques et de pilules avec capacité de détection et émerge avec de nouveaux défis dans les applications biomédicales. Ces dispositifs implantés collectent les informations du patient et fournissent une communication sans fil à la station de base. Dans les dispositifs implantables et portables, le composant le plus important est l'antenne. L'amélioration de l'appareil dépend principalement de l'amélioration des performances de l'antenne. Notre mémoire contribue à l'étude d'une antenne patch microruban destinée à des applications biomédicales dans la bande Med-Radio, et son contenu est divisé en deux parties.

La première est une partie théorique commençant en premier lieu par une description générale des antennes imprimées, en donnant les propriétés et les caractéristiques de ces dernières ainsi que les différentes techniques d'alimentation et en second lieu, on mentionne les méthodes les plus utilisées pour leur analyse et en fin on termine par quelles avantages et inconvénients des antennes imprimées.

Tandis que la deuxième partie est consacrée à la conception et la simulation d'une antenne microruban fonctionnant dans la bande MedRadio (401MHz - 406MHz) ainsi que la discussion de différents résultats obtenus.

On a terminé ce mémoire par une conclusion générale mettant en évidence l'importante des antennes bio-implantables.

Chapitre I : Généralités sur les antennes imprimées

I.1-Introduction

Le développement des télécommunications spatiales, les contrôles et les commandes à distance, ont fait apparaître la nécessité croissante de réaliser des dispositifs micro-ondes peu coûteux et peu encombrants, faisant appel à une technologie simple et économique. Les systèmes micro-ondes à structure micro ruban ont été à l'origine du développement des antennes imprimées (antennes plaques ou antennes patch) qui sont le plus souvent utilisées en réseaux afin d'améliorer leurs performances et de permettre la réalisation de fonctions très particulières [1].

Ce chapitre sera consacré à la présentation de la technologie imprimée de manière générale. On commence tout d'abord par la structure et les techniques d'alimentation déployées, ensuite, les caractéristiques qui en font une technologie innovante et particulière et les méthodes d'analyse de ce type de structure et on clôture le chapitre par un bref aperçu des domaines d'application et quelques avantages et inconvénients des antennes imprimées.

I.2-historique des antennes imprimées

Le concept d'antennes imprimées apparaît dans les années 1950, mais les premiers résultats ne seront visibles que dans les années 1970. Deux avantages principaux conduiront à un développement très important de ce type d'antenne : un faible coût de production et des capacités d'intégration. Ils sont maintenant installés dans de nombreux appareils électroniques et constituent le type d'antenne de choix pour les fréquences micro-ondes dans les systèmes de communication intégrés modernes [2].

I.3-Structure d'une antenne imprimée

Une antenne imprimée se compose d'une ou plusieurs plaques métalliques de mince épaisseur et de géométrie appropriée pour former un élément rayonnant, déposé sur une face d'un substrat diélectrique caractérisé par la permittivité ϵ_r et la perméabilité μ_r , tandis que l'autre face est déposée sur la métallisation pleine qui forme le plan de masse (Figure I.1) [3].

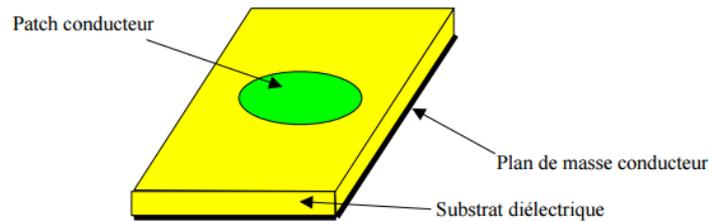


Figure I.1 : Structure d'une antenne imprimée [2].

Les antennes imprimées utilisent généralement un substrat monocouche et sont très courantes dans le domaine des micro-ondes et des ondes millimétriques. Ces éléments rayonnants se présentent sous différentes formes : carré, rectangulaire, Triangles, cercles, ovales ou autres formes plus complexes (voir Figure I.2) [1].

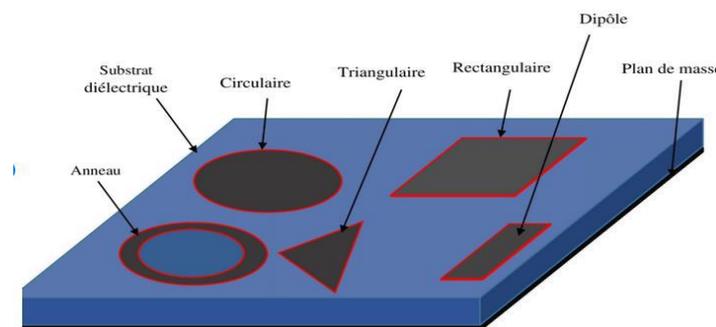


Figure I.2 : Les différentes formes d'une antenne imprimée [1].

I.4- Les caractéristiques des antennes imprimées

Les Caractéristiques des antennes sont utiles pour le dimensionnement des systèmes d'émission réception. Ces derniers sont essentiellement liés à la forme du rayonnement dans l'espace. Le fonctionnement normal d'une antenne est d'émettre ou de recevoir le rayonnement à grande distance [4]. Il existe deux grandes familles des caractéristiques pour une antenne utilisée dans une liaison spatiale qui sont présentées ci-dessous :

I.4.1- Caractéristiques électrique

Les paramètres électriques définissent l'antenne comme élément du circuit dans lequel est connectée. Ils permettent d'évaluer la charge apportée par l'antenne au circuit d'excitation, ainsi, de caractériser l'efficacité du transfert de puissance entre le système radioélectrique et le milieu de propagation [5]. Plusieurs paramètres peuvent servir à cette

caractérisation tel que l'impédance d'entrée, le coefficient de réflexion et le rapport d'onde stationnaire, La bande passante, le facteur de qualité, la température de bruit,...etc.

I.4.1.1- Impédance d'entrée

L'impédance d'entrée d'une antenne est définie comme le rapport entre la tension et le courant aux terminaux de l'antenne. L'expression de cette impédance Z_{ant} se présente sous forme complexe composée d'une partie réelle R_{ant} et d'une partie imaginaire X_{ant} s'exprime par la relation suivante :

$$Z_{ant} = R_{ant} + jX_{ant} \quad (I.1)$$

La partie réelle de l'impédance d'entrée regroupe la résistance de rayonnement R_{ray} et la résistance de perte R_{pertes} comme exprimées dans l'équation :

$$R_{ant} = R_{pertes} + R_{ray} \quad (I.2)$$

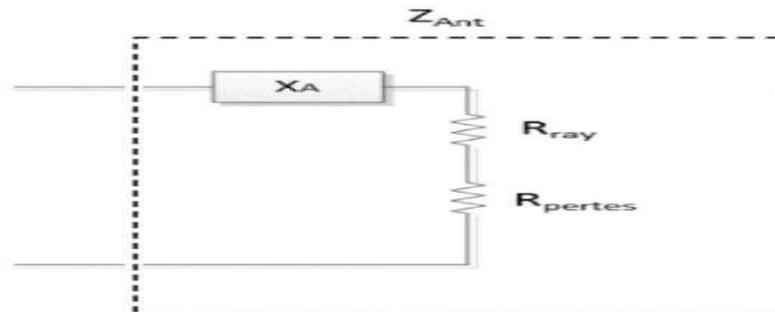


Figure I.3 : Représentation de l'impédance de l'antenne.

Pour s'assurer que la puissance a été transférée de l'alimentation vers l'antenne, il est nécessaire d'avoir une adaptation d'impédance. Le transfert maximal de puissance est obtenu lorsque l'impédance de la ligne d'alimentation Z_c est égale à l'impédance conjuguée de l'antenne et comme (S_{11}) est en fonction de la fréquence alors Z_{ant} varie aussi avec la fréquence. Cette impédance d'entrée en fonction de S_{11} est donnée par la formule [6] :

$$Z_{ant} = Z_c \quad (I.3)$$

I.4.1.2-Coefficient de réflexion

Le coefficient de réflexion est un paramètre qui indique la quantité d'énergie perdue à la charge, et qui n'est pas réfléchi. Les ondes réfléchies entraînent la formation d'ondes stationnaires, lorsque l'impédance de l'émetteur et de l'antenne ne sont pas égaux. D'où le coefficient de réflexion est un paramètre semblable au VSWR pour indiquer la correspondance entre l'émetteur et l'antenne [4].

Le module du coefficient de réflexion est souvent exprimé en décibel (dB) se définit comme suit :

$$|S_{11}|_{dB}=20\log(S_{11}) \quad (I.4)$$

Le coefficient de réflexion permet de connaître la qualité d'adaptation d'une antenne. En effet, plus son module tend vers l'infini négativement, plus l'antenne est adaptée. Souvent, la fréquence de résonance d'une antenne est celle où le coefficient de réflexion est minimal [7].

I.4.1.3-Rapport d'Onde Stationnaire (ROS)

Le Rapport d'Onde Stationnaire ou ROS tout comme le coefficient de réflexion traduit l'adaptation ou la désadaptation d'impédance entre deux éléments [8], [9]. Lorsque l'adaptation n'est pas parfaite, la partie de l'onde réfléchi se superpose à l'onde incidente pour ne former qu'une seule onde, appelée onde stationnaire. Il se définit comme le rapport des valeurs maximales et minimales de l'amplitude de l'onde stationnaire. Le ROS ou, en anglais VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) peut également s'exprimer à partir du coefficient de réflexion que nous venons de définir à travers l'expression (I.5) [10].

$$\text{ROS}=\frac{1+|\Gamma|}{1-|\Gamma|} \quad (I.5)$$

Le VSWR est essentiellement une mesure de la différence d'impédance entre l'émetteur et l'antenne. Plus le VSWR est grand plus la différence d'impédance est grande [11]. Le VSWR minimal correspond à une adaptation parfaite. Une conception pratique de l'antenne doit avoir une impédance d'entrée égale à 50 Ω ou 75 Ω , la plupart des équipements radio sont construits pour cette impédance [11], [12].

I.4.1.4- Bande passante

La bande passante d'une antenne définit donc la plage de fréquence dans laquelle le coefficient de réflexion est inférieur à un seuil fixé arbitrairement. Généralement la bande passante correspond à la plage de fréquence pour laquelle le coefficient de réflexion est inférieur de -10dB. Mais dans certaines applications, ce niveau peut être relevé à -6 dB ce qui permet de relâcher certaines contraintes lors de la conception d'une antenne, c'est le cas, par exemple, pour certaines antennes de téléphone mobile. Il est cependant communément admis que si le seuil auquel est considéré la bande passante n'est pas précisé, il s'agit de la bande passante pour un S_{11} inférieur à -10dB. La figure I.4 montre le paramètre d'une antenne en fonction de la fréquence et met en évidence la bande passante à -10dB.

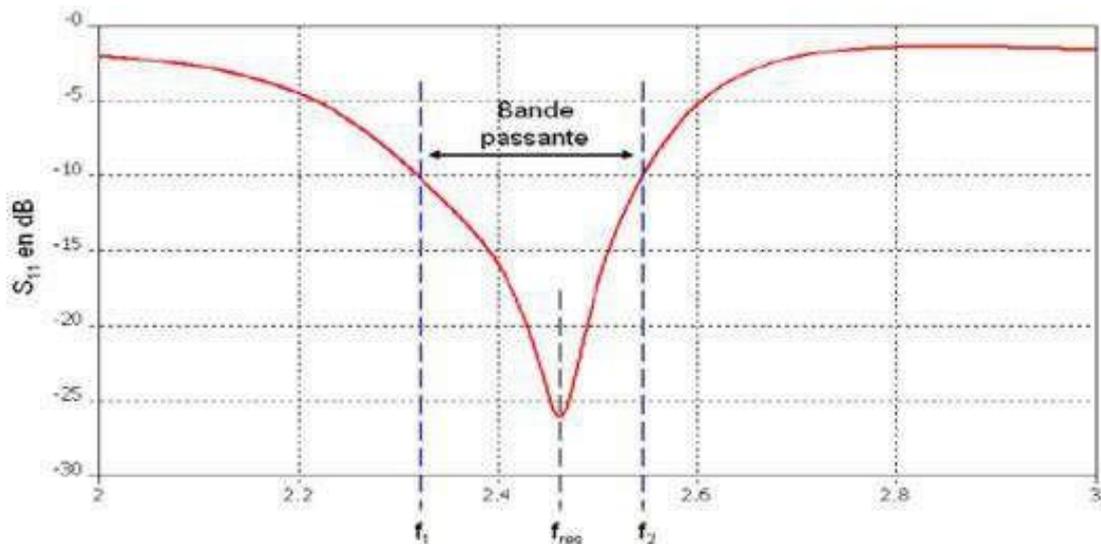


Figure I.4 : Bande passante et coefficient de réflexion.

La fréquence de résonance f_{res} correspond à la fréquence pour laquelle l'antenne est la mieux adaptée, c'est-à-dire pour laquelle le coefficient de réflexion est le plus faible. Sur une bande passante donnée, il est possible d'observer plusieurs minima donc plusieurs fréquences de résonance [10].

La bande passante est définie par la formule suivante :

$$BW = \frac{f_2 - f_1}{f_c} \quad (I.6)$$

Avec f_2 et f_1 la fréquence maximale et la fréquence minimale, respectivement, entre lesquelles le coefficient de réflexion est inférieur à -10 dB et f_c la fréquence centrale [14].

Afin de faciliter la comparaison entre les antennes, on exprime souvent la bande passante BW d'une antenne en pourcentage par rapport à la fréquence de résonance centrale [10].

$$BW (\%) = \frac{f_2 - f_1}{f_c} \times 100 \quad (I.7)$$

I.4.2- Caractéristiques de Rayonnement

Un grand nombre de paramètres électriques que nous venons de définir sont valables pour d'autres composants d'une chaîne de transmission radiofréquence. Mais, ce qui différencie réellement les antennes sont leur capacité à rayonner qui se définit au moyen de plusieurs paramètres que nous allons présenter dans cette partie [10].

I.4.2.1-Diagramme de rayonnement

Un des descripteurs les plus communs d'une antenne est son diagramme de rayonnement. Le diagramme de rayonnement peut facilement indiquer une application pour laquelle une antenne sera utilisée. Ainsi, à partir du diagramme de rayonnement, il est possible de définir plusieurs paramètres du rayonnement d'une antenne dont l'ouverture, le niveau de puissance et la direction des lobes secondaires [16], [17].

Le diagramme de rayonnement est une représentation de la façon dont l'antenne collecte ou rayonne l'énergie électromagnétique dans l'espace. La direction du maximum de rayonnement est appelée l'axe de rayonnement de l'antenne.

La représentation de cette fonction donne les caractéristiques du rayonnement dans l'espace. Classiquement, on a pris l'habitude de représenter le diagramme de rayonnement dans deux plans perpendiculaires qui sont : le plan E et le plan H. Le plan E est défini comme le plan contenant l'axe de l'antenne et le champ électrique, le plan H est défini comme le plan contenant l'axe de l'antenne et le champ magnétique [6].

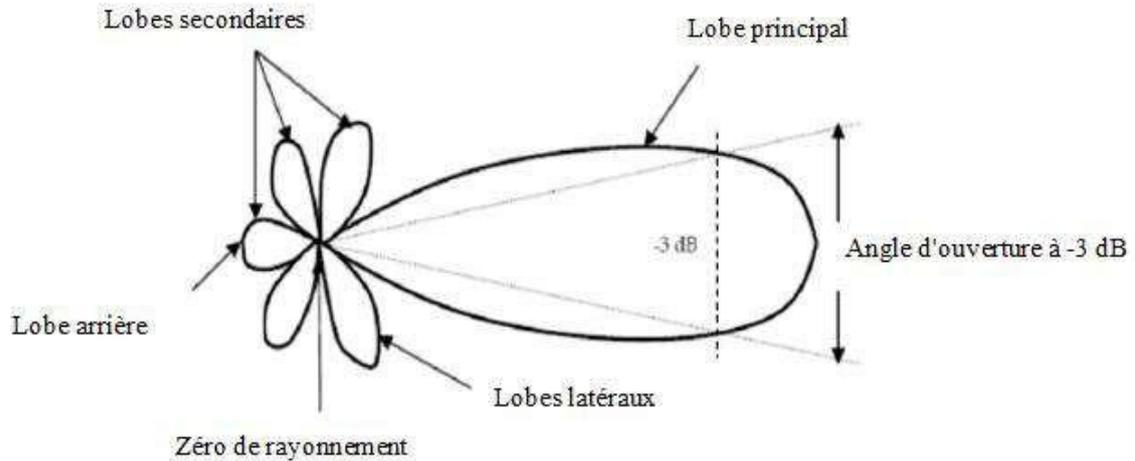


Figure I.5 : Diagramme de rayonnement d'une antenne directive.

Tel que le montre la Figure I.5, le diagramme de rayonnement est constitué [17] :

- **D'un lobe principal :** C'est le lobe de rayonnement contenant le maximum d'énergie et La direction du maximum de rayonnement.
- **Des lobes secondaires :** Tous les autres lobes sont appelés lobes secondaires. ils représentent le rayonnement de l'antenne dans les directions indésirables. Le niveau d'un lobe secondaire est en général exprimé sous forme de rapport entre la densité de puissance dans le lobe en question et celle du lobe principal. Ce rapport est appelé le niveau des lobes secondaires et il est exprimé en dB.
- **D'un lobe arrière (rayonnement arrière) :** C'est le lobe secondaire présent dans la direction opposée (à 180°) du lobe principal. Le rapport avant/arrière est le rapport en dB de la puissance rayonnée dans la direction du maximum de rayonnement par rapport à celle rayonnée dans la direction opposée. Dans la plupart des systèmes antennaires, les lobes secondaires sont indésirables. Une bonne conception d'antenne doit permettre de minimiser les niveaux de lobes secondaires.

I.4.2.2-Polarisation

Les O.E.M. propagent des champs vectoriels on dit qu'elles sont polarisées, la polarisation est définie par l'orientation du vecteur champ électrique.

La polarisation du champ électromagnétique rayonné par une antenne est indiquée par la direction du champ électrique \vec{E} . Lorsque la direction du champ électrique reste constante dans le temps, on parle de polarisation rectiligne. Sinon, l'on pourra représenter plusieurs positions successives de \vec{E} , et l'extrémité du vecteur représentatif décrit un cercle

ou une ellipse. Dans ce cas, le champ rayonné sera donc à polarisation circulaire ou elliptique (**Figure I.6**) [18].

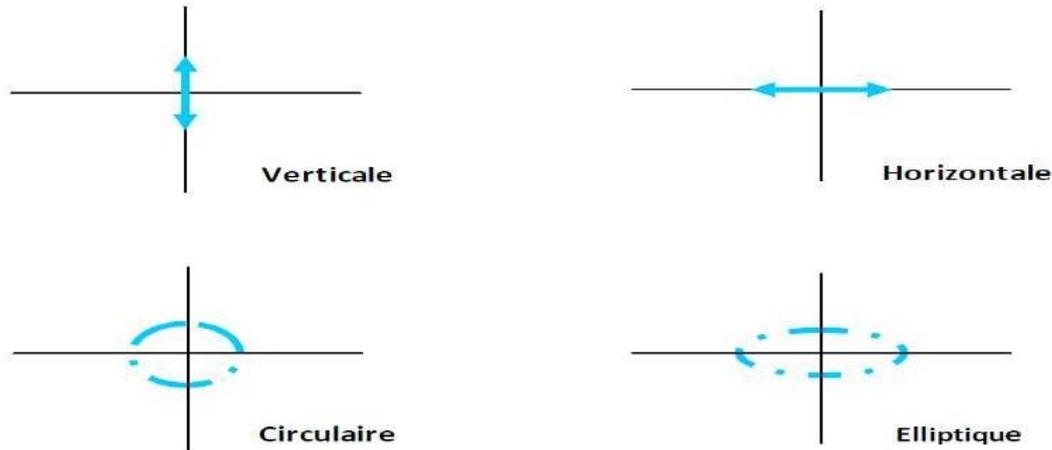


Figure I.6 : Exemples de polarisation.

I.4.2.3-Rendement (l'efficacité de l'antenne)

Pour une antenne donnée, la puissance rayonnée P est généralement inférieure à la puissance d'alimentation, le rendement d'une antenne est alors défini comme étant le rapport de la puissance totale P qu'elle rayonne à sa puissance d'alimentation P_a . On la note η [19] :

$$\eta = \frac{P}{P_a} \quad (\text{I.8})$$

Et avec d'autre définition, le rendement est le rapport entre l'énergie rayonnée par une antenne et celle que lui fournit l'alimentation. Elle est exprimée par [18] :

$$\eta = \frac{R_r}{R_r + R_\rho} \quad (\text{I.9})$$

R_r : Résistance liée à son rayonnement.

R_p : Résistance liée aux pertes de l'antenne.

L'efficacité de désadaptation η_d , est directement reliée au paramètre S_{11} et est définie par [20] :

$$\eta_d = 1 - |S_{11}|^2 \quad (\text{I.10})$$

L'efficacité totale η_{tot} dépend donc des pertes dues à la désadaptation de l'antenne.

$$\eta_{tot} = (1 - |S_{11}|^2) \times \eta \quad (\text{I.11})$$

I.4.2.4-Directivité

On parle d'une antenne plus ou moins directive. Afin de quantifier cette propriété, la notion de directivité a été introduite.

La directivité $D(\theta, \varphi)$ d'une antenne dans une direction (θ, φ) est le rapport entre la puissance rayonnée dans une direction donnée $P(\theta, \varphi)$ et la puissance que rayonnerait une antenne isotrope [15].

La directivité indique dans quelles directions la densité de puissance est meilleure ou moins bonne que celle de l'antenne isotrope [21].

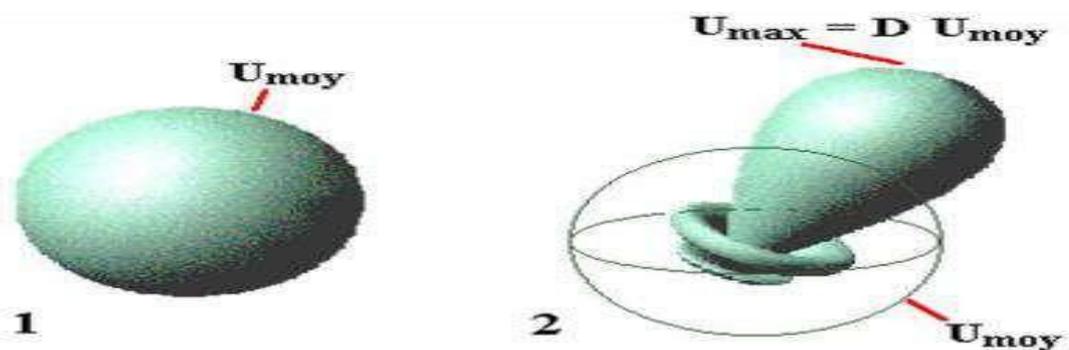


Figure I.7 : Signification de la directivité.

I.4.2.5-Gain

D'une façon générale, une antenne rayonne une puissance qui varie en fonction de la direction considérée. On appelle gain $G(\theta, \varphi)$ d'une antenne dans une direction (θ, φ) , le rapport de la puissance $P(\theta, \varphi)$ dans cette direction à la puissance $P_0(\theta, \varphi)$ que rayonnerait la source isotrope de référence par unité d'angle solide avec la même puissance d'alimentation [19].

Le gain et la directivité sont liés par l'équation suivante :

$$G(\theta, \varphi) = \eta D(\theta, \varphi) \quad (\text{I.12})$$

Le gain total G_{tot} dépend donc des pertes dues à la désadaptation [20].

$$G_{tot}(\theta, \varphi) = (1 - |S_{11}|^2) \times \eta \times D(\theta, \varphi) \quad (\text{I.13})$$

I.5 -Polarisation de l'antenne

La polarisation de l'antenne est déterminée par la polarisation de l'onde rayonnée orientation précise. La pointe du vecteur champ électrique instantané est à temps. Une antenne est dite polarisée si le trajet du vecteur champ électrique suit une ligne linéaire. Si la longueur du vecteur de champ électrique reste la même, mais tourne autour du cercle, La polarisation est alors dite circulaire. Dans le cas de l'antenne revêtue de l'émetteur-récepteur (émetteur), nous avons utilisé la polarisation linéaire. Polarisation circulaire de l'antenne Lecteur d'abord. [22]

I.6 -Techniques d'alimentation des antennes imprimées

L'excitation est un point très important lors de l'étude des antennes imprimées. Efficace, l'énergie est fournie à l'élément rayonnant de telle manière qu'elle peut affecter directement Il affecte et modifie ses performances. L'alimentation de l'antenne dépend de la méthode Son antenne est intégrée dans l'appareil. [23]

Les méthodes d'alimentation des antennes plaques peuvent être classées en deux catégories : [23]

- Les alimentations par contact (par sonde ou ligne micro ruban).
- Les alimentations par proximité (couplage électromagnétique par ligne ou fente).

I.6.1-Alimentation par ligne microbande

La ligne microruban est directement connectée à l'élément rayonnant comme indiqué. Comme le montre la Figure (I.8), le point de connexion peut être sur l'axe de symétrie du patch ou complètement décalé. Permet une meilleure adaptation d'impédance comme le montre la Figure (I.9). [24]

Ce type d'alimentation est facile à mettre en œuvre et à modéliser, mais se traduit par. Le rayonnement parasite peut devenir assez important, avec des bandes passantes allant généralement de 2 à 5 %. [24] Il est largement utilisé dans les réseaux d'antennes imprimés de différentes formes [22].

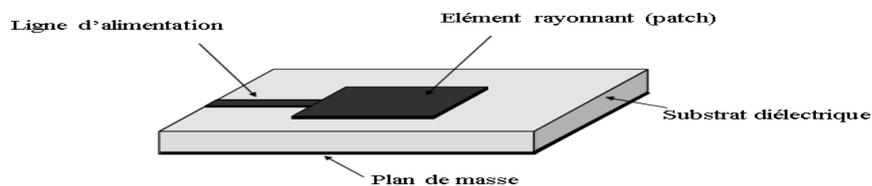


Figure I.8 : Alimentation par ligne microban. [1]

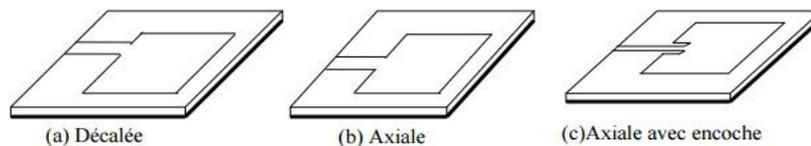


Figure I.9 : Alimentation par ligne microban. [22]

Les antennes microruban sont largement utilisées dans de nombreux domaines. Taille, poids, coût, performances et facilité d'installation contrainte. En tant qu'antennes fines, elles représentent une solution durable. Applications exigeantes telles que les communications sans fil, les radios mobiles, les applications. Ces antennes, telles que l'aviation et le satellite, sont simples à fabriquer et peuvent être conçues, ils peuvent apporter diverses solutions, en termes de fréquence de résonance, Diagramme de rayonnement, polarisation, impédance. [25]

I.6.2-Alimentation par câble coaxial

L'alimentation par câble coaxial ou connue sous le nom d'alimentation secondaire coaxiale est aussi largement utilisée. Dans ce type d'alimentation, le conducteur interne du câble coaxial est connecté au patch rayonnant, tandis que le conducteur extérieur est connecté au plan de masse. Le plan de masse est représenté sur la Figure I.10. [26]

Ce type d'alimentation caractérise standard la facilité de création et à assortir, et elle a un faible rayonnement supérieur, cependant, il a également une bande passante étroite et il est en addition difficile à la fois le microruban pour les substrats épais ($h > 0.02 \lambda_0$). [26]

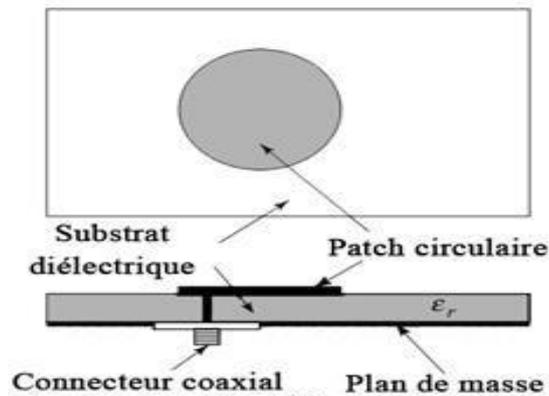


Figure I.10 : Alimentation par câble coaxial. [26] [27]

I.6.3-Alimentation par ligne coplanaire

La technologie coplanaire (CPW, en anglais CoPlanar Waveguide), comme son nom l'indique, présente le plan de masse au même niveau que la ligne de transmission [27]. CPW conventionnel sur un substrat diélectrique se compose d'un conducteur ruban central et de plans de sol semi-infinis des deux côtés, comme illustré à la Figure I.11. Cette structure permet le mode de propagation quasi-TEM. Les avantages des lignes microruban conventionnelles sont : premièrement, pour simplifier la fabrication ; deuxièmement, il facilite le montage en surface shunt et en série des appareils actifs et passifs ; troisièmement, il élimine le besoin de trous et de vias enveloppants, et quatrièmement, il réduit la perte de rayonnement. De plus, l'impédance caractéristique est déterminée par le rapport a/b , de sorte que la taille peut être réduite indéfiniment, la seule pénalité est la perte de hauteur. [28]

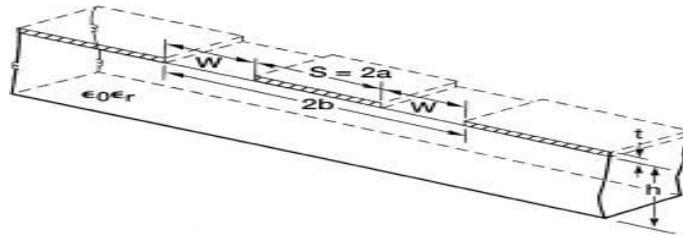


Figure I.11 : Vue en coupe d'une ligne coplanaire [28]

De plus, il y a un plan de masse entre deux lignes adjacentes, donc il y a un effet de diaphonie Très bas entre rangs adjacents. Par conséquent, le circuit CPW peut plus dense que les circuits microruban conventionnels. Ceux-ci, et plusieurs D'autres avantages rendent le CPW idéal pour les applications MIC et MMIC. [28]

I.6.4-Alimentation par proximité

Les chargeurs et les sondes microruban ont une asymétrie inhérente, Générer des modes d'ordre supérieur qui produisent un rayonnement à polarisation croisée. [26] Pour pallier certains de ces problèmes, des alimentations sans contact ont été proposées [27]. L'alimentation de proximité est divisée en deux méthodes d'alimentation : Alimentations couplées EM (proximité) et couplées ouvertes. [30]

I.6.4.1-L'alimentation par couplage à ouverture

Le couplage d'ouverture est la plus difficile des quatre méthodes à fabriquer, il a La bande passante est également étroite. Cependant, il est plus facile à modéliser et a Rayonnement parasite modéré. Le couplage à travers la fente peut être utilisé La théorie de Bethe. [26]

Dans ce type de technologie d'alimentation, les patches rayonnants et les lignes d'alimentation Comme la montre la Figure I.12, les lignes microruban sont séparées par un plan de masse. Le couplage entre Les patches et les feeders passent par des fentes ou des ouvertures dans le plan de masse. [29]

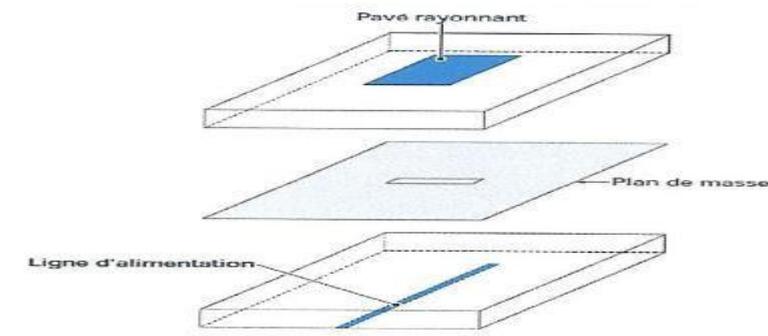


Figure I.12 : Alimentation par proximité par couplage à ouverture. [30]

I.6.4.2-Alimentation par couplage électromagnétique

L'alimentation utilise un couplage électromagnétique (couplage de proximité), moins courant, un couplage direct à une ligne microruban située entre l'élément rayonnant et le plan de masse et placée entre deux couches de substrats diélectriques (voir Figure I.13). [30]

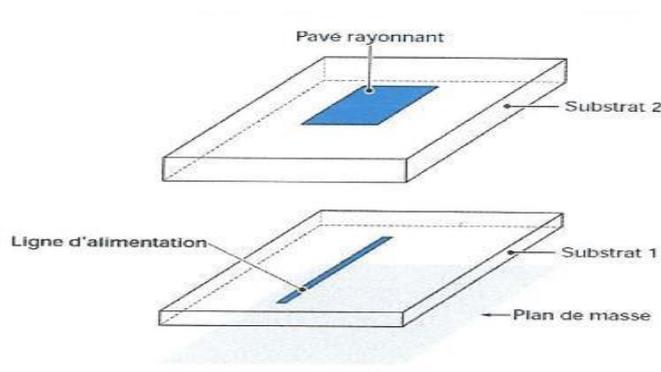


Figure I.13 : Alimentation par proximité par couplage électromagnétique. [30]

I.7- Les méthodes d'analyse des antennes imprimées

Plusieurs méthodes sont utilisées pour l'analyse des antennes microbandes. La plupart de ces méthodes peuvent être classés dans une des deux catégories : méthodes approximatives et méthodes rigoureuses.

Les méthodes approximatives sont basées sur des hypothèses simplificatrices donc elles ont des limitations et elles fournissent des solutions moins précises. Elles sont généralement utilisées pour la modélisation des antennes à élément unique à cause de la

difficulté rencontrée dans la modélisation du couplage entre les différents éléments. Cependant, elles offrent un bon aperçu physique avec un temps de calcul généralement très petit. Les méthodes rigoureuses tiennent compte de tous les mécanismes importants de l'onde et s'appuient énormément sur l'utilisation d'algorithmes numériques efficaces. Lorsqu'elles sont appliquées convenablement, les méthodes rigoureuses sont très précises et peuvent être employées pour la modélisation d'une variété d'antennes y compris les antennes réseaux. Ces méthodes ont tendance à être plus complexes et fournissent moins d'aperçu physique. Souvent, elles nécessitent plus de calculs et donc un temps de calcul élevé [33] [31].

I.7.1-Méthodes classiques approximatives (analytiques)

Les méthodes approximatives prennent en compte au départ la nature des phénomènes physiques, ce qui permet d'effectuer des approximations, permettant la modélisation du modèle en question. Parmi ces méthodes, on cite :

- Le modèle de la ligne de transmission.
- Le modèle de la cavité.

I.7.1.1-Le modèle de la ligne de transmission

Le modèle de la ligne de transmission est considéré comme le plus simple. Ce modèle exploite l'analogie qui existe entre un patch d'une antenne imprimée et un tronçon d'une ligne de transmission ayant deux bords rayonnants. Ce modèle prend en compte au départ la nature des phénomènes physiques, ce qui permet d'effectuer des approximations, permettant la modélisation du modèle. Dans le modèle de la ligne de transmission, l'inconnu à déterminer est la constante de propagation. Les pertes par rayonnement sont incluses dans le coefficient d'atténuation de la constante de propagation. Cependant, cette technique ne rend pas compte des effets des modes d'ordre supérieur [31].

I.7.1.2-le modèle de la cavité

Ce modèle assimile l'antenne imprimée à une cavité fermée par deux murs électriques en $z=0$, en haut par une plaque conductrice en $z=h$, le conducteur métallique supérieur, et par des murs magnétiques verticaux. Une longueur et une largeur effective sont introduites pour prendre en compte les débordements des champs sur les bords de l'antenne. Pour l'excitation, on prend pour modèle un courant électrique J parallèle à l'axe oz (**Figure I.14**) et répartie uniformément [35].

Pour calculer le champ interne à la cavité, on utilise la méthode dite de raccord de mode. Elle consiste à diviser la cavité en deux régions I et II dépourvues de sources et ensuite à résoudre l'équation de Helmholtz (sans second membre) dans chaque région. Les champs lointains sont donnés par le rayonnement des ouvertures verticales et la puissance totale rayonnée est obtenue en intégrant le champ lointain dans tout le demi-espace supérieur [33].

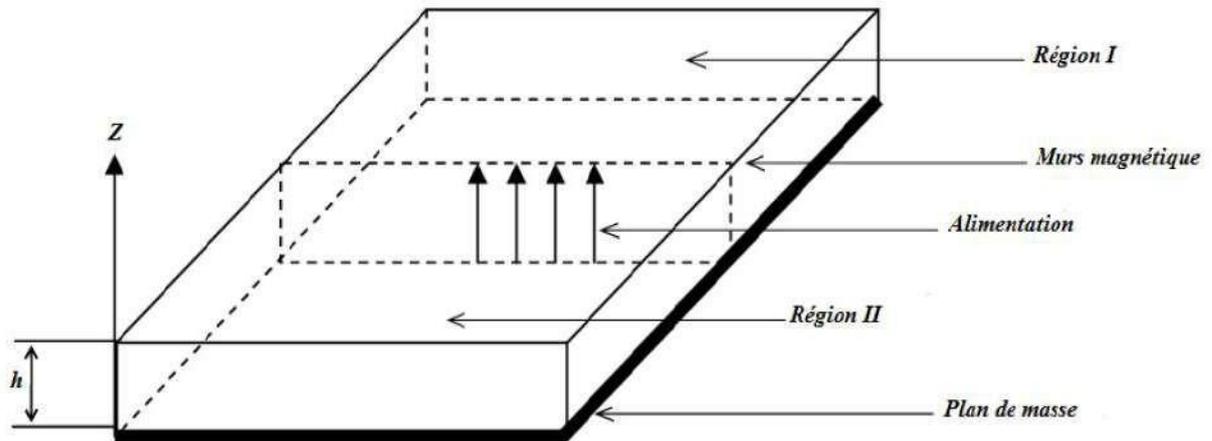


Figure I.14 : Modèle de la cavité.

I.7.2-Méthodes évoluées (rigoureuses) (Full-wave)

Ces méthodes sont plus strictes que celles des précédentes et appellent à des formalités plus complexes conduisant à des développements numériques souvent lourds. Ils sont dans le cas où l'antenne peut être décomposée en un ou plusieurs milieux homogènes : le champ électromagnétique peut alors être exprimé en surface pleine ou linéaire. Plusieurs méthodes avancées, les plus couramment utilisées sont :

- La méthode des éléments finis
- La méthode des différences finis
- La méthode des moments
- La méthode d'analyse spectrale

I.7.2.1- La méthode des éléments finis (FEM)

La méthode des éléments finis s'applique aux dispositifs micro-ondes de forme quelconques. Elle est basée sur la résolution des équations de Maxwell et sur la description

géométrique de la structure sous forme d'un maillage. Elle consiste à diviser l'espace en petits éléments homogènes mais de taille pratiquement très variable, ce qui constitue l'un des points forts de cette méthode [36], [34].

L'avantage de la méthode des éléments finis est lié au fait que la forme tétraédrique et la variation des dimensions des cellules élémentaires caractérisant le volume discrétisé, donne au maillage une très grande souplesse [34].

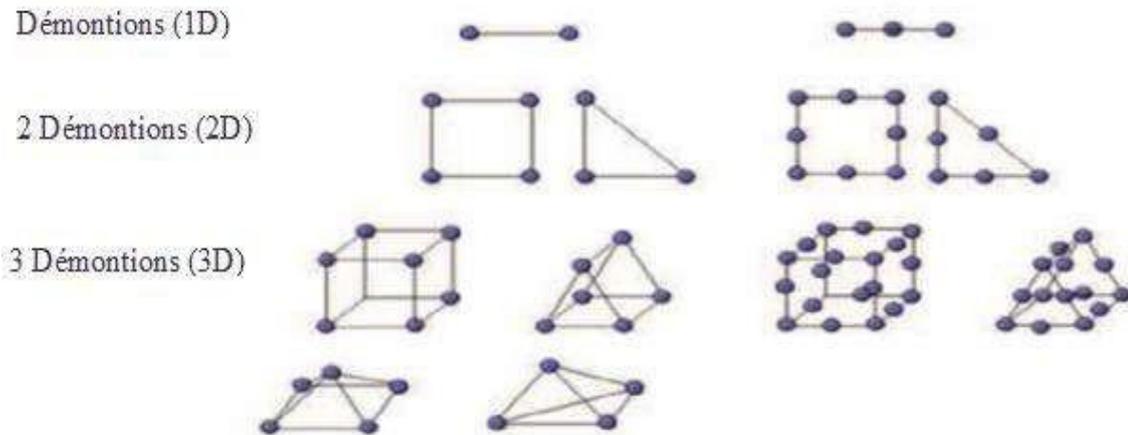


Figure I.15 : Quelques types d'éléments.

I.7.2.2- La méthode des différences finies (FDTD)

La méthode des différences finies résout les équations de champs en des points discrets, défini d'une manière ordonnée dans le domaine complet de la structure. Elle résout directement les équations de Maxwell sous leur forme différentielle en remplaçant les opérateurs différentiels par des opérateurs de différence, réalisant ainsi une approximation par discrétisation [37], [32].

Sa théorie de base consiste à résoudre les problèmes électromagnétiques et approcher les dérivées ponctuelles spatiales et temporelles qui apparaissent dans les équations de Maxwell par des différences finies centrées [32].

I.8 -Avantages et limitations des antennes imprimées

Les antennes microruban présentent de nombreux avantages par rapport aux antennes micro-ondes. Certaines applications dans la gamme de fréquences traditionnelle et donc large sont suffisantes. Il peut atteindre 100 MHz à 50 GHz. Ces avantages sont :

- Poids léger, petite capacité, structure plate, épaisseur fine.
- Un faible coût de fabrication et une production de masse sont possibles.
- Ces antennes peuvent être montées sur des missiles, des fusées et des satellites sans modification important.
- L'antenne a une petite zone de rayonnement.
- Polarisation linéaire telle que les antennes patch rectangulaires et circulaires (Gauche ou droite) Possible avec un léger changement de position aliments.
- Deux fréquences de fonctionnement sont disponibles.
- Les antennes microruban sont compatibles avec les structures modulaires (composants) Les dispositifs monolithiques tels que les oscillateurs, les générateurs de variables, les commutateurs, Les modulateurs, mélangeurs et déphaseurs peuvent être réglés directement. (Clandestinement).
- La ligne électrique et le circuit d'adaptation d'impédance sont créés En même temps que la structure de l'antenne.

Cependant, les antennes microruban présentent également certains inconvénients par rapport aux antennes traditionnelles tels que :

- Faible bande passante.
- Par conséquent, les pertes réduisent les profits.
- La plupart des antennes microruban rayonnent à travers un demi-plan.
- Limite pratique du gain maximum à 20dB.
- Faible performance de rayonnement longitudinal.
- Mauvaise isolation entre l'élément rayonnant et l'alimentation.
- Possibilité d'excitation par ondes de surface.
- Capacité à faire face à une faible consommation d'énergie.
- Effets de couplage parasite entre éléments (excitation induite par ondes de surface).
- Émissions parasites des alimentations électriques.

- Faible puissance durable par rapport aux antennes traditionnelles.

La bande passante est un paramètre très important pour la transmission à très haut débit. Surtout avec l'avènement des nouveaux systèmes multimédias et mobiles. Donc on les a vu Conception d'antenne à très large bande passante (antenne imprimé ULB).

Pourtant, il existe des moyens importants de minimiser l'impact de certains d'entre eux Ces inconvénients, par exemple, l'excitation des ondes de surface [38], [39] peut être éliminée, Considérations de conception et de fabrication.

Insérer également un trou métallisé [40] entre la plaque de rayonnement et la plaque de masse Peut étendre la portée et éliminer les problèmes de décharge électrostatique de flux de chaleur.

I.9 -Les applications des antennes imprimées

Le remplacement des antennes traditionnelles par des antennes patch hautes performances Les équivalents est la principale préoccupation des concepteurs de systèmes télécoms, Prise en compte des besoins et exigences du marché industriel. [41]. avoir des applications différentes La possibilité de cette transformation a été démontrée avec succès : [42]

- Télécommunication satellitaires.
- Commande et contrôle.
- Télémétrie (télémessure) par missile.
- Équipements portatifs.
- Des éléments d'alimentation dans les antennes complexes.
- Antenne d'émission utilisée en médecine.
- Récepteur satellite de navigation.

I.10-Les Applications biomédicales des antennes imprimées

i-Etat de l'art

Depuis les premières expériences médicales aux rayons X à la fin du 19 ième siècle, l'électromagnétisme n'a cessé d'augmenter sa présence en médecine. Aujourd'hui, les applications radiofréquences et micro-ondes offrent des contributions

majeures à la prévention, au diagnostic et au traitement des maladies [44], [45]. En particulier, les capacités sans fil sont extrêmement utiles en médecine moderne afin d'améliorer le confort et les soins du patient, par exemple en réduisant l'invasivité des instruments médicaux électromagnétiques.

L'introduction de stimulateurs cardiaques au début des années 1960s [46] et les premières pilules à avaler avec des capacités de détection ont montré la grande importance des dispositifs implantables permettant la surveillance et le traitement dans le corps humain. De tels dispositifs nécessitent l'utilisation de la communication sans fil pour contrôler le fonctionnement du système et signaler l'état du patient. Aujourd'hui, la surveillance du glucose, les pompes à insuline, la stimulation cérébrale profonde et l'endoscopie sont quelques exemples d'applications médicales qui pourraient tirer parti de la surveillance et du contrôle à distance d'une unité implantable [47], [48].

En plus des avantages évidents pour le système de soins de santé fournis par les dispositifs implantables sans fil, les aspects économiques sont également pertinents. Les systèmes de surveillance à distance facilitent la prévention des maladies et favorisent l'hôpital à la maison. Les deux aspects diminuent les coûts en réduisant la période d'hospitalisation en gardant le patient à la maison. Un exemple de système de surveillance des soins à domicile est illustré dans la figure I.16.

La difficulté d'obtenir des performances des systèmes sans fil pour les dispositifs implantables reflète les difficultés de la conception des antennes implantables. En effet, malgré le fait que l'utilisation d'antennes à l'intérieur d'un corps vivant remonte à cinq décennies [49], [50], le sujet reste ouvert et présente un grand intérêt pour la recherche compte tenu des nouvelles applications. Parmi tous les composants nécessaires aux applications de télémétrie implantées, l'antenne joue un rôle clé pour obtenir des liens de communication robustes et de miniaturiser l'ensemble du dispositif.

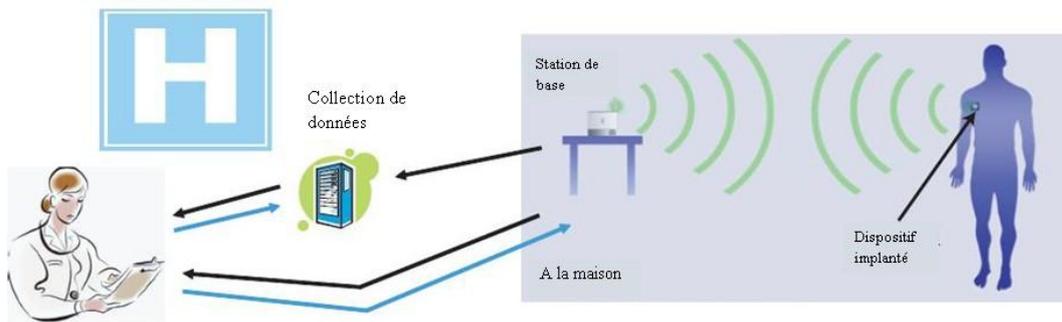


Figure I.16 : Système de soins de santé à domicile avec un dispositif implantable.

ii-Modèle du corps humain

Un grand nombre de modèles permettant de prédire les effets du corps humain sur les caractéristiques des antennes implantées sont disponibles dans la littérature.

Depuis les premiers travaux axés sur le rayonnement électromagnétique dans les tissus biologiques [51] – [53], une sélection extrêmement large de fantômes a été proposée et étudiée. Les fantômes décrivent le corps humain avec des précisions différentes en termes de géométrie, et du nombre des couches tissulaires. Une attention particulière est portée au fait que le corps humain est constitué de matériaux hautement dissipatifs dans le cas de la propagation RF.

Afin de mieux apprécier les grandes différences entre les modèles du corps humain disponibles pour l'analyse numérique, il est utile de les classer en fonction de : la géométrie (forme), la composition (matériaux constitutifs) ; la dimension et l'emplacement de l'implant. Chacune de ces trois classes comprend plusieurs variations.

1-Géométrie

Géométries canoniques : sont souvent utilisées lors de la conception d'antenne implantée. Par exemple, les fantômes rectangulaires (box) sont considérés dans [54], tandis que la géométrie cylindrique, modélisée dans [55], [56], est recommandée comme norme par l'institut européen des normes de télécommunication (ETSI) [57]. De manière tout à fait intéressante, un cylindre avec pertes a également été utilisé dans les premières validations expérimentales des études théoriques sur la propagation des ondes EM à travers un milieu avec pertes dans [58]. Des géométries sphériques ont

également été utilisées pour modéliser l'ensemble du corps [53], mais on trouve leur application principale dans des fantômes de tête équivalents [43], [59], [60]. L'utilisation de telles géométries simplifiées est très courante car elles permettent de réduire le temps de simulation et d'utiliser des formules analytiques.

Famille virtuelle : composée d'une famille complète de quatre personnes décrivant la géométrie du corps humain et aussi pour du corps différentes selon l'âge et le sexe [61].

2-Composition (matériaux constitutifs)

Les géométries présentées sont considérées comme homogènes ou constituées de plusieurs tissus biologiques. Par exemple, les fantômes homogènes et multicouches sont généralement constitués de trois matériaux, à savoir, la peau, muscle et os comme dans [?]. Chaque couche possède ses propres caractéristiques qui dépendent de la fréquence. Généralement, la perméabilité (μ), la permittivité (ϵ) et la conductivité (σ) d'un milieu linéaire, homogène et isotrope [62].

3-Dimension et positionnement de l'implant

En plus de la géométrie et de la composition des fantômes, la dimension du modèle de corps sélectionné est une variable très importante. Par exemple, les modèles les plus détaillés (famille virtuelle) diffèrent dans les hauteurs, la constitution physique et la masse, comme discuté dans [63]. En outre, des méthodes pour développer des fantômes dépendants du patient sont récemment disponibles [64]. Le tableau suivant illustre une simple comparaison des dimensions du fantôme et le positionnement d'implant.

Tableau : Exemples des dimensions du fantôme et le positionnement d'implant dans la littérature.

Dimension du fantôme (mm)	Implant (profondeur (mm))	Application
50 × 40 × 20	7	MedRadio
60 × 50 × 20	7	MedRadio
103 × 103 × 8.5	3	MedRadio
100 × 300	10	MedRadio et ISM
350 × 350 × 200		MedRadio
50 × 50 × 50	25	2.45 GHz
70 × 70 × 300	4	2.45 GHz
152 × 152 × 20	8	2.45 GHz
30 × 40	10	3.5 – 4.5 GHz

I.11-Communications sans fils à travers le corps humain dans le domaine médicale:

I.11.1 -Antenne à l'intérieur du corps humain:

L'antenne est une partie intégrée du circuit médical, la forme du circuit va décrire la forme de l'antenne qui va être utilisée. Les organes du corps ou la place d'usage vont décrire la forme du circuit implanté [65].

I.11.1.1- Antennes ingérables

Magnétique, l'échographie par ultrasons et l'imagerie par rayon X, la relative inaccessibilité au système Gastro Intestinal humain a toujours limité la connaissance de la physiologie. Dans tous les cas, l'information captée par ces dispositifs est transmise par radio fréquence vers un récepteur externe.

La fréquence porteuse a été choisie suffisamment basse afin qu'elle puisse traverser les tissus vivants sans être trop atténuée. Le niveau de puissance RF rayonné hors du corps humain est spécifié par l'EIRP. Ce niveau doit être conforme au maximum autorisé par la norme de MICS, qui est de 25μW pour la bande MHz [66], [67].

I.11.1.2 -Implants médicaux

Un implant médical électronique est défini comme tout type de dispositif médical qui est implanté à l'intérieur du corps pour obtenir une réponse physiologique. Le premier implant médical microélectronique était un stimulateur cardiaque, 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. [68]. Les dispositifs médicaux utilisés pour le traitement de différentes maladies, ont des exigences et des spécifications différentes, néanmoins il existe plusieurs caractéristiques qui sont partagés par la plupart d'entre eux.

Nous distinguons plusieurs types d'implants, notamment :

I.11.1.2.1- Implant Pacemaker

Les stimulateurs cardiaques sont le traitement le plus courant de la bradycardie, une affection caractérisée par un rythme cardiaque lent. Ils aident à rétablir un rythme cardiaque normal et à soulager les symptômes en envoyant des impulsions électriques au cœur pour augmenter la fréquence cardiaque [69].

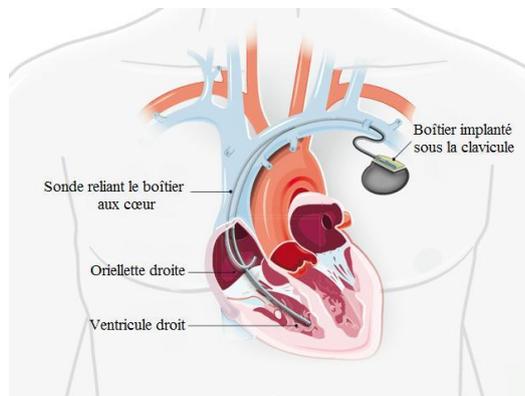


Figure I.17 : Implant Pacemaker [69].

I.11.1.2.2- Implant Cochléaire

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

- La partie externe est amovible et portée par le patient en arrière de l'oreille. Elle comprend le processeur vocal qui capte les sons par ses microphones et les analyse,

et une antenne aimantée qui sert à communiquer au travers de la peau avec la partie interne[70].

- La partie interne est l'implant à proprement parler, implantée chirurgicalement sous la peau derrière l'oreille. Elle reçoit les informations de la partie externe et envoie les impulsions électriques au nerf auditif via une électrode implantée dans la cochlée, l'organe clé de l'audition [70].

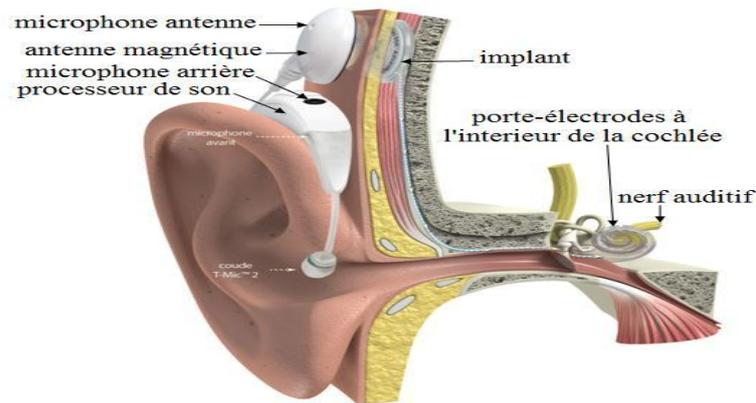


Figure I.18 : Implant cochléaire [71].

I.11.1.3 -Antennes implantables

Les conceptions du patch reçoivent actuellement une attention considérable pour les antennes implantables car elles ont un degré élevé de flexibilité dans la conception, la forme et la conformabilité, de sorte qu'elles peuvent être facilement miniaturisées et intégrées dans la forme de dispositifs médicaux implantables [72].

I.11.2- Caractéristiques diélectriques du corps humain

Le corps humain est un milieu multicouche, constitué des os, des muscles et de la peau. Pour concevoir un circuit sans fil ingérable ou implanté, il est nécessaire d'investiguer les propriétés électromagnétiques du corps humain. La fréquence de résonance d'une antenne conçue dans l'air va être changée à cause d'une augmentation de la permittivité effective dans l'entourage de l'antenne lorsqu'elle est mise dans le corps humain.

I.12-Bandes de fréquence pour application biomédicale

Pour le domaine biomédical, les antennes implantées peuvent opérer dans la bande de fréquence :

- **MedRadio** (Medical Device Radio communications Service). Le service de radiocommunications pour dispositifs médicaux (MedRadio) est régularisé par la FCC (Federal Communication Commission) et l'ERC (European Radiocommunication Committee) dans les bandes (401–406, 413–419, 426–432, 438–444 et 451–457) MHz [73]. Le spectre MedRadio est utilisé à des fins diagnostiques et thérapeutiques dans les dispositifs médicaux implantés ainsi que dans les dispositifs portés sur le corps. Par exemple, les appareils MedRadio comprennent des stimulateurs cardiaques et des défibrillateurs implantés ainsi que des stimulateurs neuromusculaires qui aident à restaurer la sensation, la mobilité et d'autres fonctions des membres et des organes.
- **MICS** (Médical Implant Communications Service) qui est de (402–405) MHz. Le MICS est un service radio ultra basse puissance pour la transmission des données qui a pour but de faciliter le diagnostic et les fonctions thérapeutiques [73].
- **ISM** (Industriel, Scientifique and Médical bands) à licence libre sont aussi attribuées aux circuits biomédicaux. Les fréquences allouées aux antennes radiofréquence (RF) dans ces bandes sont 434 MHz, 868 MHz et 2.4 GHz en Europe et 315 MHz, 915 MHz et 2.4 GHz aux U.S [74]. Récemment, les bande de fréquence 1.2 GHz [75], 1.4 GHz [76] sont incluses dans cette bande.

I.13-Conclusion

Ce chapitre a présenté l'essentiel de la théorie sous une forme concise Antenne imprimée requise par les ingénieurs et les chercheurs intéressés par ce type Nous avons également démontré différentes techniques d'alimentation En tant que méthode analytique la plus largement utilisée pour les structures microbandes de toutes formes. Ils ont tous leurs avantages et leurs inconvénients.

Chapitre II : Simulation d'une antenne micro-ruban bio-implantable

II.1 Introduction

Après l'étude théorique des antennes imprimées qui a fait l'objet de la partie précédente de ce mémoire, on s'est consacré dans la présente partie à la conception et l'étude d'une antenne micro-ruban bio-implantable, qui est une antenne qui fonctionne dans la bande Med-Radio avec une fréquence centrale de résonance 405MHz. Le but de cette étude est de calculer les caractéristiques électromagnétiques d'antennes en termes de coefficient de réflexion (S11), et diagramme de rayonnement. L'analyse de structure d'antenne est effectuée en utilisant le logiciel commercial de modélisation électromagnétique Ansoft HFSS.

II.2 Présentation du simulateur HFSS

HFSS (High Frequency Structure Simulator) est un outil performant à onde électromagnétique Commercial qui fait la simulation du champ d'un model arbitraires en 3D. Il intègre la simulation, visualisation, modélisation des solides, et l'automatisation dans un environnement facile à utiliser où les solutions des problèmes EM 3D sont obtenues rapidement et avec précision. HFSS emploie la méthode des éléments finis (FEM), Ansoft HFSS peut être utilisé pour calculer des paramètres tels que : les paramètres S, la fréquence de résonance, et des champs électriques et magnétiques en champ proche comme en champ lointain.

II.3 Description générale

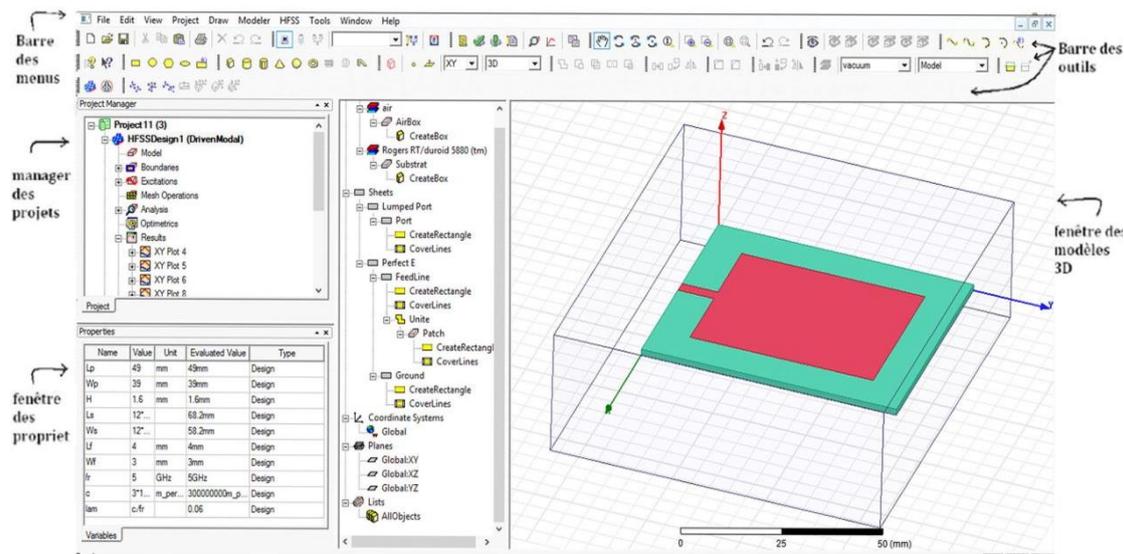


Figure II.1 : Les outils de HFSS

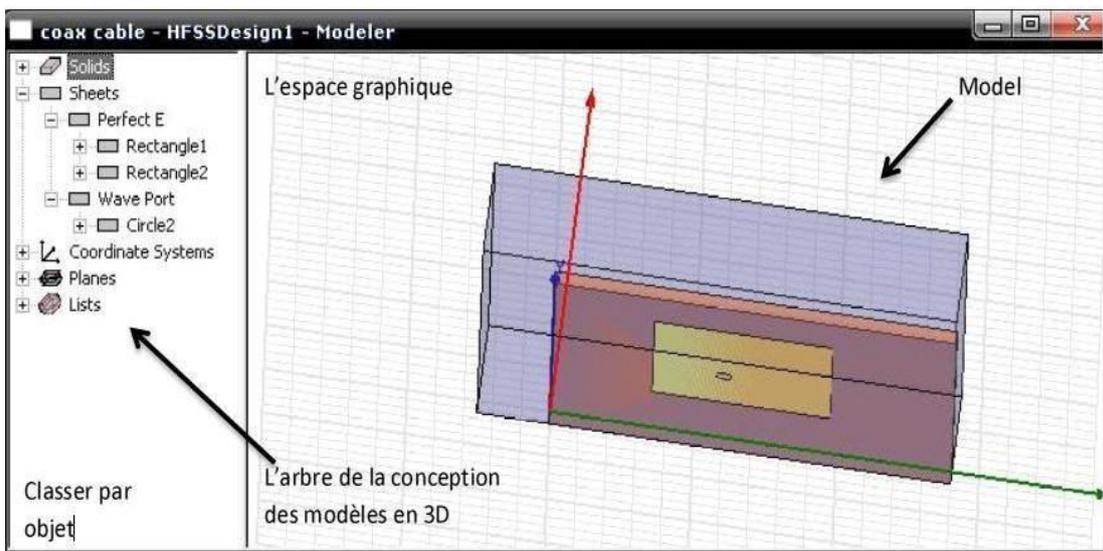
II.4 Description générale des outils HFSS

II.4.1 Barre des outils

Elle englobe tous les outils pour créer un modèle :

- Rotation et zoom du model 
- Type du matériau utilisé 
- Le plan dans lequel on dessine l'objet 
- Raccourci des modèles du carré jusqu'au cône : 
- Sélectionner une face : 

II.4.2 Fenêtre des modèles 3D



Gestionnaire de projet arborescent (Manager des projets)

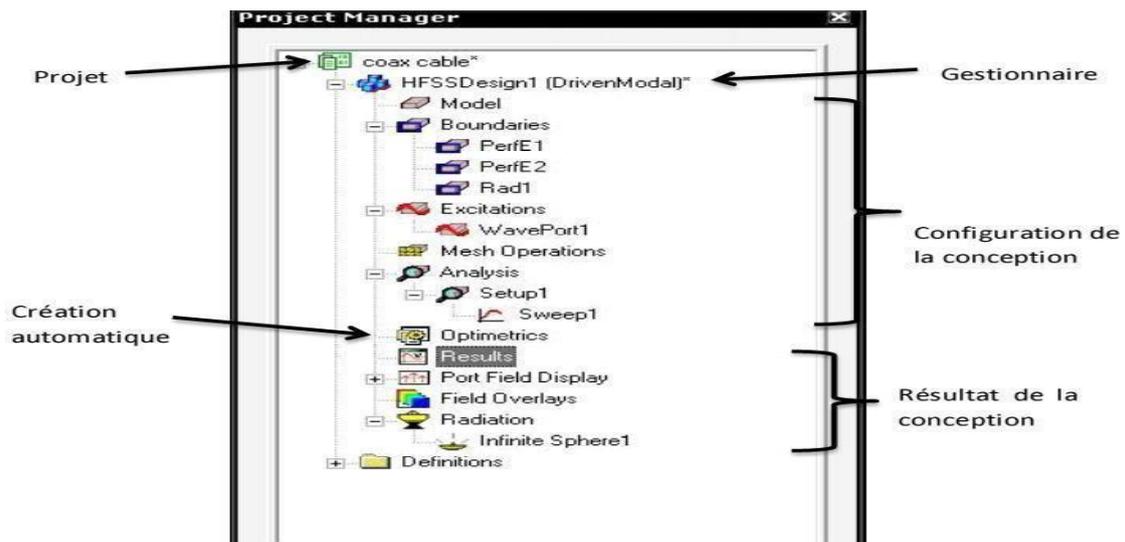


Figure II.2 : Manager des projets

II.4.3 Fenêtre des propriétés

Elle nous permet d'attribuer le nom, le matériau, la couleur... etc.

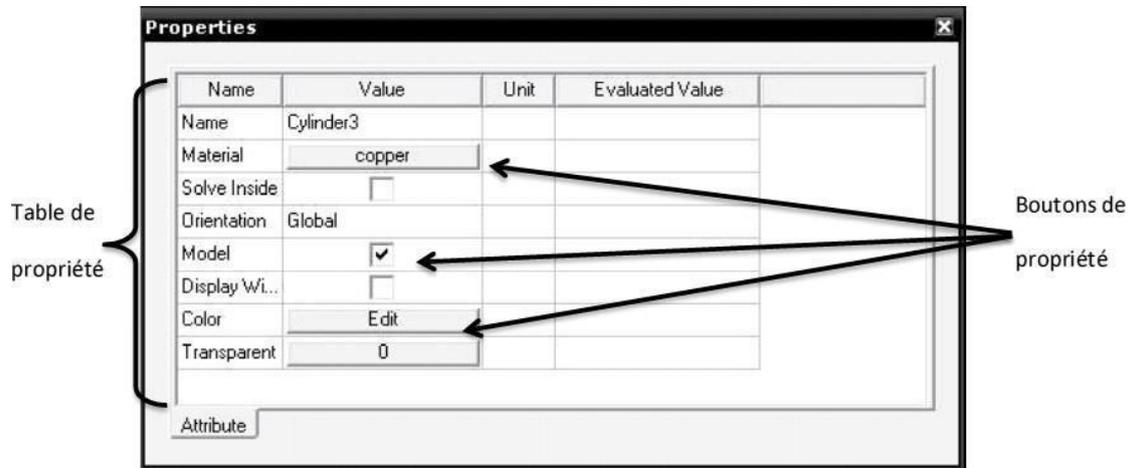


Figure II.3 : Fenêtre des propriétés

Commandes : on trouve la position et les paramètres (hauteur, largeur) du model, on peut les modifier à n'importe quel moment durant le travail comme montré dans la figure suivante

Name	Value	Unit	Evaluated Value	Description
Command	CreateRectangle			
Coordinate Sys...	Global			
Position	0,0,0		0,0,0	
Axis	Z			
XSize	Ws		58.2mm	
YSize	Ls		68.2mm	

Figure II.4 : les paramètres (hauteur, largeur) du model

II.4.4 Barre des menus

Elle contient toutes les options d'HFSS notamment :

HFSS>>Edit :

 Arrange >

Move : traduire un élément de la structure le long d'un vecteur.

Rotate : déplacer un élément de la structure par un angle.

Mirror : faire traduire un objet choisi autour d'un plan spécifié.

 Offset : Effectue une échelle uniforme en x, y et z.

 Duplicate>

Along lines : Créer des copies multiples d'un objet le long d'un vecteur.

Around axis : créer des copies multiples d'un objet en rotation par un angle fixe autour de x, y ou z.

Mirror : Fixer l'image d'un objet autour d'un plan spécifié et créer son double.

Draw : Regroupe tous les modèles, rectangle, ellipse, cercle, boîte....

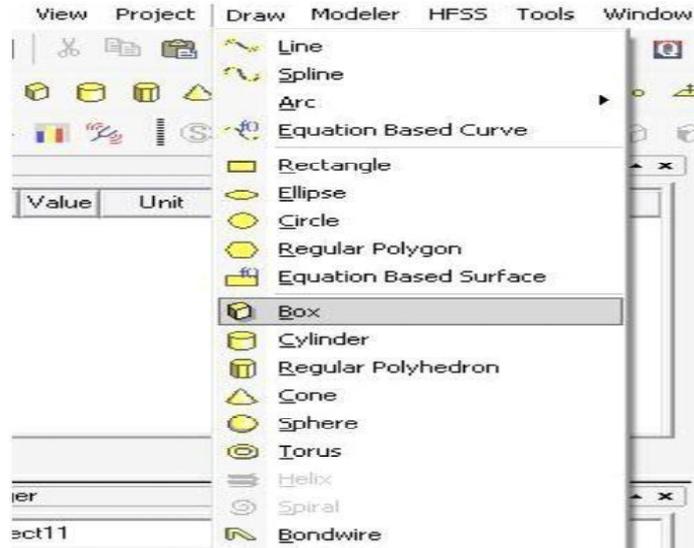


Figure II.5 : les modèles, rectangle, ellipse, cercle

HFSS : contient les fonctionnalités principales :

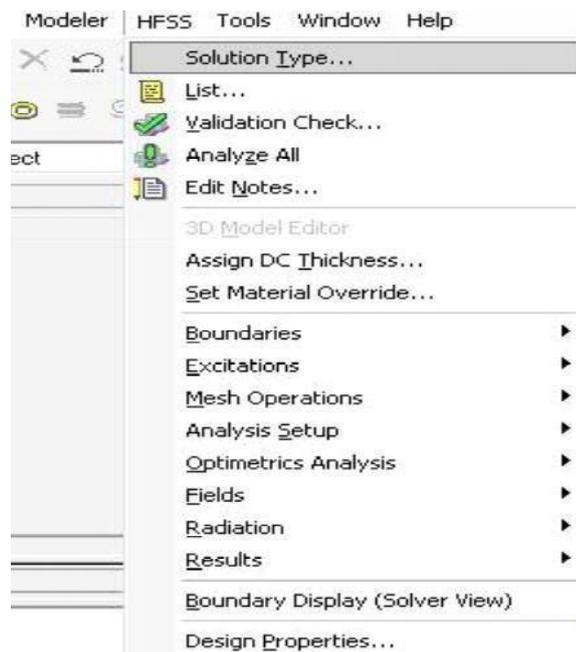


Figure II.6 : type de la solution

Solution Type (type de la solution) :

Driven Modal : calcule des paramètres S, les solutions de la matrice S seront exprimées en termes de puissance incidente et réfléchie.

Driven Terminal : calcule les paramètres S de ports multiconducteurs de la ligne de transmission.

Les solutions de la matrice S seront exprimées en termes de tensions et des courants aux bornes.

Eigne mode : calcule les modes propres, ou de résonances d'une structure. La solution des modes propre retourne les fréquences de résonance de la structure et les champs à ses fréquences de résonance.

Validate :  (compiler le projet) si tout est bon la fenêtre ci-dessous apparait :

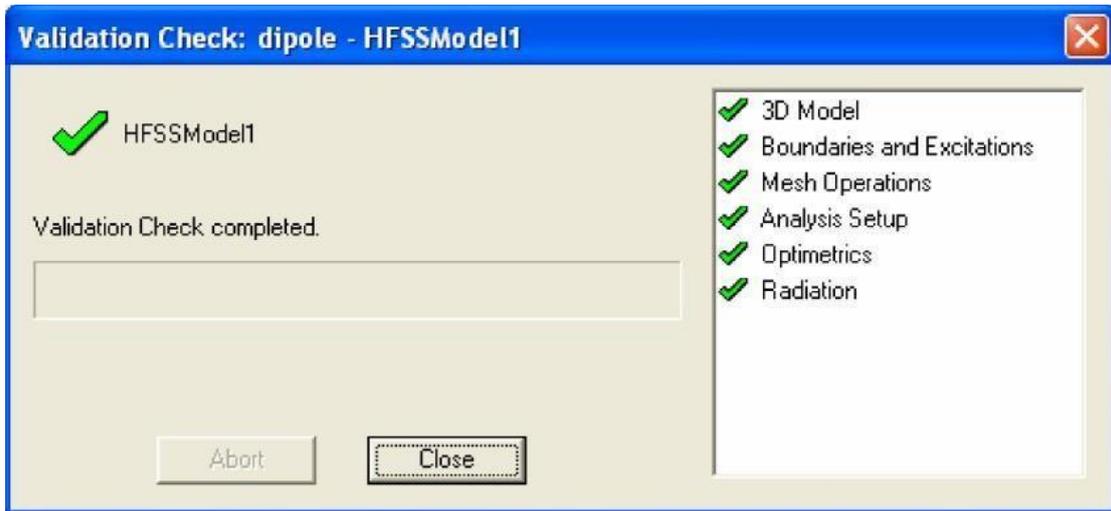


Figure II.7 : compiler le projet

Pour voir s'il ya des erreurs ou des warnings veuillez consultez le message manager qui se trouve en bas de la fenêtre.

Analyze all :  ça prendra de 5-20min pour faire l'analyse ça dépendra de votre machine.

Une barre de progression va paraître en rouge à la fin de l'analyse vous aurez ce message :

...  Normal completion of simulation on server: Local Machine.

II.5 La procédure de simulation

Pour simuler une antenne patch en utilisant le simulateur HFSS, il faut passer par un certain nombre d'étapes résumées comme suit :

1. schématiser la structure réelle de la structure : dimensions géométriques des différents objets.
2. Spécification des matériaux pour chaque objet : choix du matériau, constantes diélectriques, conductivité des matériaux ...
3. Identification des sources et (ou) ports d'entrée/sortie : Manière d'exciter la structure, consiste à injecter la puissance sous forme d'onde électromagnétique à travers la porte d'alimentation déjà définie.
4. Spécification des conditions aux limites : La résolution des équations d'ondes dans une structure quelconque exige la spécification des conditions aux frontières. En effet, le comportement des champs électromagnétiques dans le milieu en question dépend

étroitement des frontières de la structure utilisée. Pour les types de frontières : CCE, CCM, rayonnantes.

5. Configuration des paramètres de simulation : Fréquence(s) de maillage, paramètres de convergence.

6. Analyse des solutions à 1 ou plusieurs fréquences : Après avoir vérifié la conformité de la structure aux exigences du HFSS, les conditions aux frontières et l'excitation, la simulation sera prête à être lancée. La durée de cette simulation dépend essentiellement de :

- a. La vitesse du calculateur (ordinateur) utilisé.
- b. La complexité de la structure (volume, dimensions etc.)
- c. La bande de fréquence de l'analyse.

7. Visualisation des résultats : Le diagramme de rayonnement dans les plans E et H. paramètres S (+ paramètres z, y etc.)

8. Discussion et exploitation des résultats par l'utilisateur.

II.6 Antenne micro-ruban bio-implantable

Les antennes implantables sont conçues pour fonctionner dans des bandes de fréquences spécifiques, à partir de ce point, nous avons conçu et simulé une antenne micro-ruban bio-implantable, qui a été spécifiquement proposé pour fonctionner dans la bande de fréquences de Med-Radio de 401MHz à 406MHz.

II.6.1 Description de la conception

Une antenne patch microruban est présentée pour des applications biomédicales. Elle résonne à une fréquence centrale de 405MHz. L'antenne microruban proposée à une forme rectangulaire ayant une alimentation en ligne microruban. De substrat en Roger ayant un constant diélectrique de 10,2 avec une hauteur de 1,6 mm.

II.6.2 Résultats de simulation

II.6.2.1 Coefficient de réflexion

La figure (II.8) représente le coefficient de réflexion à la fréquence de 405 MHz. La valeur de ce coefficient égale à -14.08dB, donc il présente une bonne adaptation.

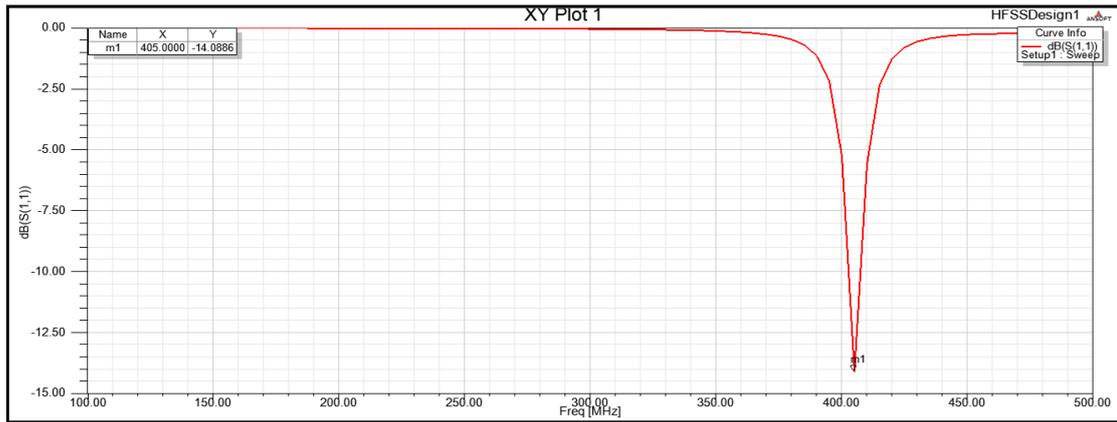


Figure II.8 : Coefficient de réflexion (S11) de l'antenne micro-ruban à la fréquence 405MHz.

II.6.2.2 Diagramme de rayonnement

Le diagramme du gain total de l'antenne implantable micro-ruban mono-bande à la fréquence de 405 MHz est présenté sur la figure (II.9).

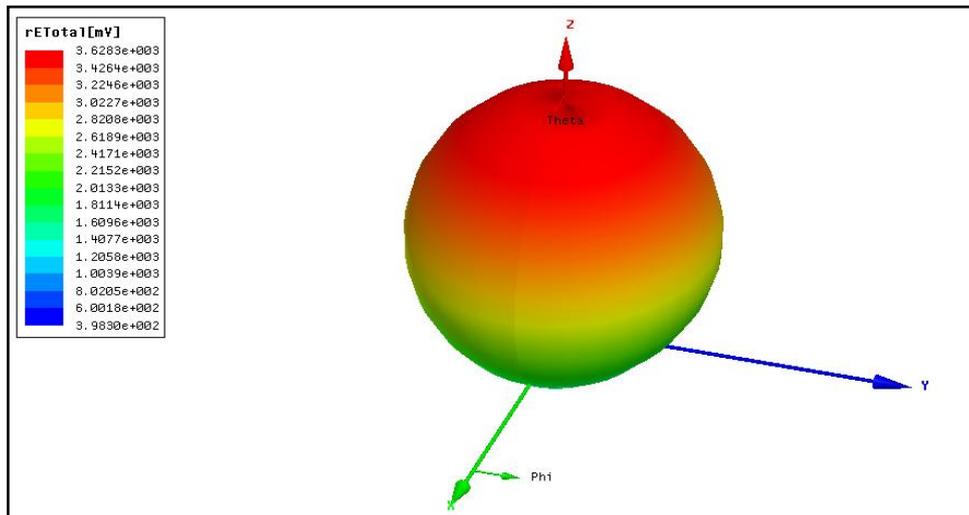


Figure II.9 : Gain totale de l'antenne micro-ruban mono-bande en 3D

II.6.2.3 Distribution du courant

La distribution du champ électrique de l'antenne proposée à 405 MHz est illustrée par la figure (II.10).

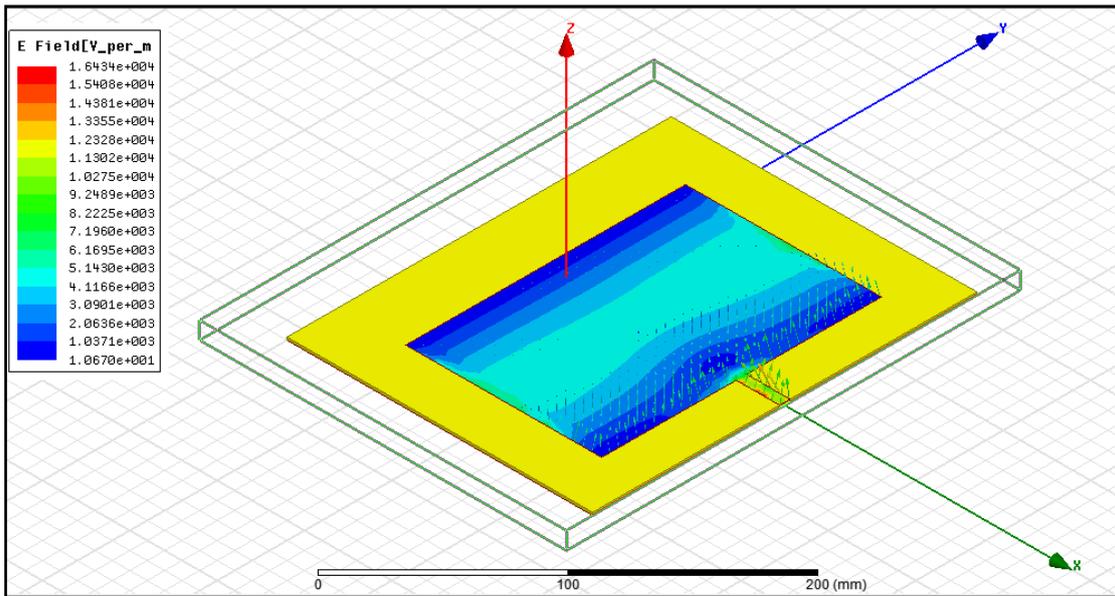


Figure II.10 : Distribution du courant pour l'antenne micro-ruban

II.6.2.4 Impédance d'entrée

La figure (II.20) montre la partie réelle et imaginaire de l'impédance d'entrée simulée de l'antenne micro-ruban mono-bande dans la bande (Med-Radio). Nous pouvons observer à partir de ces courbes qu'à la fréquence 405 MHz, l'impédance d'entrée est $(64,92+j.....)\Omega$.

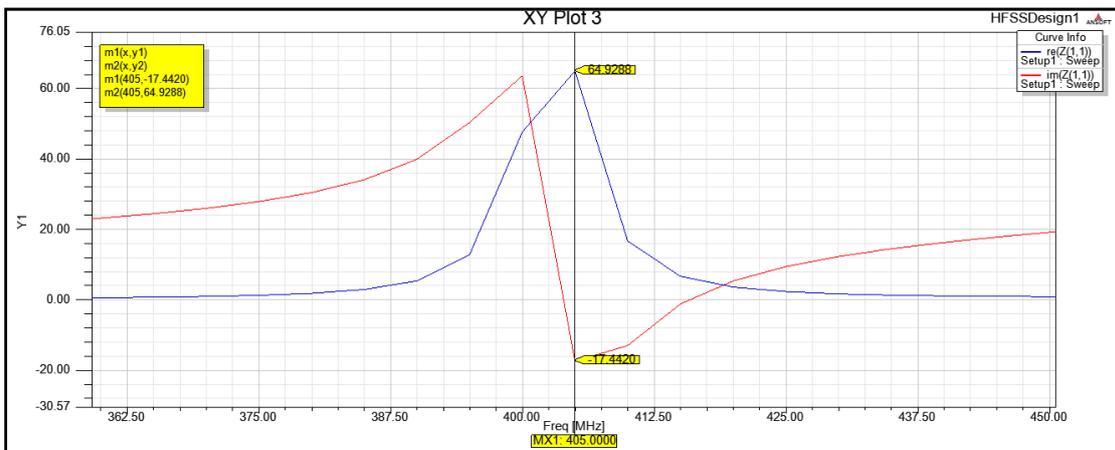


Figure II.11 : Impédance d'entrée d'antenne micro-ruban mono-bande

II.7 Conclusion

Dans cette partie, nous avons fait la simulation d'une antenne patch microruban fonctionnant dans la bande Med-Radio avec une fréquence de résonance de 405MHz. Les différents résultats de simulation concernant (coefficient de réflexion, diagramme de rayonnement, distribution du courant, l'impédance d'entrée) sont présentés mettant en évidence la bonne adaptation de l'antenne conçue.

Conclusion générale

La conception d'antenne peut être très utile dans le système de communication pour de nombreuses applications dans des domaines tel que le biomédicale par exemple le stimulateur cardiaque.

L'antenne patch microruban est simple à concevoir et à mettre en œuvre en raison de sa sensibilité à gain élevé, mais elle est difficile à concevoir dans la bande Med-Radio. Cependant, les antennes patch microruban offrent une directivité élevée, un gain élevé en plus d'une bonne efficacité.

Ce travail a pour objectif de caractériser, une antenne patch microruban adaptée à des applications biomédicales dans la bande MedRadio (401 - 406) MHz par le simulateur HFSS.

La première partie est consacré aux antennes imprimées et à la définition de sa structure, ses propriétés, ses modes d'alimentation, ses avantages, etc. Il s'adapte facilement à n'importe quelle surface par rapport à sa petite taille plate, et le coût de fabrication est faible.

Dans la deuxième partie on a présenté les résultats de simulations des paramètres d'une antenne patch microruban dans la bande Med-Radio sous le logiciel HFSS.

Bibliographie

1. ZemaMm .Youssef et Foukia. Aimad Eddine<<Étude et Conception d'Antennes Reconfigurables par Association d'éléments actifs>>, Mémoire de Master, Université Aboubakr Belkaid-telemcen ,2017
2. http://patrick.vaudon.pagesperso-orange.fr/ant_imprimees.pdf
3. Yazid Hmeydi<< Réalisation et mise au point d'un système de brouillage GSM 900-1800 >>Mémoire Online, Institut supérieur des études technologiques en communications de Tunis - Projet de fin d'études 2009.
4. Azzaz Rahmani Salima,"Analyse et conception des antennes imprimées multibandes en anneaux concentriques pour les réseaux de télécommunications, "thèse doctorat, Université AbouBaker Belkaid Tlemcen, Juillet2013.
5. Mourad Hassad, "Modélisation d'une antenne patch réalisée sur un substrat à tenseurs de permittivité et de perméabilité diagonaux, " Mémoire de Magister, Université d'Elhadj Lakhder Batna, juin2009.
6. Belainine Fayçal Abderahmen, Salmi Mohamed Arezki," Etude de la miniaturisation des antennes par repliement – Application pour la conception d'une antenne 2.4 GHZ," Mémoire de Master en Système Télécommunications, Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene, 2014.
7. Z.Bachir,"Modélisation d'une antenne microruban compacte,"Masteracadémique, Université Echahid Hamma Lakhdar-Eloued, 2015.
8. C.A.Balanis, AntennaTheory,"AnalysisandDesigns,"iley-Interscience, 2005.
9. R. Garg, P. Bhartia, I. Bahl, and A. Ittipiboon, "MicrostripAntenna Design Handbook,"ArtechHouse, Inc.Norwood, 2001.
10. Dreina Emmanuel, " Conception, optimisation et intégration RF d'un système d'antennes miniatures multi capteurs utilisant la diversité en vue d'augmenter les performances radio d'un terminal mobile4G," Thèse de Doctorat, l'Université de Grenoble délivré par l'Institut polytechnique de Grenoble, 2010.
11. Daihua Wang, Linli Song, Hanchang Zhou, Zhijie Zhang, " A Compact Annular RingMicrostripAntennaforWSN Applications,"pp8663-8674Sensors2012.
12. Vaudon Patrick, "Les antennes imprimées," Master Recherche Télécommunication Hautes Fréquences et Optiques, IRCOM-Université deLimoges, 2004.
13. A.Benomar, "Etude des Antennes à Résonateurs Diélectriques. Application aux

- Réseaux de Télécommunications", Thèse de Doctorat, l'Université de Tlemcen et de limoges, 2015.
14. Sophie Vergerio, " Recherche des caractéristiques optimales d'antennes multi-capteurs pour les systèmes MIMO,"Thèse de Doctorat, Université de Provence, juillet2007.
 15. Alexandre Boyer, «Antennes», Support de cours Enonce de travaux dirigés, Institut National des sciences Appliquées de Toulouse, Octobre2011.
 16. Zitouni Ahmed, "Etude et conception d'antennes ULB standards et à bandes rejetées, "Thèse de Doctorat, Université Abdou-Baker Belkaid Tlemcen, Juin2014.
 17. HediRagad, "Etude et conception de nouvelles topologies d'antennes à résonateur di électrique dans les bandes UHF et SHF,"Thèse de Doctorat, Université de Tunis El Manar –Tunisie et l'Université Nantes Angers Le Mans 2013.
 18. A. Kamil, "Conception d'une antenne patch ultra-large bande (3.1 GHz-10.6 GHz)," grade du Maitreen sciences (M.Sc), Université du Québec, 2011.
 19. Abderrahmane Agouzoul, "Conception et réalisation d'une antenne à résonateur di électrique à 60 GHz pour les applications souterraines," Mémoire de Magister en ingénierie, Université du Québec, Aout2013.
 20. CédricRequin, "Antennesquasi-auto-complémentairespourterminauxmobilesmulti-standards,"Thèse de Doctorat, l'Université de Nice-Sophia Antipolis, décembre 2013.
 21. Hamid Chorfi, "Conception d'un nouveau système d'antenne réseau conforme en onde millimétrique, "Université du Québec En Abitibi-Témiscamingue, Mai2012.
 22. Barkat. Ouarda, <<Etude et Synthèse des Caractéristiques de Réseaux d'antennes Imprimées Supraconductrices dans la Bande Millimétrique >>, Thèse de Doctorat, Université Mentouri Constantin, 2009.
 23. Chouti. Leila << Contribution à l'étude d'antennes imprimées rectangulaires double bande et multi bandes tenant compte de l'effet de couplage>>, Mémoire de Magister, Université Mentouri-Constantine, 2009
 24. Touati Mohamed, Houssem Eddine << Conception et Simulation d'une antenne micro-ruban circulaire>> Université Mohamed Khider Biskra, Mémoire de master ,2014
- 9memoire fin

25. Snežana Lj. Stefanovski¹, Branko M. Kolundžija << The Impedance Variation with Feed Position of a Microstrip Line-Fed Patch Antenna >>, University of Belgrade, Bulevarkralja, Aleksandra 73, 11120,
Vol. 11, No. 1, February 2014, 85-96 article aw fa dossier antenne
26. C. A. Balanis, <<Antenna theory analysis and design>>, 2eme edition John Wiley and Sons, 1997.
27. Hamza .Nachouane << Contribution à la conception et à la réalisation d'antennes reconfigurables large bande à diversité pour les systèmes de communication radio cognitive de la quatrième génération >> Thèse Doctorat, Electronique. Institut National des Postes ET Telecommunications, 2017
28. Rainee N. Simons, <<Coplanar Waveguide Circuits, Components, and Systems>>, John Wiley&Sons, Inc, 2001.
29. Punit. S. NA, <<Design of a Compact Microstrip Patch Antenna for Use in Wireless Cellular Devtces>>, Memoir de Master, University de Florida, 2004.
30. Allat. Nabil, Mohamed Oussaid Noureddine <<études ses antennes imprimées application aux signaux radiocommunications>> mémoire de master, Université 08 mai 1945 Guelma, 2011.
31. Boualem Mekimeh, "Etude du fonctionnement en mode bi fréquence des patches microbande sempilésetex centrés,"Mémoire de magister, Université Kasdi Merbah Ouargla, 2013.
32. Linda Djouablia, Thèse de Doctorat en sciences en Electronique, "contribution à l'étude déstructures par microbandes rayonnantes par la méthode des moments application a la forme triangulaire, ".Université de Constantine, 2012.
33. F. Chebbara, "Etude des caractéristiques de résonance et de rayonnement des antennesmicrobandesréaliséesavecdesmatériauxayantuneanisotropiedetypeélectriqueet magnétique,"Thèse de doctorat, Université d'Elhadj Lakhder, Batna, juin 2011.
34. J. R. James et C. J. Wilson, "Microstrip antennas and arrays," Pt.1, Fundamental action and limitations, Microwaves, optics and acoustics, vol.1, n°5, pp.165-174, September1977.
35. Bouhous Adil «Utilisation de la méthode de la phase stationnaire et des réseaux de neurones artificiels pour la modélisation d'un résonateur micro-ruban à structure

- ouverte,"Thèse de Magister,Université d'Elhadj Lakhder Batna,2011.
36. D. M.Pozar,"Microstrip antennas, "IEEEProceedings, vol. 80, no.1, pp.79-91, Jan.1992.
 37. D.SadikuandN. O.Mathew, "Numerical technique sinelectromagnetics, "secondedition, CRCPress, BocaRation,London, NewYork, Washington,D.C, 2001.
 38. J. Bahl and P. E. Bhartia, "Microstrip antenna". Dedham, MA: Artech House, 1980.
 39. R. C. Boutout, JR, "Computational methods for electromagnetic and microwaves ", Awiley-Interscience publication, New York, Wiley 1990.
 40. D. BIDOU, " Contribution à l'étude d'antennes fort gain, applications dans le domaine millimétrique ", Thèse de doctorat, Université de Limoges, Mai 2003.
 41. Tebache. Sofiane <<Méthodes de caractérisation hyperfréquence des antennes imprimées>>Mémoire de Magister En Génie électrique, Université Mohamed Khider – Biskra, 2013.
 42. Abla.Behloul, << Contribution à l'étude des antennes microstrip Supraconducteur de forme triangulaire>> Mémoire de Magister, Université Mentouri constantine, 2010
 43. J. Kim et Y. Rahmat-Samii.Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations.*IEEE Trans. Microw. TheoryTechn*,Vol.52,2004
 44. etA.VorstA.Rosen,M.Stuchly.Applicationsofrf/microwavesinmedicine. IEEETrans.Microw.TheoryTech, Vol.50:pp.963–974, 2002.
 45. Rosen et H. Rosen. The role of engineering principles in the medical utiliza-tion of electromagnetic energies from khz to visible light - examples. *Inter-national Journal of Infrared and Millimeter waves*, Vol. 30 :pp. 1374–1386,2009
 46. F.Merli.Implantableantennasforbiomedicalapplications.*Thèsedoctorat.Ecole polytechnique fédérale de lausanne*, 2011.
 47. D. Panescu.Wireless communication systems for implantable medical de-vices.*IEEEEng.Med.Biol.Mag*, Vol.27:pp.96–101, 2008.
 48. R.Bashirullah.Wirelessimplants.*IEEEMicrow.Mag*, Vol.11, 2010.
 49. R. Mackay. Radio telemetering from within the body: inside information isrevealed by tiny transmitters that can be swallowed or implanted in man oranimal.*Science*, Vol.134:pp.1196–1202, 1961.
 50. P. Pick et G. Frey W. Steinberg, F. Mina. Heidelberg capsule in vitro evalua-tion of a new instrument for measuring intragastric ph. *J. Pharm. Sci*, Vol.54:pp.772–776, 1965.
 51. H.Schwan. Interaction of microwave and radio frequency radiation with biological.systems,"*IEEETrans.Microw.TheoryTech*, Vol.19:pp.146–152, 1971.
 52. A. Guy.Analyses of electromagnetic fields induced in biological tissues by thermographic.

- studies on equivalent phantom models. *IEEE Trans. Microw. TheoryTech*, Vol.19:pp.205–214, 1971.
53. et C. Johnson J. Lin, A. Guy. Power de position in a spherical model omened posed to 1-20 mhz electromagnetic fields. *IEEE Trans. Microw. TheoryTech*, Vol.21:pp.791–797, 1973.
54. M. Takahashi et K. Ito W. Xia, K. Saito. Performances of an implanted cavity slot antenna embedded in the human arm. *IEEE Trans. Antennas Propag*, Vol.57:pp.894–899, 2009.
55. K. Ogawa et K. Ito Y. Koyanagi, H. Kawai . Consideration of the local sar and radiation characteristics of a helical antenna using a cylindroid whole body phantom at 150mhz. *Electronics and communications in Japan (Part I: Communications)*, Vol.87:pp.48–60, 2004.
56. et M. Yuce T. Dissanayake, K. Esselle. Dielectric loaded impedance matching for wideband implanted antennas. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech*, Vol.57:pp.2480–2487, 2009.
57. Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM) ; Ultra Low Power Active Medical Implants (ULP-AMI) operating in the 401MHz to 402 MHz and 405 MHz to 406 MHz bands. *System Reference Document, European Telecommunications Standards Institute ETSI Std. TR102343*, 2004,
58. W. Blair. Experimental verification of dipole radiation in a conducting half-space. *IEEE Trans. Antennas Propag*, Vol.11:pp.269–275, 1963.
59. C. Rappaport et F. Morgenthaler. Optimal source distribution for hyperthermia at the center of a sphere of muscle tissue. *IEEE Trans. Microw. TheoryTech*, Vol.35:pp.1322–1327, 1987.
60. N. Uzunoglu et A. Karafotias K. Nikita, G. Stamatakos. Analysis of the interaction between a layered spherical human head model and a finite-length dipole. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech*, Vol. 48:pp.2003–2013, 2000.
61. E. Hahn K. Honegger M. Zefferer E. Neufeld W. Rascher R. Janka W. Bautz J. Chen B. Kiefer P. Schmitt H.-P. Hollenbach J. Shen M. Oberle D. Szczerba A. Kam J. W. Guag A. Christ, W. Kainz and N. Kuster. The virtual family development of surface based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. *Phys. Med. Biol*, Vol. 55:pp. 23–38, 2010.
62. F. Elhatmi. Conception d'antennes de communication à travers le corps humain pour le suivi thérapeutique. *Thèse de doctorat, Université paris-est*, 2013.
63. et Y. Hao A. Sani, A. Alomainy. Numerical characterization and link budget evaluation

- of wireless implant sconsidering different digital human phantoms. *IEEETrans. Microw. TheoryTech*, Vol.57 :pp.2605–2613,2009.
64. M. Wayson B. Juneja C. Lee et W. Bolch P. Johnson, S. Whalen. Hybridpatient-dependent phantoms covering statistical distributions of body mor-phometry in the u.s. adult and pediatric population. *Proc. IEEE*, Vol. 97 :pp.2065–2075,2009.
65. Hatmi, Fatiha El. *Conception d’antennes de communication à travers le corps humain pour lesuivi thérapeutique*. Université Paris-Est,s.n., 2013.
66. F. Crenner, A. Lambert, J.C. Schang, J.F. Grenier. *A telemetric capsule for recording electricaland mechanical activity of the intestine*. StanfordUniv : s.n., 1982.
67. RODES, M. FRANCIS. *CONTRIBUTION A L’ETUDE D’UN SYSTEME DE BIOTELEMESURE INTRACORPORELLE PAR GELULE INGERABLE*. BORDEAUX : s.n., déc2011
68. MOULAHCENE, F. *Contribution à la Conception des circuits CMOS pour application médicale*. batna : s.n., 2016.
69. Loumé, Lise. Implantation du plus petit pacemaker au monde. www.sciencesetavenir.fr. [Online] juin 2014.
70. DARROUZET, Pr Vincent. Surdité profonde : les implants cochléaires. www.chu-bordeaux.fr. [Online] mai 2020.
71. <https://www.centerfono.com.br/post/implante-coclear-advanced-bionics>. [Online]
72. Gurveer Kaur, Amandeep Kaur, Gurpreet Kaur Toor, Balwinder S. Dhaliwal and Shyam Sundar Pattnaik. *Antennas for Biomedical Applications*. The Korean Society of Medical & Biological Engineering and Springer: s.n., 4 August 2015.
73. <http://www.erodocdb.dk/docs/doc98/official/pdf/ERCRep025.pdf>, consult e le 16 mars 2017
74. et D. Cumming L. Wang, T. Drysdale. In situ characterization of two wireless transmission schemes for ingestible capsules. *Biomedical Engineering, IEEETransactions*, 2007.
75. Y. Wang Y. Yao et M. Meng L. Xu, C. Feng. Variation of exterior telemetry links of capsule antenna ingested in human body. *Intelligent Control and Automation*, 2010.
76. et Y. Rahmat-Samii P. Izdebski, H. Rajagopalan. Conformal ingestible cap-suleantenna : a novel chandelier meandered design. *IEEE Trans. Antennas Propag*, Vol.57:pp.900 909, 2009.