

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique  
Université 8 Mai 1945 – Guelma  
Faculté des sciences et de la Technologie  
Département d'Electronique et Télécommunications



## **Mémoire de fin d'étude** **Pour l'obtention du diplôme de Master Académique**

Domaine : **Sciences et Technologie**  
Filière : **Télécommunications**  
Spécialité: **Réseaux et Télécommunications**

---

# **Etude et Conception d'une Nouvelle Antenne pour les Applications de Biotéléométrie Sans Fil**

---

Présenté par :

-----  
**AYADI MOHCENE**  
-----

Sous la direction de :

**Dr. CHAABANE ABDELHALIM**

2022

## **RÉSUMÉ :**

L'objectif de notre travail consiste principalement à la conception et à la caractérisation d'une antenne placée à l'extérieur du corps humain pour les applications de Biotélémetrie sans fil. Pour que ces antennes soient capables d'assurer leurs fonctions convenablement, nous avons pris en considération, lors de la conception de nos antennes, les conditions nécessaires pour avoir une bonne transmission des signaux prenant en considération toutes les paramètres de performance de notre antenne.

Différentes applications des antennes biomédicales sont proposées dans la littérature. Parmi lesquelles, nous pouvons citer : la détection des tumeurs cancéreuses et la surveillance des patients à distance. Nous avons simulé l'antennes existantes dans la littérature dans le but de réaliser ce type d'antennes. Ensuite, nous avons présenté les résultats réels obtenus pour cette antenne. Ces derniers résultats sont encourageants pour les futurs travaux dans le domaine de la conception d'antennes pour les applications Biotélémetrie sans fil.

## **Abstract:**

The objective of our work consists mainly in the design and characterization of a biomedical antenna placed outside the human body for wireless biotelemetry applications. For these antennas to be able to perform their functions properly, we have taken into consideration, when designing our antennas, the necessary conditions for good signal transmission taking into account all the performance parameters of our antenna.

Different applications of biomedical antennas are proposed in the literature. Among which, we can cite: the detection of cancerous tumors and the monitoring of patients remotely. We simulated the existing antennas in the literature in order to achieve this type of antennas. Then, we presented the real results obtained for this antenna. These last results are encouraging for future work in the field of antenna design for wireless biotelemetry applications.

## ملخص:

يتمثل الهدف من عملنا بشكل أساسي في تصميم وتوصيف هوائي موجه للاستعمال في المجال الطب حيوي يوضع خارج جسم الإنسان من أجل تطبيقات القياس الحيوي اللاسلكي. لكي تتمكن هذه الهوائيات من أداء وظائفها بشكل صحيح قد قمنا بالأخذ في عين الاعتبار، عند تصميم الهوائيات الخاصة بنا، الشروط اللازمة لنقل الجيد للإشارات مع مراعاة جميع معلمات أداء الهوائي الخاص بنا.

تم اقتراح تطبيقات مختلفة للهوائيات الطبية الحيوية في هذه المذكرة. من بينها: الكشف عن الأورام السرطانية ومراقبة المرضى عن بعد. قمنا بمحاكاة الهوائيات الموجودة في هذا العمل من أجل تحقيق هذا النوع من الهوائيات. ثم قدمنا النتائج الحقيقية التي تم الحصول عليها لهذا الهوائي. هذه النتائج الأخيرة مشجعة للعمل المستقبلي في مجال تصميم الهوائيات الموجهة لتطبيقات القياس الحيوي اللاسلكي.

# Remerciement

*Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué au succès de mes études et qui m'ont aidée lors de la rédaction de ce mémoire.*

*Je voudrais dans un premier temps remercier, mon encadreur de mémoire Dr Chaabane Abdelhalim , pour sa patience, sa disponibilité et surtout ses judicieux conseils, qui ont contribué à alimenter ma réflexion.*

*Je remercie également toute l'équipe pédagogique du département d'électronique et télécommunication et les intervenants professionnels responsables de ma formation, pour avoir assuré la partie théorique de celle-ci.*

*Je tiens à témoigner toute ma reconnaissance aux personnes suivantes, pour leur aide dans la réalisation de ce mémoire :*

*Mme Soraya Lahiwel qui a partagé ses connaissances et expériences dans ce milieu, tout en m'accordant sa confiance et une large indépendance dans l'exécution de missions valorisantes.*

*Mon frère Nadjib et Mrs Ali Aouissi , pour avoir relu et corrigé mon mémoire. Ses conseils de rédaction ont été très précieux.*

*Mes parents, pour leur soutien constant et leurs encouragements.*

## Liste des symboles et des abréviations :

### Liste des symboles :

$\varepsilon$  : Permittivité électrique

$\varepsilon_0$  : la constante diélectrique de l'espace libre (F/m).

$\varepsilon'$  : Partie réelle de la permittivité relative .

$\varepsilon''$  : Partie imaginaire de la permittivité relative (pertes diélectriques).

$\varepsilon_r$ : La permittivité relative

$\vec{B}$  : le champ magnétique.

$\vec{H}$ : l'excitation magnétique.

$\sigma$  : Conductivité.

$e_0$  : l'efficacité totale.

$e_a$  : l'efficacité d'adaptation.

$e_c$  : l'efficacité de conduction.

$e_d$  : l'efficacité diélectrique.

$Z_{en}$  : l'impédance d'entrée.

$Z$  : l'impédance caractéristique.

$\lambda$  : Longueur d'onde.

$Q$  : facteur de qualité.

$\eta$  : rendement.

$D(\theta, \phi)$ : La directivité.

$G(\theta, \phi)$ : Le gain.

### **Liste des abréviations :**

ECG : électrocardiographie.

PDA: Personal Digital Assistant.

GPRS: General Packet Radio Service.

SAMU : Service d'aide médicale urgent.

DMP : Dossier Médical Partagé.

SIS : systèmes d'information de santé.

SIH : systèmes d'information hospitalier.

WBAN: Wireless Body Area Network.

ISO/IEEE: International Standard Organization/Institute of Electrical and Electronics Engineers.

ROS : rapport d'onde stationnaire.

VSWR: Voltage Standing Wave Ratio.

S11 : le coefficient de réflexion.

SMA: SubMiniature version A.

PIFA: planar Inverted-f antenna.

DAS : Débit d'Absorption Spécifique.

MEF : Méthode des éléments finis.

EM : électromagnétiques.

HF : haute fréquence.

FIT : Finite Integral Technique.

## Sommaire

Introduction générale .....	1
Chapitre I	
I.1 Introduction.....	4
I.2 Exemples d'implants biomédicales .....	5
I.3 Antennes dans le domaine biomédicale.....	6
I.3.1 Détection des tumeurs cancéreuse .....	8
I.3.1.1 Les propriétés électromagnétiques du tissu humain .....	8
I.3.1.2 Permittivité électrique ( $\epsilon$ en F/m) .....	9
I.3.1.3 Perméabilité magnétique ( $\mu$ en H/m) .....	10
I.3.1.4 Conductivité ( $\sigma$ en S/m) .....	10
I.3.1.5 La dispersion et l'atténuation.....	10
I.3.1.6 Le corps humain et les sources de champs électromagnétiques ....	10
I.3.1.7 L'imagerie micro-onde active.....	11
I.3.2 Surveillance de la santé des patients à distance .....	11
I.3.2.1 Médecine sans fil .....	12
I.3.2.2 Télémédecine .....	12
I.3.2.3 Numérisation de la santé .....	14
I.3.2.4 Données biophysiques.....	14
I.3.2.5 WBAN (Wireless Body Area Network).....	14
I.3.2.6 Implants médicaux .....	17
I.3.2.6.1 Implant Pacemaker .....	17
I.3.2.6.2 Implant Cochléaire.....	18
I.3.2.6.3- Dosimètre in vivo .....	19
I.4 Conclusion .....	19
CHAPITRE II : Généralités sur les antennes	
II.1 Introduction .....	22
II.2 Caractéristiques des antennes .....	22
II.2.1. Directivité et gain .....	22

II.2.2 Efficacité .....	23
II.2.3 Diagramme de rayonnement .....	23
II.2.4 impédances d'entrée .....	24
II.2.5 le ROS et la bande passante .....	25
II.3. L'antenne imprimé .....	26
II.3.1 Structure d'une antenne imprimée .....	27
II.3.2 différentes formes d'antenne patch .....	28
II.3.3 paramètre caractéristique d'une antenne imprimé .....	28
II.3.3.1 Exemple antenne imprimé pour le domaine biomédicale .....	29
II.3.4. Les méthodes d'analyse des antennes imprimées .....	33
II.3.4.1. Les méthodes numériques .....	33
II.3.4.2 Les méthodes analytiques.....	34
II.3.4.2.1. Le modèle de la ligne de transmission .....	34
II.3.4.2.2. La méthode de la cavité .....	34
II.4 Logiciel CST Microwave Studio (MWS) .....	35
II.5 Conclusion .....	36
Chapitre III : Etude et Conception D'une Nouvelle Antenne Pour les Applications Biomédicales.	
III.1 Introduction .....	38
III.2 Le simulateur CST Microwave Studio .....	38
III.3 Méthodes de conception.....	39
III.4 Choix du substrat .....	40
III.5 Modèles d'antennes initiales.....	40
III.5.1 Le diagramme de rayonnement en 2D .....	43
III.5.2 Le diagramme de rayonnement en 3D .....	44
III.5.3 VSWR et impédance Z.....	45
III.6 Réalisation .....	46
III.6.1 outils de réalisation .....	46
III.6.1.1 Machine de prototypage LKPF ProtoMat E44.....	46
III.6.1.2 LKPF CircuitPro PM Software .....	46

III 6.2 Réalisations de l'antenne biomédicale conçu .....	47
III 6.2.1 L'analyseur de réseau Rohde and Schwarz .....	47
III 6.3 Mesure par Analyseur de réseau .....	48
III.7 Conclusion.....	51
Conclusion générale .....	53
Bibliographie	

**Introduction**

**Générale**

### Introduction générale :

Dans les systèmes de communication sans fil, l'antenne est l'un des composants les plus importants. L'histoire des antennes remonte à James Clerk Maxwell qui a unifiée les théories de l'électricité et du magnétisme, et a représenté leurs relations à travers un ensemble d'équations profondes connues sous le nom d'équations de Maxwell qui les a publiées en 1873. Il a également montré que la lumière est une onde électromagnétique qui se propage à une vitesse bien déterminée. [1]

En 1901, Marconi a pu transmettre des signaux sur de grandes distances ou il a effectué, dans la même année, la première transmission transatlantique de Poldhu à Cornwall, en Angleterre, à St. John's, à Newfoundland. Dans le passé, la conception de l'antenne pouvait être considérée comme un problème secondaire dans la conception globale du système, elle joue aujourd'hui un rôle essentiel. En fait, de nombreux succès du système dépendent de la conception et des performances de l'antenne. [2]

La conception des antennes biomédicale et Les applications des radiofréquences (RF) et des micro-ondes dans le domaine de la médecine n'ont cessé d'augmenter ces dernières années. Actuellement, la RF est largement utilisée dans la prévention, le diagnostic et le traitement de diverses maladies, elle joue un rôle majeur dans l'imagerie médicale, les thérapies thermiques et les capteurs à micro-ondes, ces antennes sont de plus en plus employées dans les applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain dans les diagnostics médicaux, ils sont utilisés dans les systèmes de transmission sans fil comme le pacemaker ou le simulateur cardiaque.

Les antennes fonctionnant à l'intérieur du corps humain, sont différentes de ceux antennes fonctionnant à l'extérieur du corps humain puisque le corps humain n'est pas un moyen idéal pour la transmission des ondes radiofréquences, il a d'habitude des permittivités élevées, cela va changer la fréquence de résonance des antennes couplées avec eux. Le dispositif implantable médical est localisé chirurgicalement à l'intérieur d'un corps vivant. [3]

Il est composé de plusieurs composants tels qu'une batterie, des capteurs et une antenne. Parmi tous ces composants, l'antenne joue le rôle le plus important pour assurer le lien de communication entre l'implant et l'antenne de réception externe qui est notre projet dans ce mémoire. Les implants nécessitent une liaison sans fil, car les liaisons filaires sont inconfortables et peuvent causer une infection au patient [4].

## Introduction générale

Généralement, ces antennes biomédicales sont des antennes imprimées, ils sont constitués d'une fine couche conductrice métallique c'est élément rayonnant déposée sur un substrat diélectrique dont la face inférieure est entièrement métallisée pour constituer un plan de masse. En plus, elle a plusieurs caractéristiques comme le gain, la largeur de bande et rendement.

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

Dans le premier chapitre, nous allons présenter les différentes applications des antennes biomédicales au domaine de détection des tumeurs cancéreuses et au surveillance des patients à distance Dans le deuxième chapitre, des généralités sur les antennes telles que la structure de l'antenne imprimée, alimentation des antennes imprimée, ...

Le troisième chapitre est consacré à la conception et réalisation d'antenne biomédicale, nous allons présenter les différentes caractéristiques de cette antenne qui travaille à la fréquence de 2.4 Ghz au niveau logiciel de simulation EM 3D "CST Microwave Studio" et au niveau réel.

Enfin, la conclusion résumera l'ensemble de notre travail de master et résumera les perspectives envisagées.

**CHAPITRE I**

**Application**

**d'Antenne dans le**

**Domaine Biomédicale**

### I.1 Introduction:

Les progrès des technologies de l'information et de la communication ont facilité l'émergence de nouvelles formes de suivi de la santé des patients, que ce soit par le traitement numérique des données des patients ou par le suivi de la santé des patients ambulatoires. De plus, la miniaturisation des composants électroniques a permis la conception de dispositifs médicaux portables, permettant la collecte de données biophysiques en dehors de l'hôpital. Le dispositif assure une surveillance continue de la santé des patients en dehors de l'hôpital. Les patients bien équipés peuvent être assurés que les données recueillies permettent de compléter un diagnostic à leur sujet. Le nombre de dispositifs médicaux portables augmente, mais les données produites sont très diverses, tant au niveau de la fréquence de production, du format utilisé pour représenter les données, que de la qualité des données produites. Ainsi, pour un même type d'équipement, des différences importantes peuvent être observées. Les appareils portables ont généralement une interface de transport qui peut être utilisée pour transférer des données vers un serveur distant. Cependant, la technologie de transmission et les protocoles de communication utilisés varient d'un appareil à l'autre. [17]

La technologie sans fil moderne et la miniaturisation des antennes et des composants électroniques jouent un rôle très important pour rendre possible la télémédecine. Les systèmes de transmission sans fil sont de plus en plus utilisés dans les applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain, pour le diagnostic médical et le suivi des traitements pour diverses applications. Ces systèmes comprennent des stimulateurs cardiaques, des défibrillateurs implantables et des capsules endoscopiques qui fonctionnent à l'intérieur du corps. Les moniteurs de fréquence cardiaque, de pression artérielle, de saturation en oxygène, de respiration et d'électrocardiogramme (ECG) sont des circuits médicaux portables qui fournissent une indication plus réaliste de l'état, montrant la santé du patient en temps réel. Des liaisons sans fil à courte portée peuvent connecter ces circuits médicaux non invasifs à des équipements de surveillance, améliorant ainsi le confort et la mobilité des patients et réduisant les coûts hospitaliers. La figure montre un exemple de système de surveillance ECG: les données du moniteur ECG seront transférées vers un système portable personnel (PDA), qui se connectera automatiquement au réseau mobile GPRS pour transmettre les signaux vitaux à un serveur, ce qui permettra aux médecins contrôler et diagnostiquer ces données. [15]

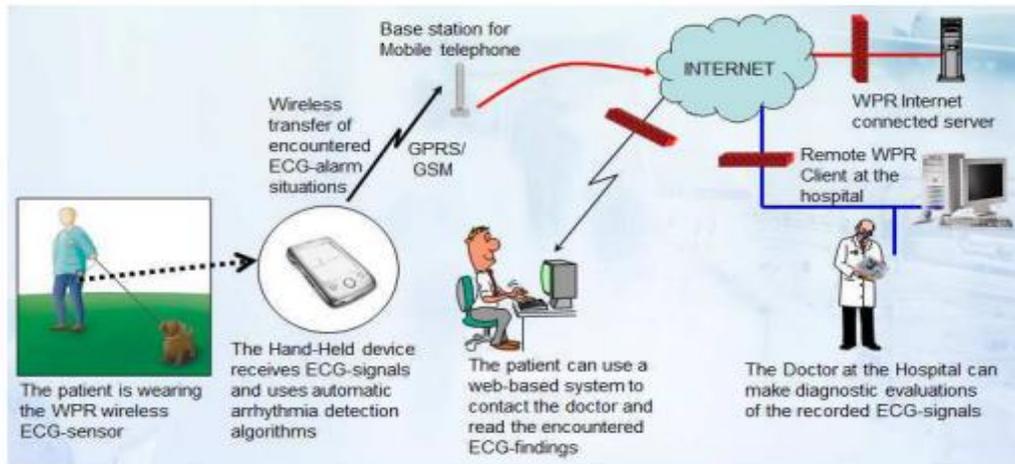


Figure (I.1): Les éléments principaux d'un système sans fil de contrôle de l'ECG [15].

## I.2 Exemples d'implants biomédicales

La figure 1.2 montre un système de capsule endoscopique sans fil ingérable qui permet le diagnostic et la surveillance de l'ensemble du système gastro-intestinal grâce à des images envoyées en temps réel. Le système pourrait remplacer l'endoscopie traditionnelle, moins confortable pour les patients et incapable d'examiner la majeure partie de l'intestin grêle.

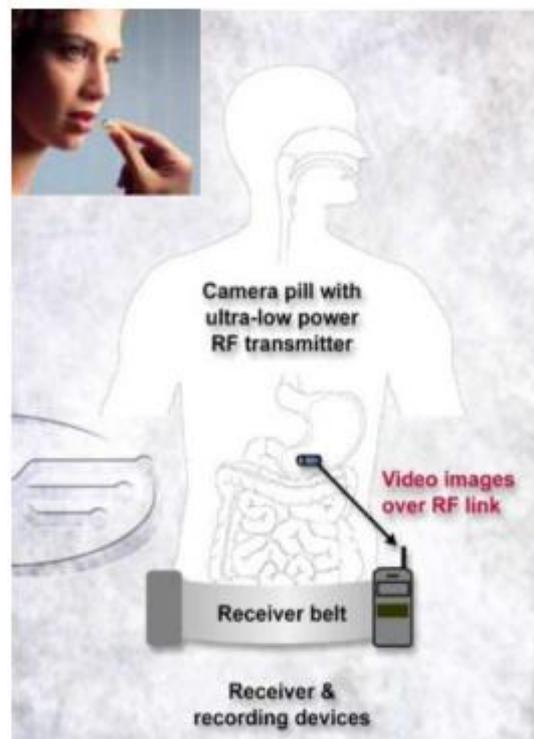
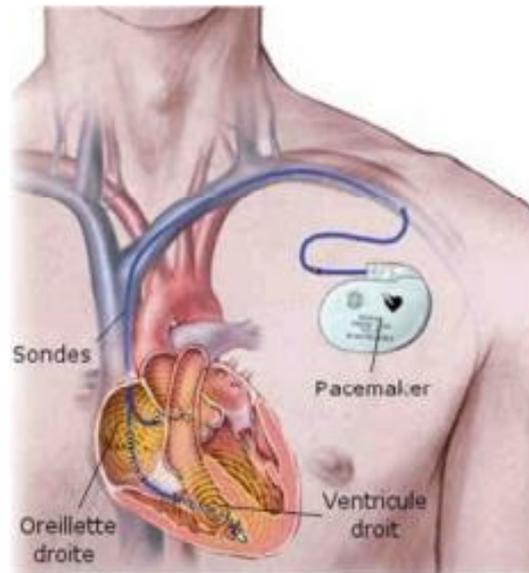


Figure (I.2): Système à capsule endoscopique ingérable [15].

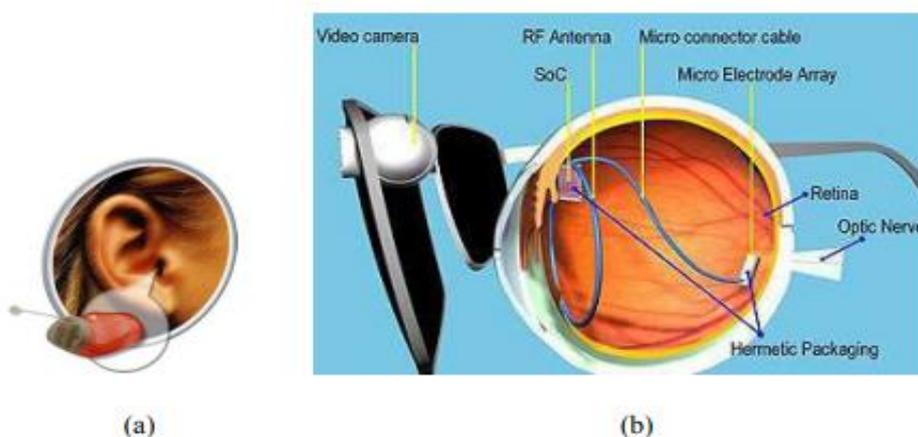
## CHAPITRE I: Application d'Antenne dans le Domaine Biomédicale

La stimulation électrique d'un nerf provoque la contraction du muscle connecté à ce nerf, de sorte que la technologie sans fil a été utilisée pour produire des stimulateurs cardiaques implantables qui peuvent stimuler un cœur trop lent avec une sonde attachée, sauvant des milliers de vies chaque année.[15]



**Figure (I.3).** Implantation du stimulateur cardiaque dans le torse humain [15].

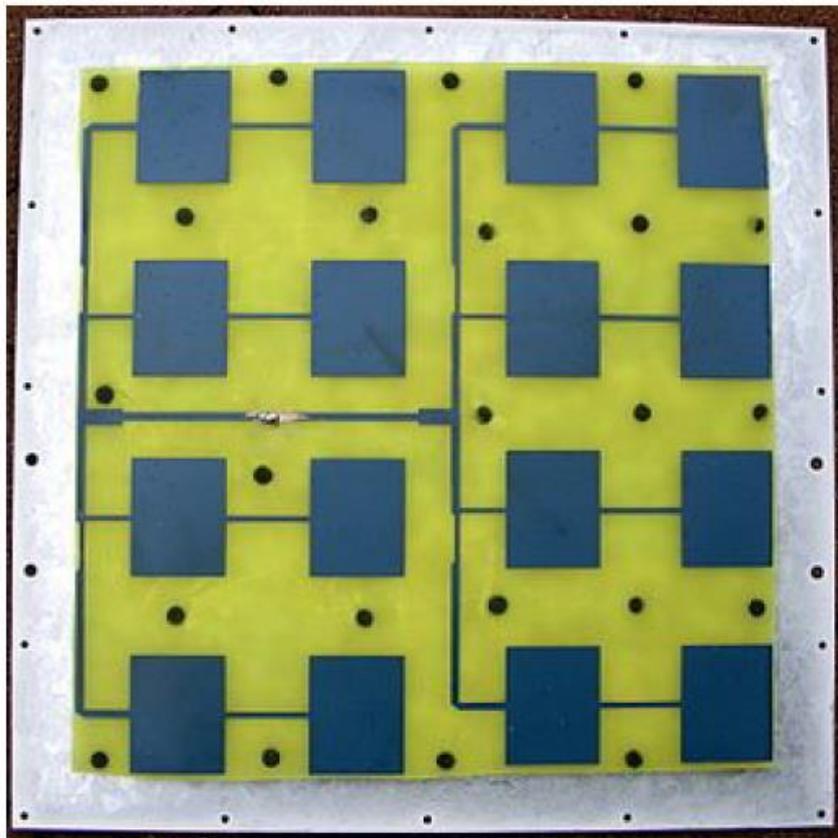
Parmi les circuits médicaux sans fil, on peut citer aussi la prothèse auditive (Figure (I.4(a)), insérée dans l'oreille pour améliorer l'audition, et la prothèse rétinienne (Figure (I.4(b)) qui est un système implanté dans l'œil permettant au patient de restaurer la vue [15].



**Figure (1.4):** Antennes placées dans le corps humain:(a) Prothèse auditive ; (b) Prothèse rétinienne [15].

### I.3 Antennes dans le domaine biomédicale

Les dispositifs implantables peuvent détecter des signaux biologiques tels que la température corporelle et la tension artérielle, à l'intérieur du corps humain et les transmettre à des appareils externes. Placement de l'appareil externe: soit à proximité du corps humain (dans la zone de champ proche de l'antenne), soit à une distance de quelques mètres (dans la zone de champ lointain de l'antenne).[16]



**Figure (1.5):** Exemple d'antenne patch qui une résonance à 2.4 GHz [23].

Les informations reçues par le dispositif externe sont traitées par l'unité de surveillance et le médecin spécialiste, et le patient est traité en conséquence. Cela permet de diagnostiquer certaines maladies, comme le cancer ou le diabète, à leurs tout premiers stades, tout en prévenant les cas médicaux graves comme les crises cardiaques ou les accidents vasculaires cérébraux. Il est également utile pour les maladies qui nécessitent une surveillance de divers paramètres biophysiques tels que la glycémie et la glycémie. De nombreuses personnes dans le monde acceptent et comptent désormais sur ce dispositif implantable pour améliorer leurs

conditions de vie quotidiennes. Ces appareils sans fil permettent de surveiller les signaux à la maison ou sur le lieu de travail. Cela permet aux médecins de surveiller les patients en temps réel sans obliger les patients à se rendre physiquement à l'hôpital. Les données médicales peuvent être immédiatement transmises aux médecins, qui ont désormais un accès rapide aux données de diagnostic et peuvent ainsi fournir des rapports dans les plus brefs délais. Les patients qui nécessitent généralement des visites fréquentes à l'hôpital peuvent porter le dispositif implanté, car dans ce cas, le médecin peut surveiller le patient en temps réel depuis l'hôpital. Aujourd'hui, des dispositifs de télémétrie radiofréquence tels que des moniteurs de température, des stimulateurs cardiaques et des défibrillateurs, des stimulateurs électriques fonctionnels, des capteurs de glycémie, des implants cochléaires et des implants rétiniens sont déjà en service pour les patients. [16]

### I.3.1 Détection des tumeurs cancéreuse

#### I.3.1.1 Les propriétés électromagnétique du tissu humain

Les scientifiques ressentent fortement le besoin de disposer de grandes quantités de données sur les propriétés diélectriques des tissus humains. En 1967, Geddes et Baker ont résumé les rapports de résistance spécifique dans les tissus humains. Ensuite, Stuchly et al (1980) ont assemblé les propriétés diélectriques des tissus dans la gamme de fréquence de 10 KHz à 10 GHz. Duck larges et al (1990) ont complété ces études en incorporant de nouvelles données. Dans cette compilation de C. Gabriel et ses collègues, le tissu humain a été choisi pour les mesures in vivo plutôt que le tissu animal pour les mesures in vitro. Pour les mesures in vitro, les données sont présentées à la température la plus proche de la température corporelle et du temps après la mort. La plupart des données de la littérature sont sous forme graphique plutôt qu'algorithme, ce qui est difficile à travailler. Lorsque des tables sont disponibles, une gamme de fréquences plus large est généralement disponible. Les données ont été traduites des divers auteurs et aussi en considérant des mesures à la température corporelle.[31]

Le Tableau 1.1 donne quelques ordres de grandeur des paramètres électromagnétiques pour différents tissus biologiques à différentes fréquences.

	Conductivité (S/m)	Permittivité relative	Pertes	Longueur d'ondes (mm)	Profondeur de pénétration (mm)
<b>Peau (5mm)</b>					
1G Hz	0.88	45.71	0.34	43.71	41.29
2GHz	1.33	43.52	0.27	22.51	26.47
10GHz	8.95	33.58	0.48	5.04	2.53
17GHz	16.75	26.26	0.67	3.28	1.71
17GHz	25.48	19.24	0.88	2.35	0.99
<b>graisse (5mm)</b>					
1GHz	0.05	5.45	0.18	127.96	232.47
2GHz	0.08	5.33	0.15	64.773	142.99
10GHz	0.58	4.61	0.23	13.885	19.59
10GHz	1.06	4.15	0.27	8.5769	10.21
17GHz	1.64	3.73	0.29	5.6888	6.29
<b>Muscle (35mm)</b>					
1GHz	0.98	54.81	0.32	39.99	40.68
2GHz	1.45	53.29	0.24	20.38	26.85
2GHz	10.63	42.76	0.45	4.479	3.34
10GHz	20.71	34.06	0.64	2.89	1.56
17GHz	32.62	25.13	0.86	2.06	0.88
<b>Poumon(85mm)</b>					
1GHz	0.47	21.83	0.39	63.02	53.27
2GHz	0.68	20.79	0.30	32.53	5.70
2GHz	4.21	16.15	0.47	7.27	5.20
10GHz	7.81	12.78	0.65	0.71	2.54
17GHz	11.84	9.54	0.83	3.35	1.48
<b>Coeur (55mm)</b>					
1GHz	1.28	59.29	0.39	38.24	32.42
2GHz	1.91	55.82	0.31	19.83	20.98
2GHz	11.83	42.24	0.50	4.48	3.01
10GHz	21.91	32.8	0.71	2.92	1.46
17GHz	33.17	23.73	0.93	2.09	0.85

**Tableau (1.1).** Propriétés diélectriques pour différents tissus en fonction de la fréquence [30].

**I.3.1.2 Permittivité électrique ( $\epsilon$  en F/m):**

La permittivité électrique est la réponse d'un milieu à un champ électrique appliqué. Elle varie suivant la position dans le matériau, l'humidité, la température, et d'autres paramètres.

La constante diélectrique peut s'écrire:

$$\epsilon = \epsilon_0(\epsilon' - j\epsilon'')$$

Avec:  $\epsilon_0 = \frac{1}{36\pi 10^9}$ : la constante diélectrique de l'espace libre (F/m).

$\epsilon'$ : Partie réelle de la permittivité relative.

$\epsilon''$ : Partie imaginaire de la permittivité relative (pertes diélectriques).[31]

### I.3.1.3 Perméabilité magnétique ( $\mu$ en H/m)

Dans l'électrodynamique d'un continuum en régime linéaire, la perméabilité caractérise la capacité d'un matériau à modifier le champ magnétique  $\vec{B}$ , c'est-à-dire la capacité à modifier les lignes de flux magnétique. Par conséquent, la valeur dépend du milieu dans lequel il est généré, où le champ magnétique varie linéairement avec l'excitation magnétique  $\vec{H}$ . A l'inverse, en réponse à une valeur imposée du champ magnétique  $\vec{B}$ , le matériau répond par l'excitation magnétique  $\vec{H}$ , qui est plus intense car la perméabilité est plus faible. Ensuite, le principe de moindre action s'attend à ce que les lignes de champ magnétique suivent préférentiellement des trajectoires à travers des régions de forte perméabilité magnétique. En raison de la fréquence changeante du champ et de la perméabilité et de la conductivité élevées (dus aux courants induits), le chemin du champ magnétique est encore plus réduit dans un matériau également conducteur.[33]

### I.3.1.4 Conductivité ( $\sigma$ en S/m)

La conductivité d'une solution est une mesure de la capacité des ions à transporter le courant. Ce passage de courant est réalisé par la migration des ions dans le champ électrique créé par le courant alternatif. [32]

### I.3.1.5 La dispersion et l'atténuation

La matière vivante est le lieu de phénomènes de dispersion et de désintégration, phénomènes étroitement liés qui résultent d'interactions entre les ondes et la matière sous forme de polarisation (électricité et magnétisme) et de conduction des particules.[31]

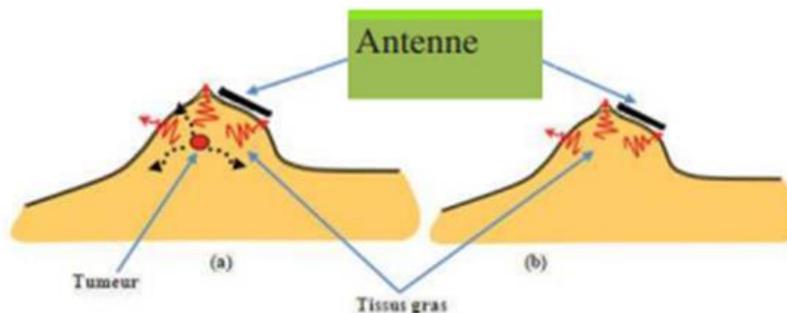
### I.3.1.6 Le corps humain et les sources de champs électromagnétiques :

Les humains vivent dans un environnement électromagnétique créé par de nombreuses sources de champ. Ces sources peuvent avoir des fréquences, des niveaux de tension, des caractéristiques de courant ou de puissance très différentes. Ils se présentent sous plusieurs formes, telles que les cordons d'alimentation, les relais de télécommunication, les outils de soudage par induction, les téléphones portables ou les appareils électroménagers (sèche-cheveux, plaques de cuisson à induction, fours à micro-ondes). Dans de nombreux cas, la présence d'un corps humain dans la zone de rayonnement de la source ne modifie pas la puissance émise. Si le champ électromagnétique source est connu (après mesures in situ ou calculs préliminaires), la source peut être modélisée non pas explicitement, mais uniquement

le corps humain. Cette fonctionnalité est souvent utilisée dans les modèles pour limiter leur complexité. [29]

### I.3.1.7 L'imagerie micro-onde active

L'imagerie hyperfréquence active est basée sur un contraste saisissant des propriétés diélectriques ("contraste diélectrique") entre les tissus malins et sains. Pendant l'imagerie active, le sein est irradié avec des micro-ondes de faible puissance, et la réponse est traitée et analysée pour détecter les différences dans les propriétés diélectriques du tissu mammaire à travers le spectre des micro-ondes. Le contraste diélectrique entre les tissus est utilisé pour détecter les zones anormales dans le sein



**Figure (1.6):** L'imagerie micro-onde active.

Ainsi, l'élément principal d'un tel système d'imagerie est la source lumineuse, qui est généralement une antenne résonnante ou "capteur", de fréquence définie, située dans l'une des bandes de fréquences allouées aux applications médicales.[13]

## I.3.2 Surveillance de la santé des patients à distance

### I.3.2.1 Médecine sans fil

L'utilisation de la technologie sans fil en médecine pour combiner les informations médicales avec une communication transparente offre des possibilités illimitées d'améliorer les soins de santé. Les professionnels de la santé peuvent désormais utiliser des dispositifs médicaux sans fil pour diagnostiquer, surveiller les fonctions vitales des patients dans des conditions aiguës et à long terme et mieux surveiller l'efficacité des plans de traitement. Il permet également aux patients et aux soignants d'utiliser des systèmes qui peuvent les aider à gérer leurs conditions plus facilement et en toute sécurité, améliorant ainsi leur qualité de vie. Certains des produits médicaux sans fil les plus connus qui arrivent sur le marché sont les

## CHAPITRE I: Application d'Antenne dans le Domaine Biomédicale

lecteurs de glycémie, les pompes à insuline, les appareils à ultrasons, les tensiomètres et les moniteurs d'électrocardiogramme. 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 car ils sont autonomes. Ceci, combiné à de nouveaux protocoles sans fil tels que 4G, Bluetooth, ZigBee et ANT, offre un potentiel d'évolution sans précédent. Ces appareils devraient évoluer vers des unités autonomes pouvant être utilisées pour diagnostiquer, transmettre les dossiers des patients et, en fin de compte, administrer un traitement approprié. La popularité croissante de la technologie des smartphones auprès des consommateurs profanes et des professionnels de la santé a permis à un grand nombre de personnes d'exploiter la puissance d'appareils portables capables de relayer et de calculer instantanément des données depuis n'importe où pour des applications médicales. Avec de plus en plus d'applications pour smartphones disponibles pour aider à gérer une variété de conditions médicales, le domaine de la santé mobile devient de plus en plus populaire auprès des patients et des travailleurs de la santé. La recherche prouve que les appareils mobiles peuvent fournir des applications médicales utiles au point de service et aider les patients à gérer leur santé grâce à l'éducation et à la surveillance à distance.

### I.3.2.2 Télémédecine



**Figure (1.7):** La télémédecine.

Définie par l'article L6316 du Code de la Santé Publique, « La télémédecine est une forme de pratique médicale à distance utilisant les technologies de l'information et de la

## CHAPITRE I: Application d'Antenne dans le Domaine Biomédicale

communication. Elle met en rapport, entre eux ou avec un patient, un ou plusieurs professionnels de santé, parmi lesquels figure nécessairement un professionnel médical et, le cas échéant, d'autres professionnels apportant leurs soins au patient. »

Le ministère de la Santé distingue à l'heure actuelle 5 sous-catégories :

- 1 : téléconsultation médicale (consultation d'un patient à distance) ;
- 2 : télé-expertise (un médecin sollicite un ou plusieurs confrères à distance) ;
- 3 : télésurveillance médicale (surveillance à distance de paramètres d'un patient atteint d'une maladie chronique) ;
- 4 : téléassistance médicale (un médecin assiste à distance un collègue) ;
- 5 : régulation médicale (le médecin du SAMU établit par téléphone un premier diagnostic et organise les soins en fonction des informations fournies).[19]

La télémédecine est la partie de la médecine qui transmet des informations médicales (images, rapports, dossiers, etc.) par le biais des télécommunications pour le diagnostic, l'avis professionnel, le suivi continu des patients, les décisions de traitement et la numérisation des technologies appliquées aux soins de santé couvrant le domaine des soins de santé. ou télésanté , et offre de nouvelles possibilités d'accès aux soins, de nouveaux domaines d'organisation des soins, de pratique professionnelle et de formation des professionnels de santé. Les applications de la télémédecine vont de la télémédecine médicale, qui permet l'exécution à distance d'actes médicaux pour les patients, à la télémédecine informative, qui implique la diffusion des connaissances médicales et des protocoles de soins et de soins aux patients. Ainsi, la télémédecine représente le déploiement des technologies de l'information et de la communication dans le domaine médical, qui ne remplaceront jamais la connexion directe médecin-patient, mais s'ajouteront aux outils dont disposent les médecins pour servir leurs patients. Les pays à faible densité de population ont adopté le premier programme de télésanté pour remédier à l'isolement géographique de certaines populations.[23]

### I 3.2.3 Numérisation de la santé

Aujourd'hui, la numérisation de la santé consiste à: (i) numériser les dossiers médicaux des patients afin de les rendre accessibles plus facilement et plus rapidement (e.g., le Dossier Médical Partagé – DMP) ; (ii) développer des outils de gestion pour les cabinets

médicaux et les hôpitaux afin de faciliter la prise de rendez-vous et les démarches de remboursement (i.e., les systèmes d'information de santé – SIS, ou hospitaliers – SIH) ; et (iii) concevoir des outils d'aide à la décision afin de conseiller le médecin lors des prescriptions . Pour accompagner la transformation de l'hôpital vers l'utilisation des outils numériques, l'organisation et le traitement des données médicales sont deux enjeux importants à prendre en compte. Sans cela, les médecins risquent d'être rapidement submergés par la quantité de données collectées. Dans ce sens, la mise en place d'indexation sémantique pour faciliter la fouille et la visualisation de données sont des pistes intéressantes.[17]

### I 3.2.4 Données biophysiques

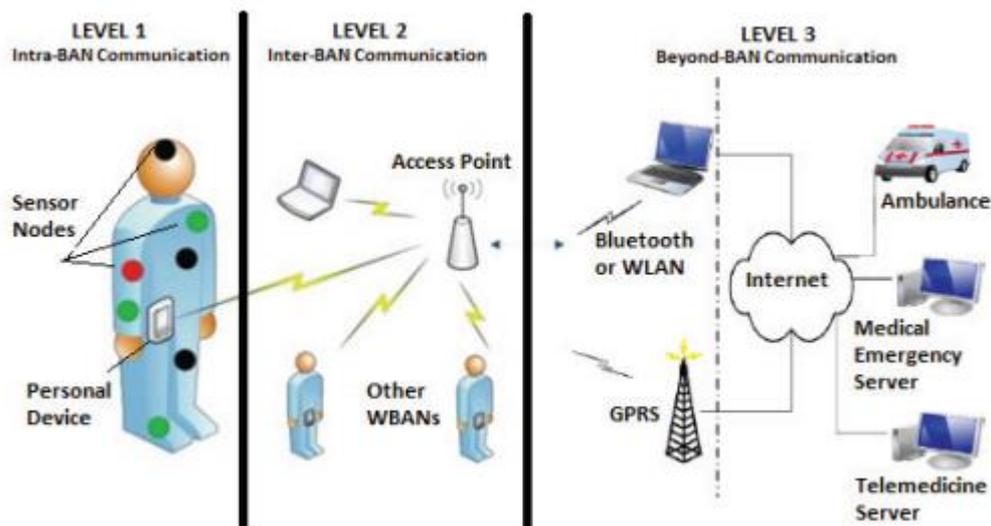
Les données biophysiques représentent un ensemble de données qui caractérisent la santé d'un patient. On peut notamment citer le rythme cardiaque, la température corporelle, la tension artérielle ou encore le poids corporel. La miniaturisation des appareils électroniques et le développement des technologies de l'information et de la communication ont permis de concevoir de nouveaux capteurs spécifiquement destinés à la collecte de données biophysiques [17]. L'augmentation du nombre de capteurs disponibles et la baisse du prix de ces capteurs permettent d'explorer de nouveaux usages, comme la santé mobile ou l'automesure. Certains de ces capteurs ont des antennes de réception qui transmettent des données biophysiques à l'hôpital via un réseau sans fil.

### I 3.2.5 WBAN (Wireless Body Area Network)

Les soins de santé ubiquitaires sont une technologie émergente qui promet d'augmenter l'efficacité, la précision et la disponibilité de traitement médical en raison des progrès récents de la communication sans fil et de l'électronique offrant de petits capteurs intelligents pouvant être utilisés sur, autour, ou implantés dans le corps humain. Dans ce contexte, Wireless Body area network (WBAN) constituent un domaine actif de recherche et de développement car il offre un potentiel d'amélioration considérable dans la prestation et le suivi des soins de santé. Les WBAN consistent en un certain nombre de réseaux biologiques hétérogènes capteurs. Ces capteurs sont placés dans différentes parties du corps et peuvent être portables ou implantés sous la peau d'utilisateur. Chacun d'eux a des exigences spécifiques et est utilisé pour différentes missions. Ces appareils servent à mesurer changements dans les signes vitaux d'un patient et détecter des émotions ou des états humains, tels que la peur, le stress, le bonheur, etc. Ils communiquent avec un nœud coordinateur

## CHAPITRE I: Application d'Antenne dans le Domaine Biomédicale

spécial, qui est généralement moins contraint en énergie et a plus de capacité traitement. Il est chargé d'envoyer des signaux biologiques du patient au médecin afin de fournir de véritable diagnostic médical et lui permettre de prendre les bonnes décisions. Comme exposé sur la Fig.1, l'architecture commune WBAN se compose de communications à trois niveaux :les communications intra-BAN, les communications inter-BAN et les communications au-delà du BAN. Les communications intra-BAN désignent les communications entre les capteurs corporels sans fil et le nœud maître du WBAN. Les communications inter-BAN impliquent les communications entre le nœud maître et les appareils personnels tels que les ordinateurs portables, les robots de service à domicile, etc.Le niveau au-delà du BAN connecte l'appareil personnel à Internet. [20]



**Figure (I.8):** Architecture générale de Wireless Body Area Networks [20].

En fait, les applications WBAN couvrent de nombreux domaines afin d'améliorer la qualité de vie des utilisateurs. Ces applications peuvent être classées principalement selon qu'elles sont utilisées dans le domaine médical ou dans domaine non médical. Les applications non médicales incluent la détection de mouvements et de gestes pour les jeux interactifs et le fitness et aussi les applications de surveillance et de reconnaissance cognitive et émotionnelle pour l'aide à la conduite des interactions sociales et médicales d'assistance en cas de catastrophe, comme les attentats terroristes, les tremblements de terre et les feux de forêt. Les applications médicales comprennent principalement des solutions de soins de santé pour les populations vieillissantes et malades. Les exemples typiques incluent la détection précoce, la prévention et le suivi des maladies, l'aide à domicile des personnes âgées, la

rééducation postopératoire, les applications de biofeedback qui contrôlent les états émotionnels et les applications d'aide à la vie autonome qui améliorent la qualité de vie des personnes handicapées. Généralement, les capteurs corporels utilisés dans la surveillance de la santé peuvent être soit : (a) Des capteurs physiologiques utilisés pour mesurer les signaux vitaux du corps en interne ou en externe, comme la température corporelle, la tension artérielle ou l'électrocardiographie (ECG) ; ou (b) Capteurs bio-cinétiques capables de collecter des signaux basés sur les mouvements du corps humain tels que l'accélération ou la vitesse angulaire de rotation. Pour offrir des informations supplémentaires sur la température ambiante, la pression ambiante, la lumière ou l'humidité, les capteurs d'ambiance peuvent être combinés à des capteurs corporels. En effet, puisque ces capteurs sont chargés de surveiller l'environnement, ils peuvent fournir des informations complémentaires précieuses pour le diagnostic médical et le traitement, ce qui est souvent le cas à domicile. Cependant, la conception des applications WBAN doit prendre en compte de nombreuses exigences techniques, telles que comme les mouvements et la température des nœuds, les emplacements des nœuds et les faibles capacités des nœuds en termes d'énergie et En traitement. D'autres contraintes étroitement liées aux technologies sans fil, utilisées pour les communications entre les nœuds corporels et internes, doivent être prises en compte, telles que la courte portée, le débit de données, etc. ISO/IEEE 11073 1 spécifie pour certaines classes de applications les débits et latences nécessaires. En outre, les applications WBAN peuvent impliquer des exigences supplémentaires, étroitement liées à l'application médicale ainsi qu'à l'état du patient. Par exemple, les applications utilisant des capteurs implantés doivent s'appuyer sur des mécanismes minimisant la consommation d'énergie afin de prolonger la durée de vie de la batterie ; tout en atteignant un débit maximal et un délai minimal est un pré-requis pour les applications avec une criticité élevée, comme l'opération des patients cardiaques âgés. Toutes ces déclarations et exigences nous motivent à étudier les différentes applications WBAN et mettre en évidence les contraintes à satisfaire pour le bon fonctionnement [20].

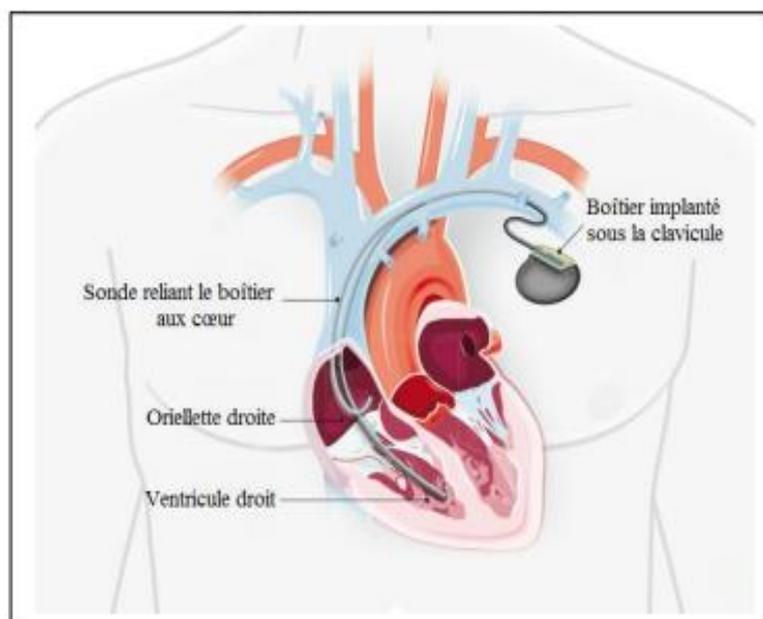
### **I.3.2.6 Implants médicaux**

Les implants électro médicaux sont définis comme tout type de dispositif médical implanté dans le corps pour obtenir une réponse physiologique. Les premiers implants médicaux microélectroniques étaient des stimulateurs cardiaques dès 1970. Mais de nombreux autres implants sont utilisés aujourd'hui, tels que les neurostimulateurs implantables et les pompes à perfusion de médicaments, les implants urinaires, les implants cochléaires, etc. Les dispositifs médicaux utilisés pour traiter différentes maladies ont des

exigences et des spécifications différentes, mais la plupart partagent certaines caractéristiques communes. Faible consommation d'énergie : Modifier ou recharger les batteries peut être inconfortable, difficile, coûteux, voire risqué pour les patients, et tous les dispositifs médicaux implantables doivent consommer le moins d'énergie possible. Haute fiabilité : La défaillance d'un dispositif médical implantable peut entraîner des désagréments, des douleurs, des dommages ou même la mort du patient. Signaux de faible amplitude : la plupart des signaux physiques dans le corps humain se situent dans la gamme mV ou  $\mu\text{V}$  et nécessitent une attention particulière lors de la détection et de l'amplification. Basse fréquence : La durée de la fréquence naturelle des biosignaux varie de fractions de hertz à plusieurs kilohertz. Petite taille : les dispositifs implantables doivent être aussi petits que possible pour réduire le caractère invasif pour le corps humain [24]

### I.3.2.6.1 Implant Pacemaker

Un stimulateur cardiaque est le traitement le plus courant de la bradycardie, qui se caractérise par un rythme cardiaque lent (généralement moins de 60 battements par minute). Ils aident à rétablir le rythme normal du cœur et à soulager les symptômes en envoyant des impulsions électriques au cœur pour augmenter le rythme cardiaque [25].



**Figure (I.9):** Implant Pacemaker [25].

### I.3.2.6.2 Implant Cochléaire

Un implant cochléaire est un implant électronique conçu pour fournir un certain degré d'audition à certaines personnes souffrant d'une perte auditive sévère ou sévère et à celles souffrant d'acouphènes. Il se compose de deux parties distinctes dont l'une ne peut fonctionner sans l'autre : La partie externe est amovible et le patient peut la porter derrière l'oreille. Il comprend un processeur de son qui capte le son à travers un microphone et l'analyse, et une antenne magnétique pour communiquer avec les parties internes à travers la peau. À l'intérieur se trouve l'implant proprement dit, placé chirurgicalement sous la peau derrière l'oreille. Il reçoit des informations de l'extérieur et envoie des impulsions électriques au nerf auditif grâce à des électrodes implantées dans la cochlée, l'organe clé de l'audition. [26].

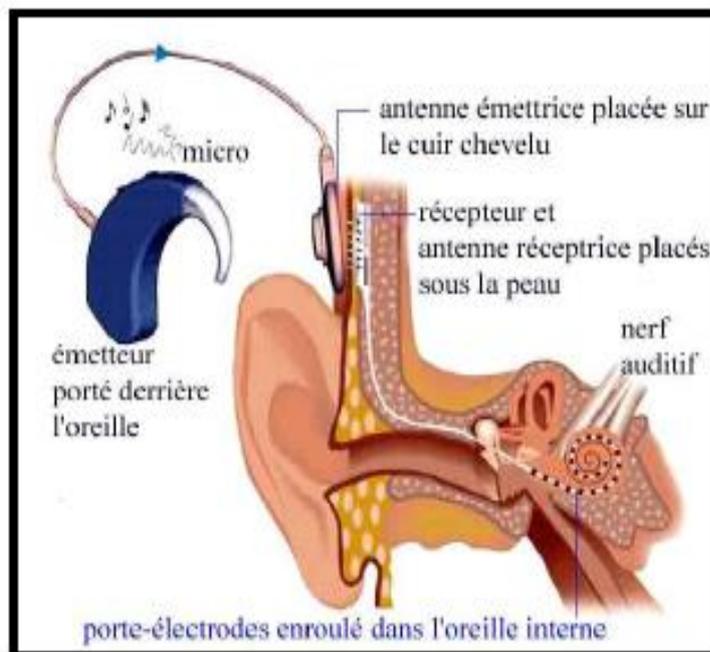


Figure 1.10: Implant cochléaire [3].

### I.3.2.6.3- Dosimètre in vivo

C'est un appareil ou un instrument qui mesure directement ou indirectement la quantité de rayonnement ionisant dans le corps humain. Y compris la mesure directe de la dose du patient pendant l'irradiation, à l'aide de détecteurs placés dans des sites facilement accessibles tels que la peau ou, plus rarement, des cavités corporelles naturelles [28].



**Figure (1.11):** Dosimètre en VIVO [28].

## **I.4 Conclusion**

Les antennes biomédicales sont une technologie en pleine croissance à fort potentiel d'amélioration de la vie des patients et de la qualité des soins de santé. La technologie RF pour les dispositifs médicaux implantables promet de nombreux avantages tant pour les patients que pour les soignants. Dans ce premier chapitre, nous allons citer quelques notions sur l'application des antennes au domaine biomédicale. Commençant par des généralité sur l'usage des antennes biomédicale. Ensuite, On a présenté l'application des antennes biomédicale aux détections des tumeurs cancéreuses et à la surveillance des patients à distance.

# **CHAPITRE II**

**Généralités sur les**

**Antennes**

## II.1 Introduction

Les antennes sont des dispositifs utilisés pour transmettre ou collecter des champs électromagnétiques dans l'espace. Les antennes sont appelées transducteurs, c'est-à-dire des circuits qui convertissent l'énergie d'une forme à une autre. Dans la plupart des cas, le fonctionnement de l'antenne est réciproque, elle peut être utilisée en émission et en réception, avec les mêmes caractéristiques de rayonnement. Le rôle de l'antenne d'émission est de convertir la puissance électromagnétique du générateur en puissance rayonnée. L'antenne réceptrice fonctionne de manière opposée, car la puissance rayonnée peut être reçue par l'antenne et convertie en énergie électromagnétique guidée.

Lorsque les antennes contiennent des matériaux non linéaires ou anisotropes, elles ne sont pas réciproques. Étant donné que ces situations sont rares et peu courantes, il n'y a pas de différence entre le rayonnement émis et reçu. Les gens à la réception. Par conséquent, toutes les caractéristiques de l'antenne présentées dans ce projet sont valables dans les deux modes de fonctionnement. Le deuxième chapitre de notre travail vise à introduire la description des antennes générales et de leurs propriétés.

## II.2 Caractéristiques des antennes

Les antennes sont généralement caractérisées par les propriétés suivantes: le diagramme de rayonnement, l'efficacité, la directivité et le gain, la bande passante fréquentielle.

### II.2.1. Directivité et gain

La directivité  $D(\theta, \phi)$  dans une certaine direction est définie comme le rapport de l'intensité de puissance rayonnée dans une certaine direction à l'intensité de puissance rayonnée totale d'une antenne isotrope [38]

$$D(\theta, \phi) = 4\pi * \frac{\text{intensité de puissance rayonnée dans la direction } (\theta, \phi)}{\text{Puissance rayonné total}} \quad (1.1)$$

Le gain  $G(\theta, \phi)$  d'une antenne dans une certaine direction est donné par le rapport de l'intensité de puissance rayonnée dans une certaine direction à l'intensité de puissance reçue par l'antenne.

$$G(\theta, \phi) = 4\pi * \frac{\text{intensité de puissance rayonnée dans la direction } (\theta, \phi)}{\text{Puissance rayonné acceptée}} \quad (1.2)$$

### II.2.2 Efficacité

Comme nous le savons tous, une antenne ne rayonne qu'une partie de la puissance qu'elle reçoit. Une autre partie est perdue en raison de différents phénomènes tels que la mauvaise adaptation Pertes entre un feeder et une antenne ou entre un conducteur et un diélectrique. Le rendement total de l'antenne est donné par

$$e_0 = e_c e_d e_a [2] \quad (1.3)$$

Où  $e_0$  est l'efficacité totale,  $e_a$  est l'efficacité d'adaptation ( $1-|\Gamma|^2$ )

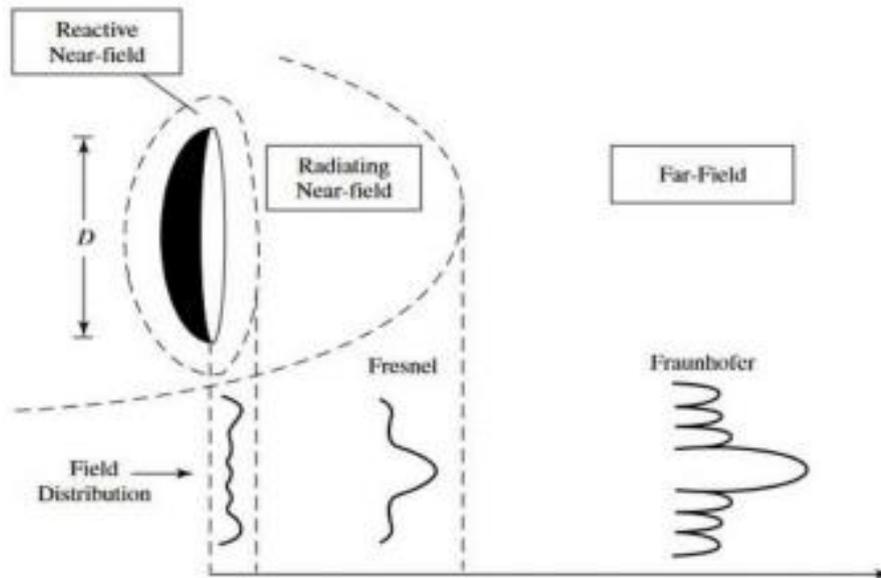
$e_c$  est l'efficacité de conduction et  $e_d$  est l'efficacité diélectrique. Le paramètre  $\Gamma$  est le coefficient de réflexion en tension, à l'entrée de l'antenne, il est donné par l'équation

$$\Gamma = \frac{Z_{en} - Z}{Z_{en} + Z} \quad (1.4)$$

Où  $Z_{en}$  est l'impédance d'entrée de l'antenne et  $Z$  est l'impédance caractéristique de la ligne de Transmission.[37]

### II.2.3 Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement d'une antenne est défini comme une représentation graphique de la distribution de puissance ou de l'intensité du champ de l'antenne en fonction des coordonnées spatiales. Ces coordonnées sont généralement déterminées par les angles d'élévation ( $\theta$ ) et d'azimut ( $\phi$ ) en coordonnées sphériques. Selon la distance de l'antenne mesurant le champ, on parle de carte de champ proche ou de carte de champ lointain. En pratique, l'espace autour de l'antenne est subdivisé en trois régions:(a) rétroaction en champ proche, (b) champ proche (Fresnel) et (c) champ lointain (Fraunhofer) comme le montre la Figure 2.1



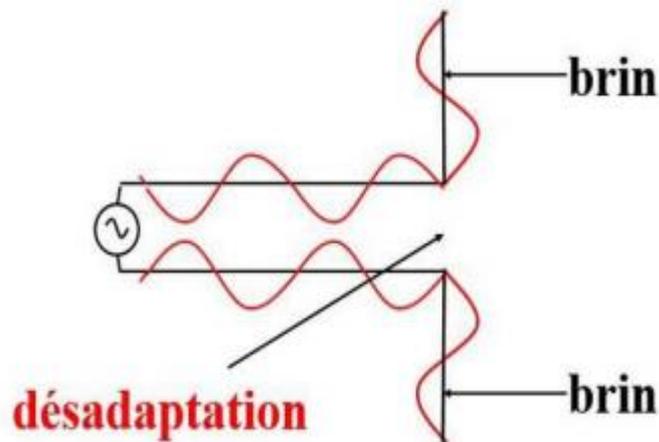
**Figure (II.1):** Zones de rayonnement autour d'une antenne émettrice [27].

Le champ proche réactif est éloigné de l'antenne inférieure  $D^2/2\lambda$ . Dans cette région, l'onde est évanescente et le phénomène de propagation est négligeable devant le phénomène de rayonnement de l'onde. La région de champ proche (Fresnel) est la région intermédiaire entre  $D^2/2\lambda$  et  $2D^2/2\lambda$ . Dans cette région, le champ rayonné domine et la répartition du champ angulaire dépend de la distance à l'antenne. Si la taille maximale de l'antenne n'est pas grande par rapport à la longueur d'onde, cette région peut ne pas exister. La région de champ lointain (Fraunhofer) est une région du champ d'antenne dans laquelle la répartition angulaire du champ est sensiblement indépendante de la distance de l'antenne. Elle se situe en dehors de  $2D^2/2\lambda$ . C'est à partir de cette valeur que l'antenne est utilisée dans la plupart des cas. [27]

#### II.2.4 impédances d'entrée

Par conséquent, une antenne est un dispositif de terminaison de ligne chargé de convertir par exemple des ondes guidées en ondes rayonnées dans le cas de la transmission. Idéalement, l'antenne est une source d'ondes progressives à passage intégral qui agit de manière parfaite comme une interface d'adaptation entre l'environnement guidé et l'espace libre. Cependant, l'antenne n'est généralement qu'une pièce métallique, qui peut être considérée comme un circuit ouvert (dans le cas des antennes dites électriques) ou un court-circuit (dans le cas des antennes magnétiques) en résonance ou quasi-mode. [27].

En prenant exemple de ligne ouverte mentionné illustré par la figure suivante:



**Figure (II.2):** Alimentation de brins par une source [4].

Par conséquent, dans certaines conditions, une partie de la puissance qui lui est fournie peut-être réfléchi. Cette perte de puissance d'entrée est appelée perte de désadaptation et est caractérisée par le coefficient de réflexion  $S_{11}$ . Cela traduit l'adaptation de l'antenne à l'impédance de la source, et éventuellement de la ligne de transmission les reliant [27]. Il est défini comme expression donnée par relation :

$$S_{11} = \frac{Z_{ant} - Z_0}{Z_{ant} + Z_0} \quad (1.4)$$

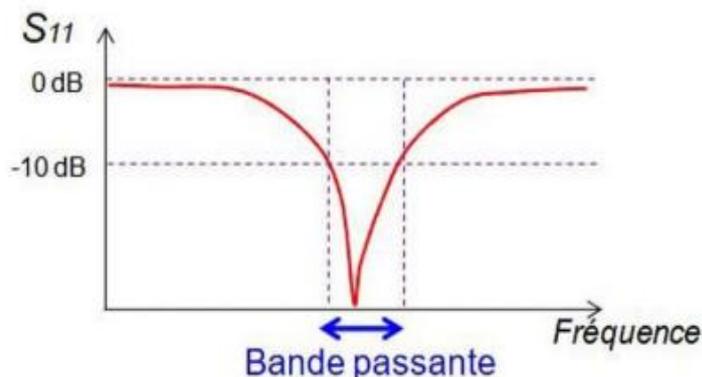
où  $Z_{ant}$  est l'impédance d'entrée et  $Z_0$  est l'impédance caractéristique de la ligne électrique. Pour un meilleur ajustement, le coefficient de réflexion  $s_{11}$  du module doit être proche d'une valeur de -10 dB, ce qui est largement suffisant car cela montre que lorsqu'il est utilisé pour la diffusion, 90% de la puissance incidente passe dans l'antenne [5].

### II.2.5 le ROS et la bande passante

Le ROS (rapport d'onde stationnaire) ou VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) signifie le rapport entre les champs électriques maximal et minimal [2] et caractérisé par l'équation suivante :

$$ROS = \frac{1 + |S_{11}|}{1 - |S_{11}|} \quad (1.5)$$

On peut définir la bande passante absolue d'une antenne à partir de la réponse en fréquence du module qui caractérise son coefficient de réflexion. Cela traduit la bande de fréquence utile par rapport à la qualité de l'adaptation retenue pour l'antenne.[27]



**Figure (II.3):** Bande passante et coefficient de réflexion [27].

En peut facilement avoir la bande passante d'une antenne grâce aux logiciels moderne de simulation comme (CST microwave studio, ADS ...etc) ou à l'aide d'un analyseur de réseau.

Ce dernier est un instrument de mesure hyper-fréquentielle qui donne l'occasion de préciser le coefficient de réflexion  $S_{11}$ , mais dans ce projet on a travaillé avec logiciel CST microwave studio qui est reconnu et qui donne des résultats fiables.

### II.3. L'antenne imprimé

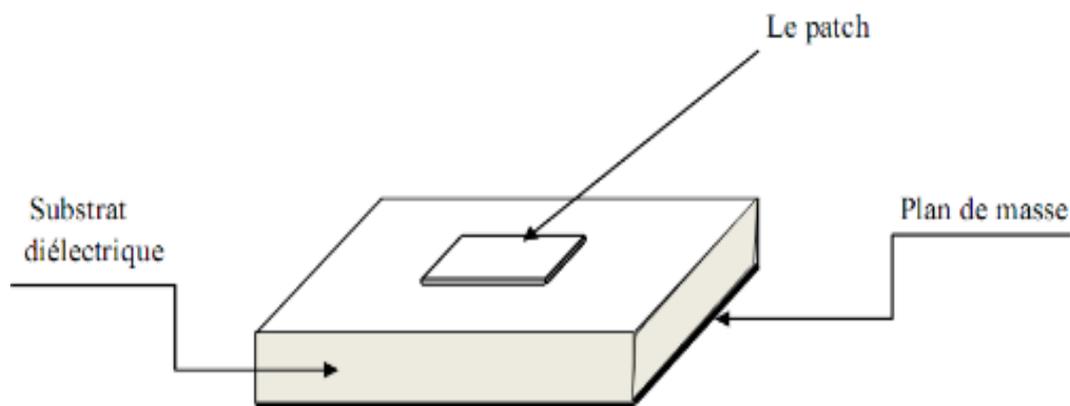
Le concept d'antennes imprimées a été proposé pour la première fois par Deschamps aux États-Unis en 1953 et en France par Baissinot et Gutton en 1955. Lewin a observé et étudié le phénomène de rayonnement des discontinuités dans les striplines en 1960. En 1970 Byron décrit une structure planaire constituée d'une plaque conductrice gravée sur un substrat diélectrique  $\epsilon_r \leq 10$  au niveau du plan de masse, la première réalisation était surtout réservée aux applications militaires. Oui, plus tard, dans les années 1990, des antennes pratiques Développées par Howel et Munson, il est vraiment entré dans le stade industriel.[7]

Dans sa géométrie habituelle, une antenne imprimée est constituée d'une plaque métallique de forme quelconque, appelée élément rayonnant, située sur la face supérieure d'un substrat diélectrique. Les conducteurs sont généralement considérés comme parfaits avec une épaisseur négligeable. La face inférieure de la lame diélectrique est métallisée et forme le plan

de masse. L'alimentation de cette structure s'effectue de différentes manières: sondes coaxiales, lignes microruban, effet de proximité ou fentes.[6]

### II.3.1 Structure d'une antenne imprimée

Les antennes imprimées sont largement utilisées dans la gamme des micro-ondes en raison de leur simplicité et de leur compatibilité avec la technologie des circuits imprimés. Dans sa configuration la plus simple, une antenne imprimée de base est constituée d'une paire de deux couches conductrices parallèles séparées par un diélectrique (substrat) avec une constante diélectrique variante entre 2,2 et 12. La couche conductrice inférieure, appelée masse planaire, agit comme un réflecteur parfait, restituant l'énergie dans l'espace libre à travers la matrice. Une source de rayonnement (patch), généralement en cuivre, est gravée dans la couche de substrat supérieure. Il peut avoir n'importe quelle forme, mais les formes régulières (rectangle, cercle, triangle, anneau) sont les plus couramment utilisées car elles sont faciles à analyser



**Figure (II.4):** Structure de base d'antenne imprimé [9].

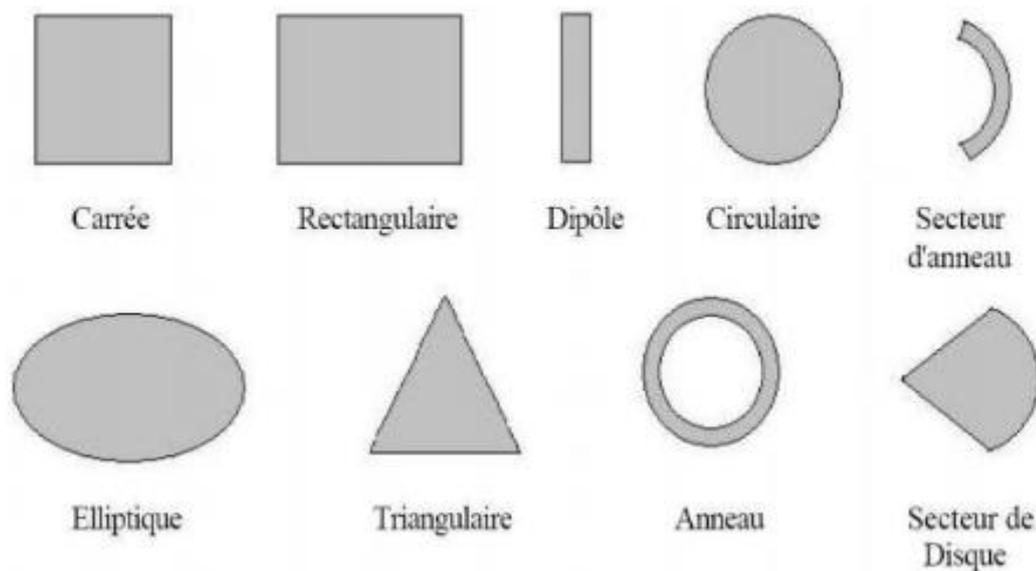
L'alimentation de l'antenne dépend de la manière dont l'antenne est intégrée dans le dispositif. Les trois principaux types sont :

- Alimentation par ligne:une ligne microstrip est reliée au patch et lui amène l'énergie. Elle a l'inconvénient de générer un rayonnement parasite.
- Alimentation par connecteur:un connecteur standard (SMA) est soudé au plan de masse qui est perforé pour permettre à l'âme central d'être reliée au patch en traversant le diélectrique. L'énergie est amenée par guide coaxial.

- Alimentation par fente: une ligne est disposée au dos du plan de masse, qui est entaillé d'une fente sous le patch afin que l'énergie amenée par la ligne soit communiquée à l'antenne.

### II.3.2 différentes formes d'antenne patch

L'antenne patch peut prendre diverses formes telles que rectangle, carré, cercle, etc. ou juste un dipôle, ces formes sont les plus courantes car elles donnent une grande facilité à analyser et à fabriquer, mais aussi un diagramme de rayonnement très intéressant.[9]



**Figure (II.5) :** Les différentes formes d'antenne patch [9].

### II.3.3 paramètre caractéristique d'une antenne imprimé

Le concept des antennes imprimées a été proposé dès 1953 par Deschamps mais il n'a été possible de les réaliser efficacement qu'à partir de 1970 (Howel et Muson) grâce à l'arrivée sur le marché de diélectrique à faibles pertes. Depuis, la recherche dans ce domaine n'a cessé de s'intensifier pour exploiter les nombreux avantages des antennes imprimées [8] :

- faible poids,
- faible volume et épaisseur réduite,
- faible coût de fabrication,
- compatibilité avec des circuits intégrés (antennes actives),
- réseau d'antennes.

Ces antennes présentent malheureusement, également des désavantages :

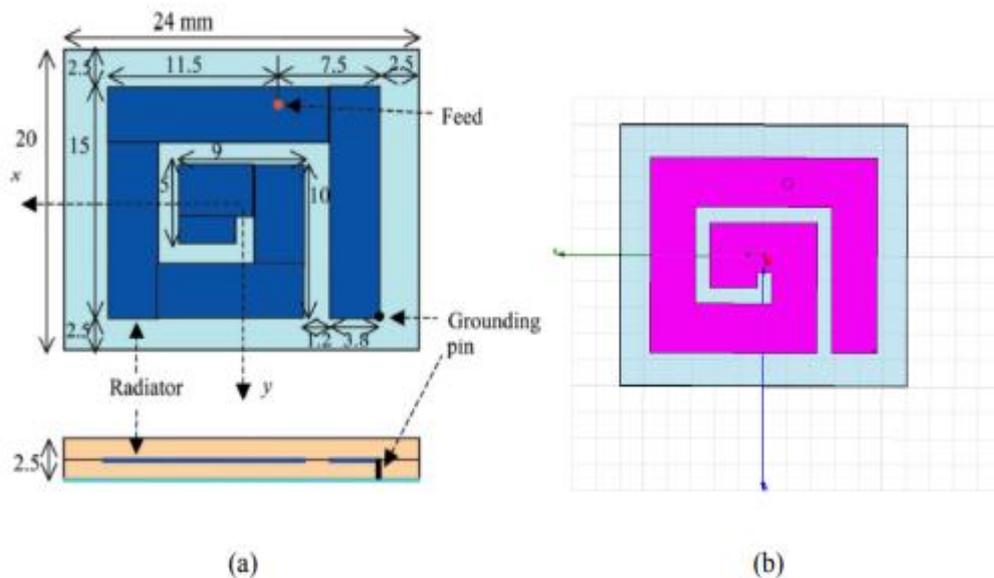
- largeur de bande étroite,
- faible gain

### II.3.3.1 Exemple d'antenne imprimée pour le domaine biomédicale

#### Exemple 1: antenne biomédicale PIFA viser à l'implantation sur le corps humain

Des antennes planaires compactes ont été conçues, construites et mesurées avec des installations de mesure pour les circuits médicaux implantables actifs dans la bande de fréquence 402- 405 MHz.

L'élément rayonnant de largeur uniforme est placé entre deux couches diélectriques (substrats) de même épaisseur (1.25 mm) et de même constante diélectrique ( $\epsilon_r = 10.2$ ), l'espace entre les pistes métalliques de largeur 3.8 mm est de 1.2 mm. La longueur totale de la PIFA est de 2.4 cm et sa largeur est de 2 cm. L'antenne planaire est positionnée au centre d'un fantôme ( $\epsilon_r = 46.7$ ,  $\sigma = 0.69$  S/m à 402 MHz), de dimensions 10 cm x 10 cm x 5 cm, à une distance de 1cm par rapport au fond.



**Figure (II.6):** Exemple d'une antenne imprimé biomédicale [15].

Cette antenne est localisée à l'intérieur d'un modèle du corps simplifié (fantôme) au lieu d'un modèle du corps complet anatomique. Vu que les circuits médicaux implantés sont positionnés sous les tissus de la peau, les effets électriques des tissus de la peau sur les antennes implantables sont énormes. Le fantôme utilisé représente seulement un seul tissu de

la peau ( $\epsilon_r = 46.7$ ,  $\sigma = 0.69$  S/m à 402 MHz). L'efficacité de rayonnement de cette antenne est égale à 0.34 % dans le fantôme.

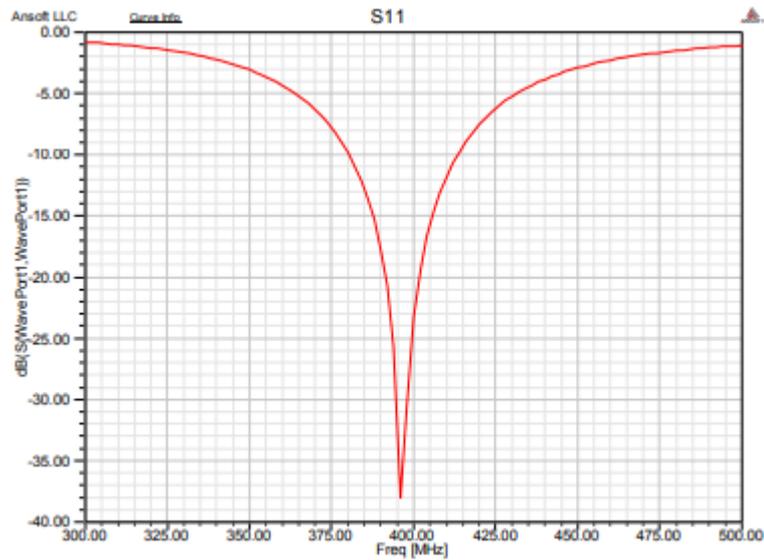
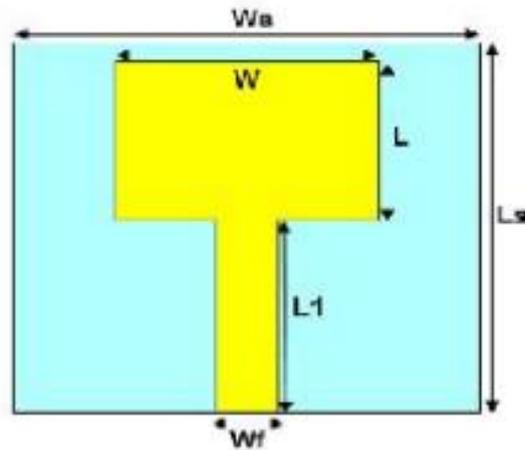


Figure 2.7: Coefficient de réflexion S11 [15].

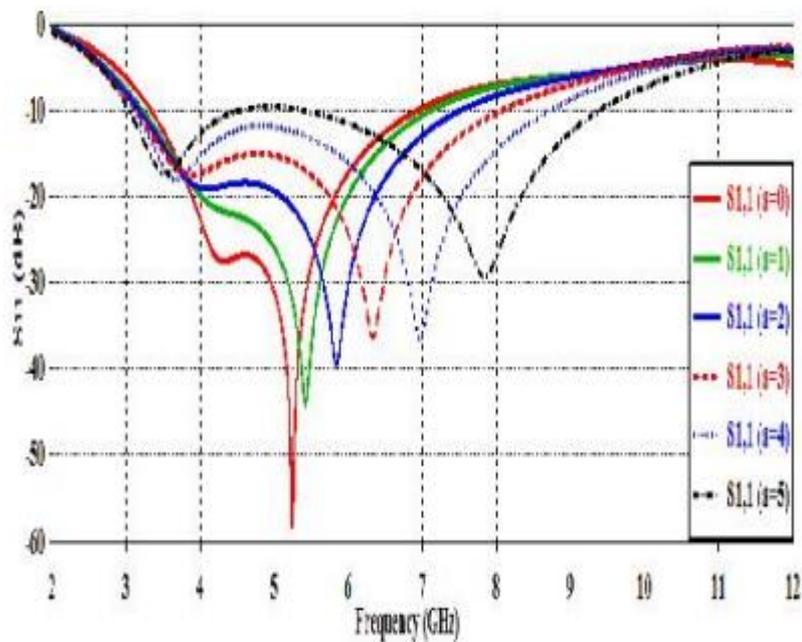
### Exemple 2: antenne biomédicale visé à la détection des tumeurs cancéreuse.

La géométrie de cette antenne est illustrée sur la figure (II.8). L'antenne est imprimée sur un substrat FR4\_époxy avec une permittivité diélectrique  $\epsilon_r=4.3$  et d'épaisseur  $h=1.58$ mm. Ainsi, un patch rectangulaire de taille  $23 \times 21$  mm<sup>2</sup> est déposé sur la face supérieure du substrat, l'alimentation est effectuée avec une ligne microruban adaptée à  $50\Omega$

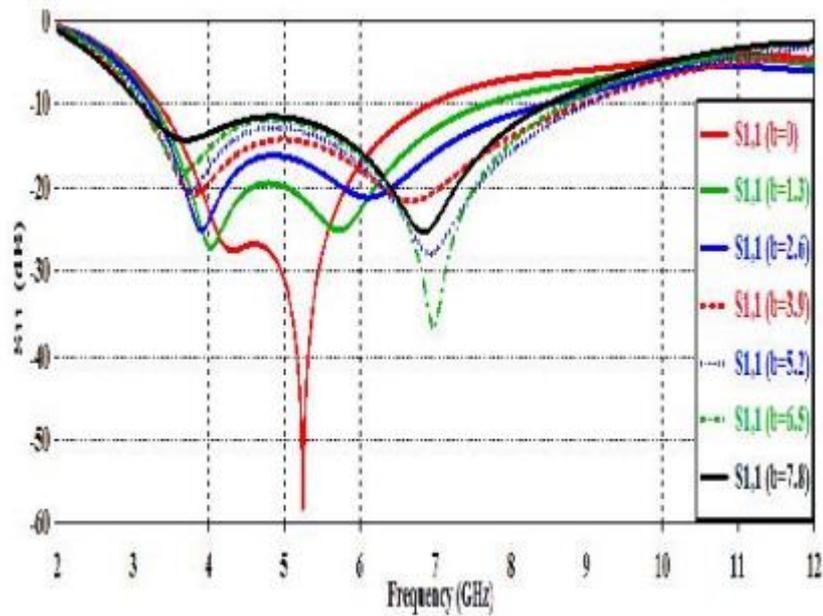


**Figure (II.8):** Antenne patch biomédicale [22].

Les résultats des simulations de cette antenne concernant le coefficient de réflexion  $S_{11}$  se varie selon la longueur et la largeur du plan de masse.

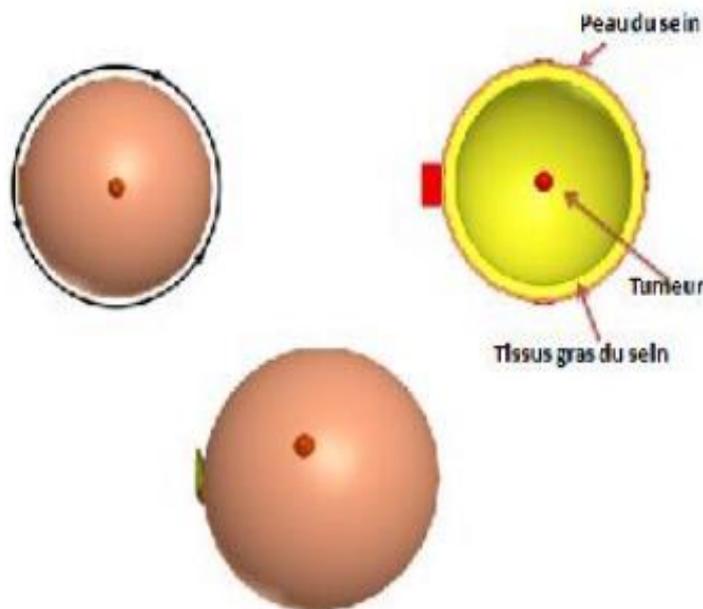


**Figure (II.9):** Coefficient de réflexion  $S_{11}$  en fonction de la fréquence pour différentes valeurs de la largeur du plan de masse.



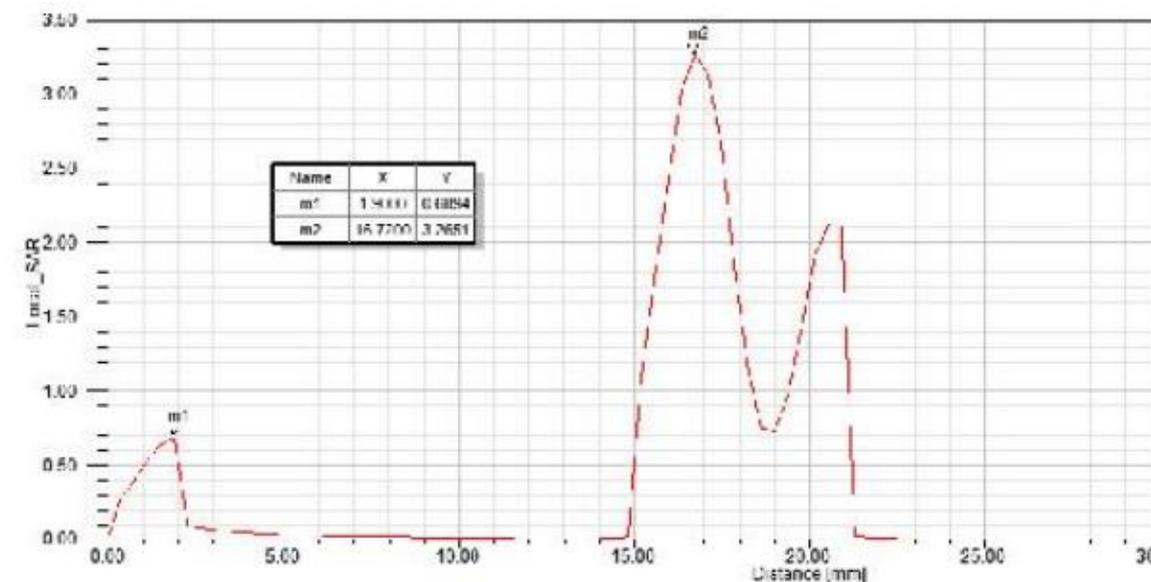
**Figure (II.10):** Coefficient de réflexion  $S_{11}$  en fonction de la fréquence pour différentes valeurs de la longueur du plan de masse [22].

Dans un système de détection ils ont utilisé un fantôme d'un sein humain avec les caractéristiques diélectrique du tissu humain pour pouvoir obtenir des résultats réels:



**Figure (II.11):** Le modèle du sein avec une tumeur [22].

La figure (II.8) montre distribution du DAS (Débit d'Absorption Spécifique) pour cette tumeur est une mesure indiquant la puissance d'un flux d'énergie véhiculée par les ondes radiofréquences absorbée par l'utilisateur d'un appareil radioélectrique.



**Figure (II.12):** Distribution du DAS pour une tumeur [22].

### II.3.4. Les méthodes d'analyse des antennes imprimées :

Deux types de méthodes permettent d'analyser les antennes imprimées [9] :

- Les méthodes numériques
- Les méthodes analytiques

#### II.3.4.1. Les méthodes numériques [9] :

Donne des résultats plus précis. Ils doivent utiliser des algorithmes numériques plus puissants et plus longs à calculer que les méthodes analytiques. Ils sont généralement basés sur l'obtention de la distribution du courant dans le patch et le plan de masse. Il existe quatre méthodes:

**Méthode des moments:** En électromagnétisme, la méthode des moments, en particulier dans le domaine fréquentiel, consiste à résoudre les expressions intégrales des équations de Maxwell. Elle est basée sur le principe d'équivalence de surface ou de volume selon lequel la structure de réponse et la distribution de courant sont similaires à l'hétérogénéité de surface ou de volume. Cela conduit à l'expression intégrale de l'équation de champ de l'onde

électromagnétique émise par un conducteur parfait. La technologie offre l'avantage de traiter les surfaces conductrices et la plupart des tailles d'antenne peuvent provenir directement de la densité de courant [37].

**Méthode des éléments finis:** La méthode des éléments finis est une méthode basée sur la conversion d'équations aux dérivées partielles en systèmes algébriques d'équations. En général, la solution de MEF consiste en les étapes suivantes:— Obtenir la variante de forme du problème et définir l'espace fonctionnel des solutions acceptables. — Implémentation de maillages, correspondant à la discrétisation du champ d'étude des champs d'éléments (triangle, tétraèdre, hexaèdre...) avec un nombre limité de degrés de liberté et des fonctions de base supportées nativement [11].

**Méthode des différences finies:** La première méthode des différences finies historiquement consiste à discrétiser le domaine à l'étude à travers un réseau de points avec une grille rectangulaire et à remplacer l'opérateur de différence par un opérateur de différence entre des valeurs inconnues de différents points adjacents. Si cette méthode est simple à programmer, elle nécessite un maillage régulier et moins adaptable à des formes géométriques complexes [11].

**Méthode des éléments de frontière:** Elle est basée sur la méthode plus générale des équations intégrales. Les équations aux dérivées partielles sont remplacées par des équations intégrales. La fonction de Green est au cœur de ces intégrales et représente la réponse (réponse impulsionnelle) d'une source ponctuelle dans les études géométriques [11].

### **II.3.4.2 Les méthode analytique**

#### **II.3.4.2.1. Le modèle de la ligne de transmission :**

C'est le plus simple et fournit une bonne explication physique. A partir de ce modèle, la ligne de transmission consiste à assimiler une antenne rectangulaire à une très large section de microruban. Il permet de les modéliser par des segments de ligne microruban dont les caractéristiques sont bien connues [9].

#### **II.3.4.2.2. La méthode de la cavité:**

Bien que simple à utiliser, le modèle de ligne de transmission présente certains inconvénients. En fait, cela ne fonctionne que pour les patchs rectangulaires, il ignore les changements de champ le long des bords du rayonnement. Ces défauts peuvent être compensés en utilisant le modèle de cavité proposé par Lo et al [10]. Ce modèle permet la

simplicité et la visibilité physique dans l'analyse des antennes microruban. L'empreinte peut être assimilée à une cavité entourée de deux parois électriques (plan de masse et élément rayonnant) et de quatre parois magnétiques verticales. Une longueur et une largeur effective sont introduites pour tenir compte des lignes de champ au-delà du bord de l'élément rayonnant. Le champ à l'intérieur de la cavité peut être exprimé en fonction de modes discrets qui ne satisfont que des conditions aux limites suffisantes. Une fois ces champs connus, le champ rayonné, la puissance totale et l'impédance peuvent en être déduits. Ce modèle ne convient qu'au couplage fin électrique du substrat qui est difficile à modéliser. La fréquence de résonance de l'antenne est résolue par la fréquence de résonance de la cavité [2].

#### II.4 Logiciel CST Microwave Studio (MWS)

CST Studio Suite® est une solution logicielle d'analyse EM 3D hautes performances dédiée à la conception, à l'analyse et à l'optimisation des composants et systèmes électromagnétiques (EM).

Les solveurs de champ électromagnétique destinés aux applications de l'ensemble du spectre EM sont proposés dans une seule et unique interface utilisateur. Il est possible d'associer les solveurs pour réaliser des simulations hybrides, ce qui offre aux ingénieurs la flexibilité requise pour analyser des systèmes entiers composés de nombreux éléments, de façon efficace et simple [21].

**II.5 Conclusion**

Dans ce chapitre, on a présenté d'une manière générale les différentes caractéristiques d'antenne et on a bien défini les paramètres que l'on doit avoir pour des bonnes simulations puis on a basé sur la description de l'antennes imprimée qui sera réalisée dans ce mémoire.

**CHAPITRE III**

**Conception  
d'une Nouvelle  
Antenne pour les  
Applications  
Biomédicales**

### III.1 Introduction

Ce chapitre est dédié à la conception d'une antenne pour les systèmes de communication médicale sans fil. Les techniques de conception de cette antenne se diffèrent de la conception des antennes conventionnelles, car les applications et les contraintes sont fondamentalement différentes. Le défi principal pour ce type d'antennes est : la qualité de la communication avec le dispositif implanté au corps humain et la sécurité du patient. Dans le domaine de la télémétrie médicale et la télé-médecine, il est nécessaire que les dispositifs médicaux soient sophistiqués pour être implantés à l'intérieur du corps humain. Pour établir des liaisons sans fil efficace et efficiente avec l'antenne, il est essentiel d'accorder une attention particulière à la conception d'antennes 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 simulation obtenus de l'antenne simulée.

### III.2 Le simulateur CST Microwave Studio

Le logiciel CST Microwave Studio (CST MWS) est un outil dédié à la simulation EM 3D des composants haute fréquence, permettant une analyse rapide et précise des dispositifs haute fréquence (HF) tels que les antennes, les filtres, les coupleurs, les structures planaires et les multicouches. Les utilisateurs de ce logiciel bénéficient d'une grande flexibilité dans la résolution d'un large éventail d'applications en raison de la variété des techniques de résolution disponibles. Des techniques de résolution dans les domaines temporel et fréquentiel sont disponibles. Son fonctionnement est basé sur l'analyse des équations de Maxwell par la technique des équations intégrales (FIT, Finite Integral Technique, en anglais). Cette approche numérique permet une numérisation spatiale, permettant de décrire directement en 3D tous les composants d'un système analogique, ce qui le rend bien adapté à de nombreux problèmes électromagnétiques allant du statique aux micro-ondes[38]

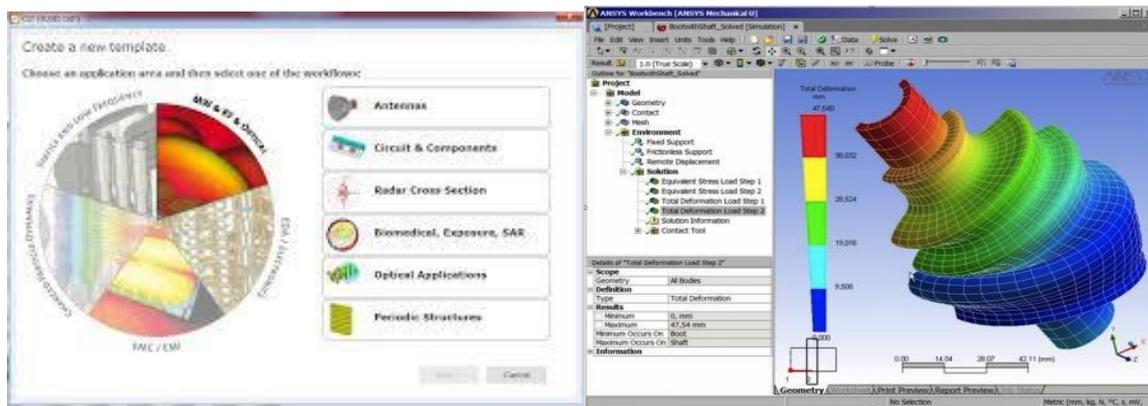


Figure (III.1) : L'interface graphique du simulateur CST studio 2019.

Les caractéristiques de ce logiciel résident dans les points suivants :

- Quelle que soit la technologie demandée, il y a une possibilité de traiter toutes sortes de structures homogènes et inhomogènes.
- Le logiciel exige des moyens informatiques importants. Les calculs nécessitent la résolution de systèmes matriciels de grandes dimensions.

Il faut d'abord bien maîtriser le logiciel avant d'entamer le projet, surtout si ce projet contient des opérations compliquées, il s'agit de concevoir des structures n'ayant pas une forme géométrique bien déterminée. Aussi aux conditions aux limites pour éviter le conflit entre une surface de radiation et une surface conductrice [38].

### III.3 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 imprimée 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. Ses caractéristiques électromagnétiques : son gain, son diagramme de rayonnement, sa largeur de faisceau, sa polarisation.

Ses paramètres d'utilisations : sa fréquence de résonance, sa résistance d'entrée et sa bande passante.

Ses paramètres internes : son facteur de qualité  $Q$ , sa résistance de rayonnement, son rendement  $\eta$  et ses pertes métal et diélectrique.

La première étape est le choix du substrat et du conducteur pour lesquels les caractéristiques à connaître sont :

- Pour le substrat : sa permittivité relative, sa tangente de perte et sa hauteur  $h$ ,
- Pour le conducteur : sa conductivité  $\sigma$  et son épaisseur  $t$ .

La conception consiste alors à déterminer :

- La longueur et la largeur du patch (  $L$  et  $W$ ),
- La position et le type de l'alimentation (coaxiale, microstrip, fente).

Dans ce travail un seul type d'alimentation est présenté. Il s'agit d'une alimentation par une ligne coaxiale.

Afin de formaliser notre conception, on a choisi :

- Substrat FR4:  $\epsilon_r = 4,4$ ,  $\text{tag}\delta = 0,0025$ ,
- Conducteur : cuivre,  $t = 35\mu\text{m}$ ,  $h = 1,5\text{ mm}$ .

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

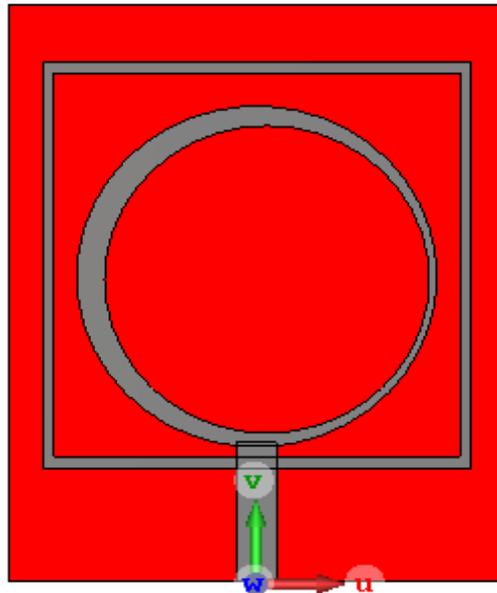
### III.4. Choix du substrat :

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. La permittivité relative du substrat est généralement  $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$ . Il existe plusieurs qualités du substrat, elle dépend par trois grandeurs physiques : De la conductivité, la constante diélectrique relative et l'angle de perte. Pour avoir une grande efficacité et une large bande passante il est préférable d'utiliser des substrats de basse permittivité. Au contraire, les substrats dont la permittivité diélectrique est élevée sont conseillés pour les circuits micro-ondes permettant la minimisation des ondes de surfaces.

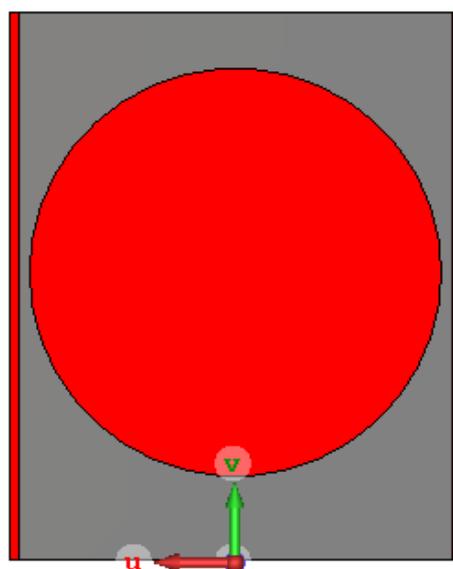
### III.5 Modèles d'antennes initiales

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 termes de simplicité et de performance, à sélectionner, sont de type patch. Une antenne imprimée a été redessinée, modifiée, et simulées dans CST Microwave Studio afin de vérifier leur caractéristique et leur résultat. Cette antenne a été conçue pour fonctionner en 2.4 GHz en vue de l'intégrer avec les dispositifs médicaux qui fonctionnent sur cette fréquence.



**Figure (III.2) :** vue de face de l'antenne biomédicale conçue.



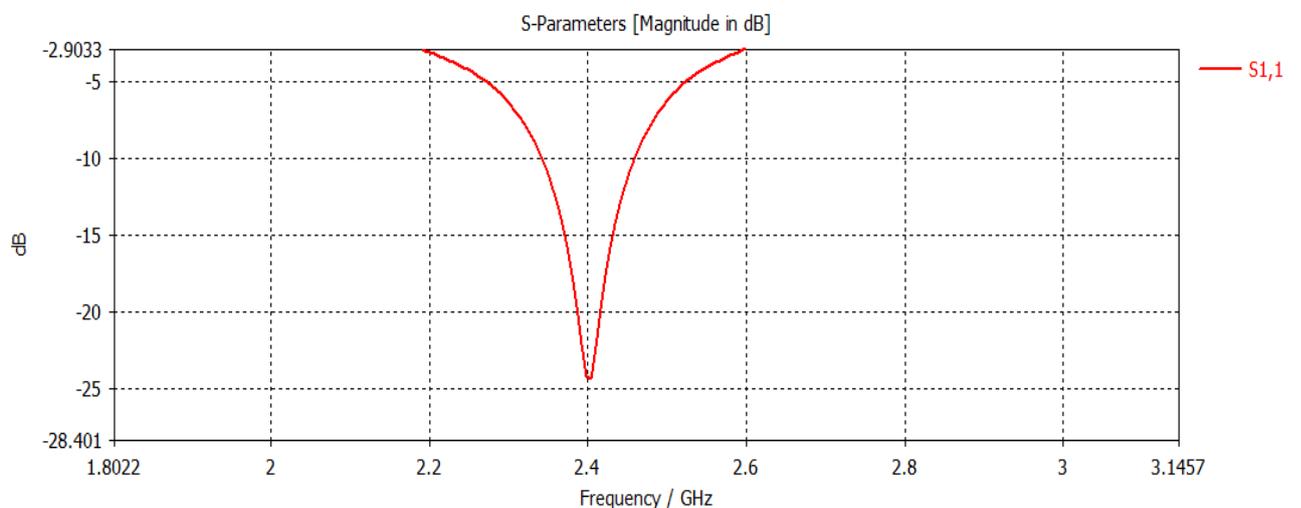
**Figure (III.3) :** vue d'arrière de l'antenne biomédicale conçue.

Cette antenne a des dimensions bien précises qui permet une résonance à 2.4GHz avec un faible niveau de  $S_{11}$  qui arrive jusqu'au -24.2 dB.

Les variables	Les dimensions
Longitude du sub	49 mm
Largeur du sub	60 mm
Epaisseur du sub	1.5 mm
R patch	17.5 mm
R rect	42.2 mm
Longitude GND	47 mm
R cercle GND	22.3 mm

**Tableau (III.1) :** Dimensions géométriques de l'antenne biomédicale conçue.

Les résultats de simulation de cette antenne sont présentés sur la Figure (III.3). L'adaptation de l'antenne est très bonne avec une valeur du coefficient de réflexion de -24.2 dB.

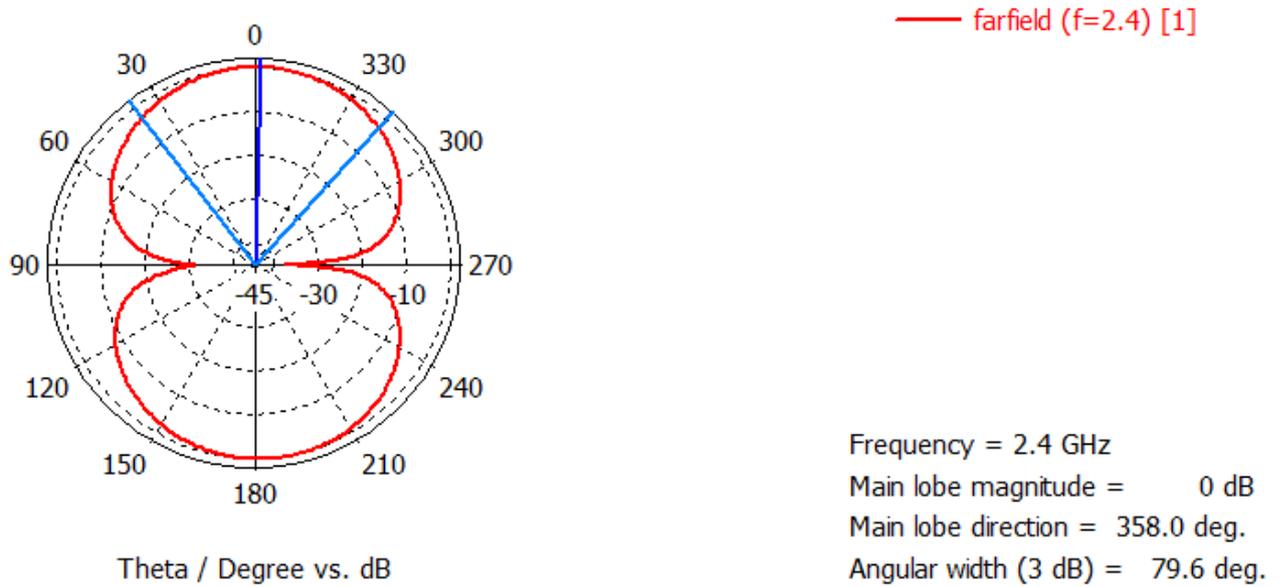


**Figure (III.4) :** Représentation du coefficient de réflexion  $S_{11}$  simulé.

### III.5.1 Le diagramme de rayonnement en 2D :

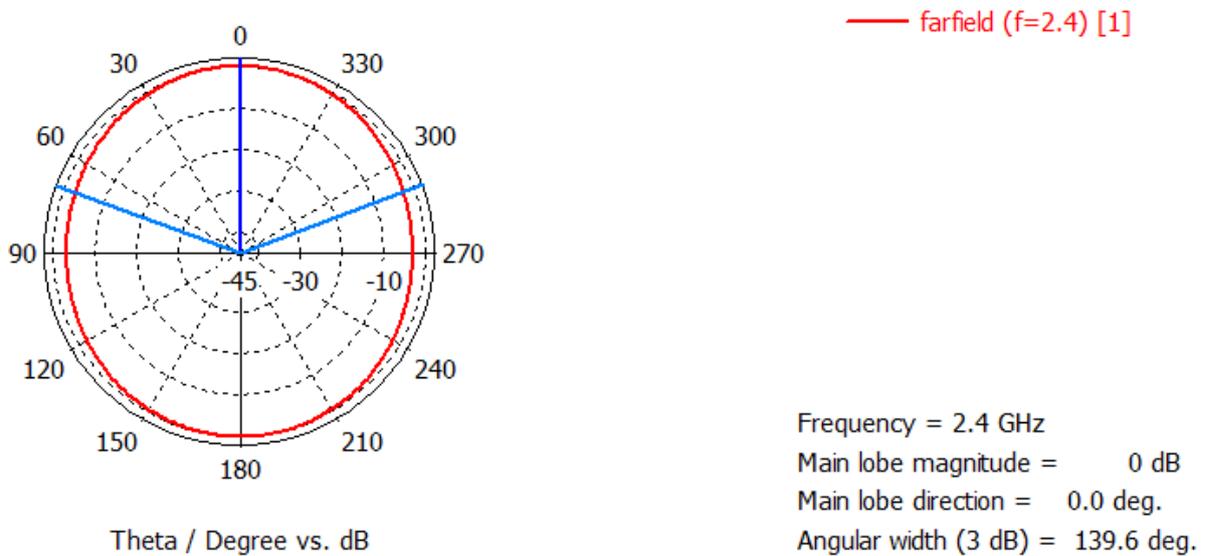
La figure suivante représente le diagramme de rayonnement en 2D de cette antenne à 2.4 GHz dans le plan E et le plan H, respectivement.

Farfield E-Pattern Ludwig 3 Copolar (Phi=90)



**Figure (III.5) :** Diagramme de rayonnement au plan E avec Phi= 90 simulé.

Farfield E-Pattern Ludwig 3 Copolar (Phi=0)



**Figure (III.6) :** Le diagramme de rayonnement au plan H avec Phi= 90 simulé.

### III.5.2 Le diagramme de rayonnement en 3D

Le diagramme de rayonnement en 3D simulé de cette antenne à 2.4 GHz est représenté sur figure (III.5).

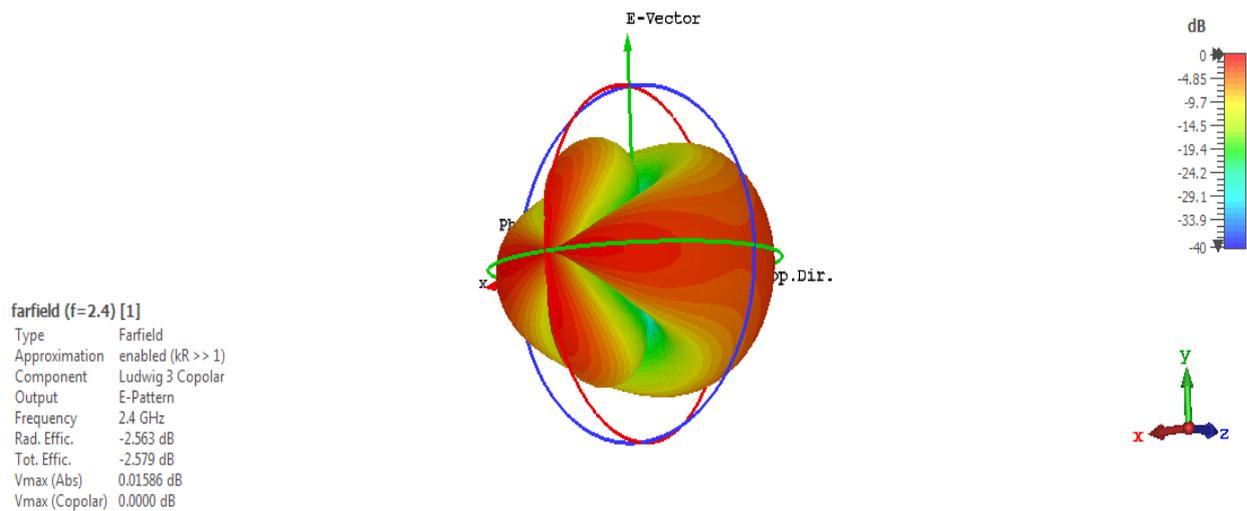


Figure (III.7): Diagramme de rayonnement en 3D simulé.

### III.5.3 VSWR et impédance Z :

Dans la figure (III.5) présentent le VSWR de l'antenne biomédicale conçue.

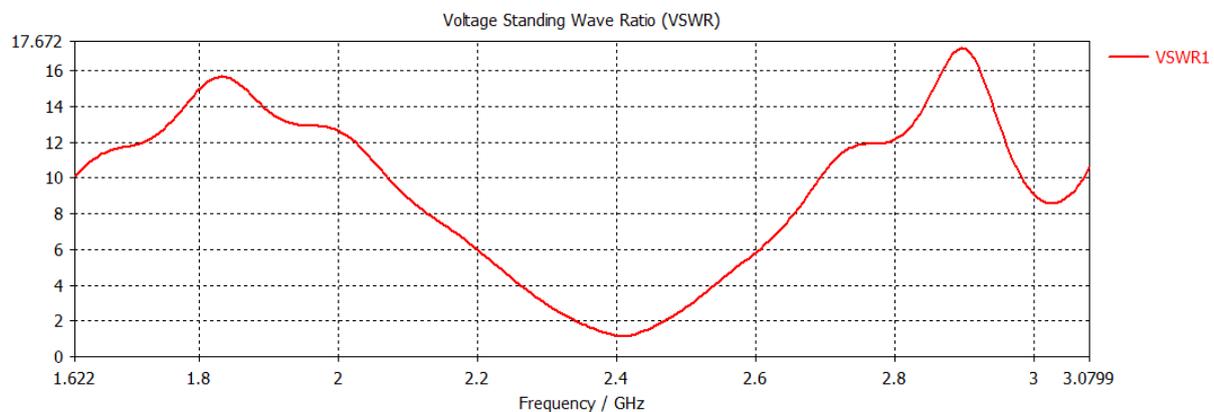


Figure (III. 8): Le taux d'onde stationnaire de l'antenne biomédicale conçue.

Le rapport d'onde stationnaire (VSWR) qui est inférieur de 1.8montre une bonne adaptation de l'antenne à la fréquence 2.4 GHz. La figure (III.6) présente l'impédance caractéristique  $Z_{11}$  de l'antenne biomédicale.

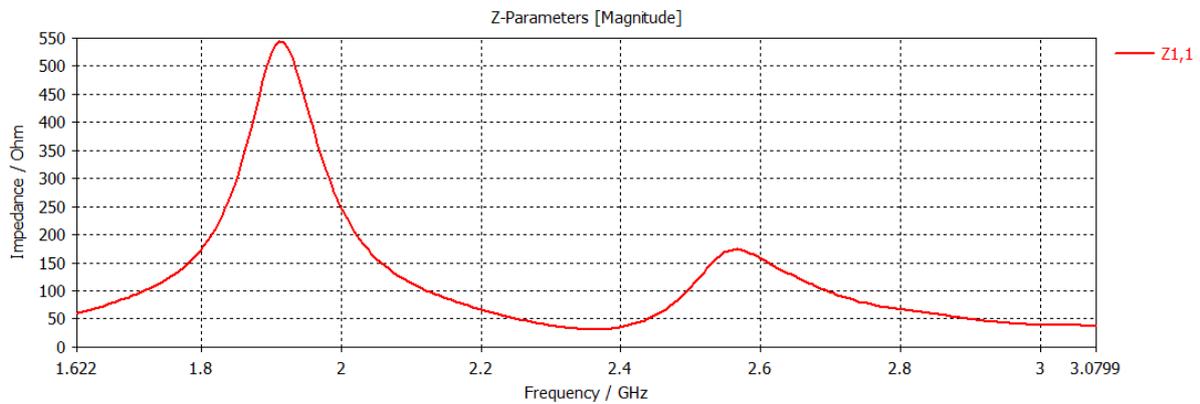


Figure (III.9) : Impédance caractéristique  $Z_{11}$  de l'antenne biomédicale conçue.

## III .6 Réalisation

### III 6.1 outils de réalisation

#### III 6.1.1 Machine de prototypage LKPF ProtoMat E44

Les séries LKPF ProtoMats d'E sont les leaders dans le monde du prototypage interne professionnel de carte électronique.[34].

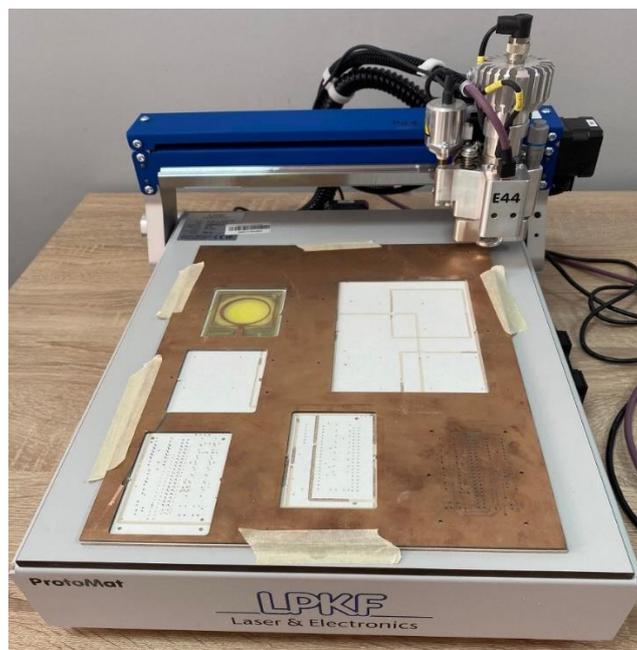


Figure (III.10): Machine de prototypage LKPF ProtoMat E44 disponible dans notre laboratoire.

### III 6.1.2 LPKF CircuitPro PM Software

Chaque traceur de carte de circuit imprimé LPKF comprend un progiciel complet pour importer des données à partir de n'importe quel progiciel CAO de configuration de circuit imprimé pour contrôler le traceur. Ce logiciel est conçu pour être simple à utiliser, parfaitement adapté au matériel et compatible avec tous les programmes de CAO courants [35].



Figure (III.11) : Logicielle Circuit Pro.

### III.6.2 Réalisations de l'antenne biomédicale conçue.

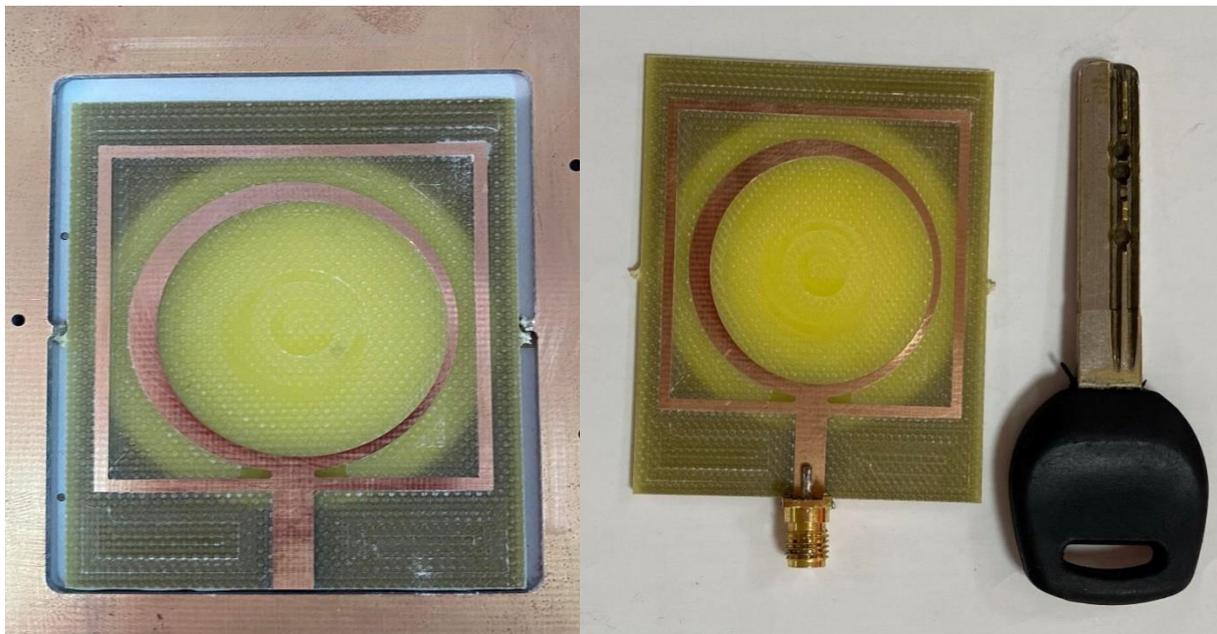


Figure (III.12) : Antenne Biomédicale.

### III.6.2.1 L'analyseur de réseau Rohde and Schwarz

Ce type d'analyseur est l'outil qui nous a permis d'avoir les performances de l'antenne biomédicale réalisée dans ce mémoire. La gamme d'analyseurs Rohde & Schwarz propose tout un ensemble d'options. Conçus par des experts RF chez Rohde & Schwarz, tous les analyseurs de réseau offrent une exceptionnelle intégrité du signal ainsi qu'une excellente fiabilité [36].



Figure 3.13 : Analyseur de réseau de type Rohde and Schwarz.

### III 6.3 Mesure par Analyseur de réseau

La figure (III.14) et figure (III.15) montrant l'impédance de l'antenne  $Z_{11}$  réel et imaginaire mesurées à l'aide de l'analyseur de réseau.

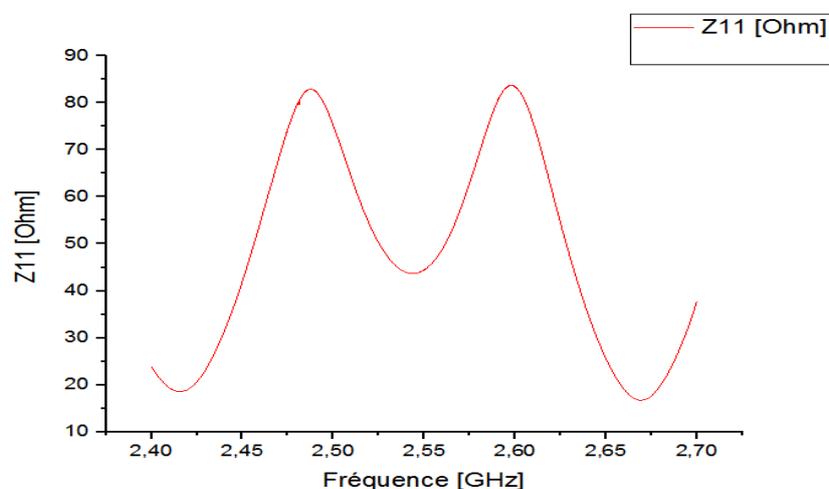
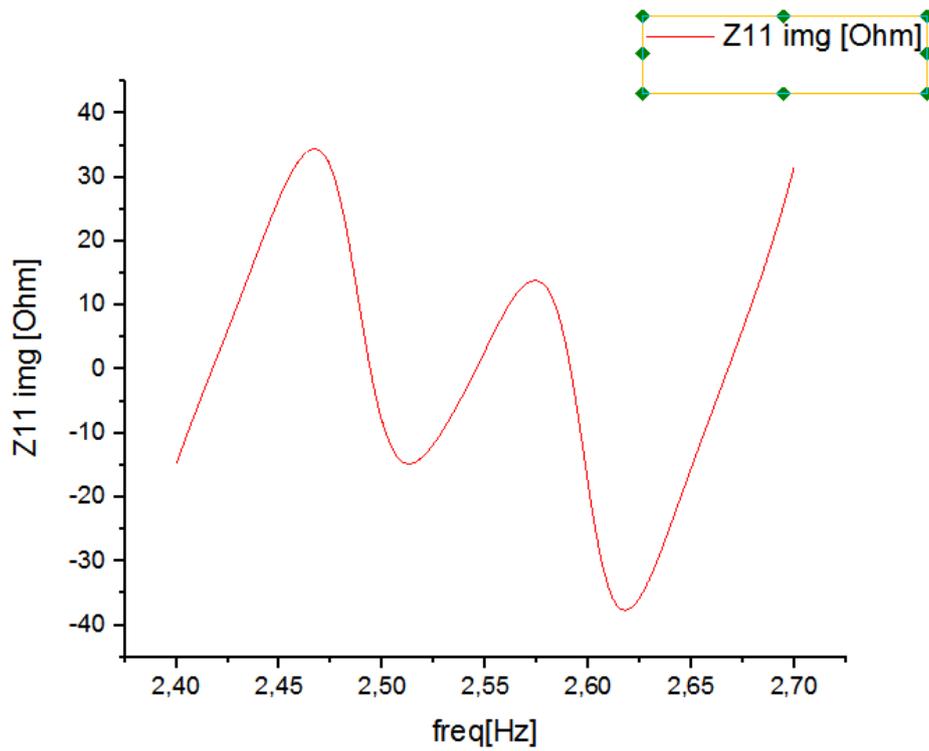
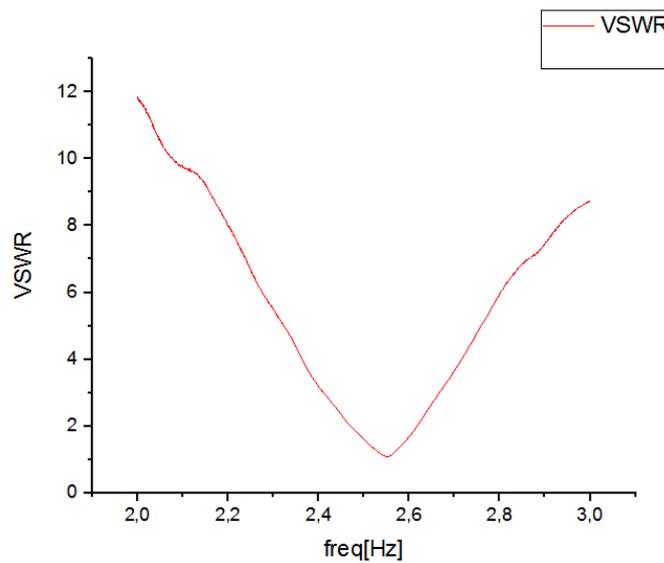


Figure (III.14) : Impédance réel mesurée.



**Figure (III.15) :** Impédance imaginaire mesurée.

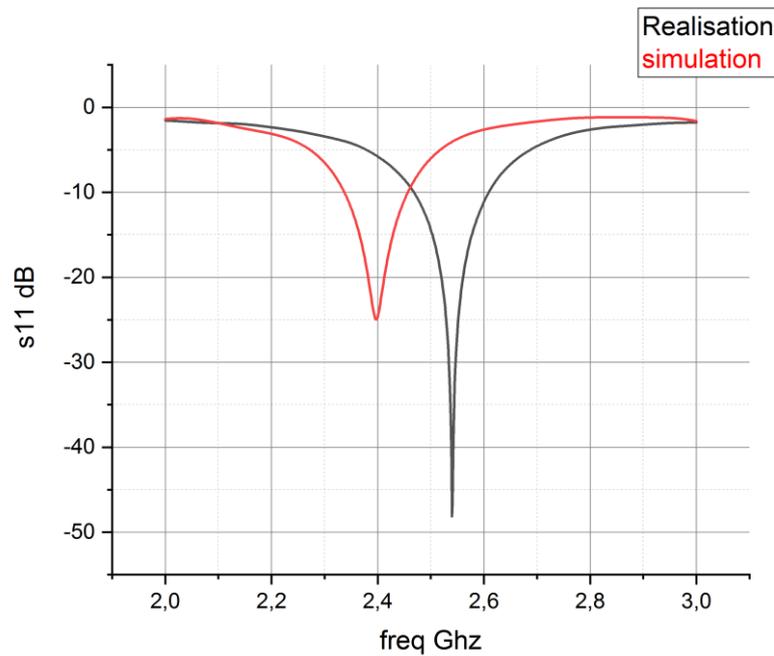
La figure (III.16) montre la mesure du rapport d'onde stationnaire « Voltage Standing Wave Ratio » de l'antenne fabriquée.



**Figure (III.16) :** VSWR mesuré de l'antenne biomédicale fabriquée.

Il est évident d'après les résultats de mesure obtenus que l'antenne fabriquée a une bonne adaptation autour de 2.4 GHz. Ainsi, on observe une mauvaise adaptation en dehors de la bande autour de la fréquence 2.4 GHz.

La Figure (III.17) montre une comparaison du coefficient de réflexion de l'antenne biomédicale simulé et mesuré.



**Figure (III.17) :** Coefficient de réflexion de l'antenne biomédicale simulé et mesuré.

Les résultats obtenus montrent qu'il y a un petit décalage entre le  $S_{11}$  mesuré et le  $S_{11}$  simulé et cette différence ne fait pas un grand impact sur les performances de notre antenne. Le décalage de la fréquence de résonance est dû aux incertitudes de fabrication et de mesures.

### **III.7 Conclusion**

On a débuté ce chapitre par une conception géométrique et un calcul numérique des différentes caractéristiques de l'antenne biomédicale simulée en utilisant le simulateur CST Microwave Studio. Les dispositifs employés pour la réalisation et la mesure des différents paramètres de l'antenne ont été exposés. Les résultats obtenus montrent que l'antenne a des bonnes performances et qu'elle peut être utile pour des applications biomédicales et spécialement pour la surveillance de la santé des patients à distance et en temps réel.

# **Conclusion générale**

### Conclusion générale :

L'objectif de ce mémoire est le développement d'une antenne réservée aux applications de la Biotélémetrie sans fil, une des applications de ce travail est l'interconnexion avec les dispositifs médicaux implantés au corps humain, ce travail porte sur le développement des antennes biomédicales en termes d'efficacité et d'adaptation avec des dispositifs implantables.

L'intérêt de l'application médicale s'est considérablement accru, principalement en raison de ses applications bénéfiques. Les applications impliquent une endoscopie par capsule, des soins cardiaques et des paramètres de santé (surveillance de la fréquence cardiaque, du glucose, de la température), qui sont facilités par différents dispositifs portables et implantables. En comparaison avec les dispositifs portables, le dispositif implantable fournit un outil unique pour accéder à certains signaux vitaux à l'intérieur du corps humain à des moments critiques.

Ce travail consiste principalement à la conception et à la caractérisation d'une antenne biomédicale placée à l'extérieur du corps humain et connectée avec les dispositifs implantés au corps pour les applications médicales. Pour que ces antennes soient capables d'assurer leurs fonctions convenablement, nous avons pris en considération, lors de la conception de cette antenne, le milieu dissipatif dans lequel se passe la transmission entre les dispositifs implantés et notre antenne. En effet, le corps humain, est un ensemble de plusieurs tissus possédant chacun ses propres propriétés diélectriques, n'est pas un milieu idéal pour la transmission des ondes RF à cause de l'atténuation liée aux propriétés diélectriques des tissus biologiques. Ceci affecte énormément sur la qualité de transmission des données physiologiques vers l'antenne, ce qui dégrade significativement leurs performances.

Dans ce travail de fin d'étude de master, une conception d'une antenne est proposée pour l'application de biomédicale.

La conception de l'antenne rayonne pour la fréquence 2.4Ghz.

Une étude paramétrique traite également les influences des paramètres sur les performances de l'antenne tels que la fréquence de résonance, le coefficient de réflexion et la bande passante est faite. Pour que cette antenne soit capable d'assurer leurs fonctions convenablement.

Nous avons commencé notre travail donnant des généralités sur l'application des antennes au domaine biomédicales puis en a passer au détection des tumeurs cancéreuses avec quelque propriétés diélectrique du tissu humain puis en a parler du surveillance des patients à

## Conclusion générale

distance. La deuxième étape de notre travail était une présentation d'une manière générale des antennes puis en a présenter l'antenne imprimé qui est réalisé dans ce travail. La troisième étape de ce travail était la conception d'une antenne biomédicale à travers le logiciel CST Microwave Studio 2019 et finalement une réalisation de cette antenne.

Les résultats obtenus sont encourageants pour les futurs travaux sur la conception d'antennes pour les application Biotélémetrie sans fil.

# **Bibliographie**

- [1] Electromagnetic theory the unification of electricity and magnetism by James Clerk Maxwell.
- [2] thèse Présentée pour l'obtention du diplôme de DOCTORAT EN SCIENCES Spécialité : Electronique. Option : Communication THEME ANALYSE RIGOUREUSE DES ANTENNES F INVERSEES PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS D'ORDRE SUPERIEUR Présentée Par DJELLID Asma.
- [3] . L'IMPLANTATION COCHLEAIRE : EXPERIENCE DU SERVICE D'OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE DU CHU MOHAMMED VI (2007-2010) THESE PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE .../.../2011  
PAR Melle. Khaoula HSSAINE Médecin interne du CHU Mohammed VI – Marrakech POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE
- [4] Guillaume VILLEMAUD, 'Caractéristiques Générales des Antennes.ppt'.
- [5] T. Pattnayak and G. Thanikachalam, 'Antenna Design and RF Layout Guidelines.'
- [6] Magister en Electronique OPTION Micro-ondes pour Télécommunication Par Mourad HASSAD  
THEME MODÉLISATION D'UNE ANTENNE PATCH RÉALISÉE SUR UN SUBSTRAT À TENSEURS DE PERMITTIVITÉ ET DE PERMÉABILITÉ DIAGONAUX.
- [7] Mémoire présenté pour l'obtention Du diplôme de Master Académique Par: DEGHEFEL Walid et MERZOUGUI Rami Intitulé Etude et conception d'une antenne patch ultra large bande ULB à bande rejetée
- [8] Conception, Simulation, Réalisation et mesure d'une antenne imprimée rectangulaire 2.4 GHz, F. Daout, S. Jacquet, X. Durocher, G. Holtzmer. IUT Ville d'Avray, Dep GEII, 50 rue de Sèvres, 92410 Ville D'avray , [auteur@u-paris10.fr](mailto:auteur@u-paris10.fr)
- [9] Mémoire de fin d'études En vue de l'obtention du Diplôme de Master en Electronique Option : Réseaux et Télécommunications Thème : Etude des antennes planaires avec le modèle de la cavité et le modèle de la ligne de transmission.
- [10] A. Kazemipour, "Contribution à l'étude du couplage entre antennes, application à la comptabilité électromagnétique et à la conception d'antennes et des réseaux d'antennes", Thèse de doctorat présentée à l'école nationale supérieure des télécommunications de Paris, France, 2002.
- [11] THÈSE DE DOCTORAT SPECIALITE : PHYSIQUE Ecole Doctorale « Sciences et Technologies de l'Information des Télécommunications et des Systèmes » Présentée par : CHOUA Yahya Sujet : Application de la méthode des éléments finis pour la modélisation de configurations de contrôle non destructif par courants de Fouca
- [12] la fondation arc pour les recherches sur le cancer.
- [13] THESE DE DOCTORAT EN CO-TUTELLE DE L'UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE COMUE UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE : Développement d'antennes pour la détection de tumeurs cancéreuses dans le sein. Par : Zahra KATBAY
- [14] plan national cancer 2015/2018 nouvelle version stratégique centrée sur le malade .
- [15] THÈSE Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université Paris-Est Spécialité : Électronique, optronique et systèmes CONCEPTION D'ANTENNES DE COMMUNICATION À TRAVERS LE CORPS HUMAIN POUR LE SUIVI THÉRAPEUTIQUE

- [16] Mémoire de fin d'étude En vue de l'obtention du diplôme de Master Présentée Par BRAKHLIA Asma, ALMURESI Monia Yahya THEME ETUDE ET CONCEPTION D'UNE ANTENNE IMPLANTABLE DANS LE DOMAINE MEDICAL.
- [17] THÈSE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ BRETAGNE SUD Université Bretagne Loire ÉCOLE DOCTORALE N° 601 Mathématiques et Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication Spécialité : Informatique Par Mathieu BAGOT Plateforme adaptative pour le suivi de l'état de santé de patients mobiles.
- [18] R. Istepanian, S. Laxminarayan, and C. S. Pattichis, m-Health. Springer, 2006.
- [19] Mémoire Présenté pour obtenir le diplôme de master académique en Informatique Parcours : Réseaux et Technologies de l'Information et de la Communication(RTIC) Suivi médicale à distance dans l'internet des objets Par :MIMI Amani
- [20] The Second International Workshop on Recent Advances on Machine-to-Machine Communications Wireless Body Area Networks: Applications and technologies Rim Negraa,\* , Imen Jemilia , Abdelfettah Belghitha,b aHANALab, University of Manouba, Tunisia.
- [21] <https://www.3ds.com/fr/produits-et-services/simulia/produits/cst-studio-suite/>
- [22] Conception d'une antenne miniaturisée ULBentechologie microruban pour la détection des tumeurs du sein : Solution innovante non invasive Nirmine HAMMOUCH Hassan AMMOR Equipe de Recherche en Smart Communications, Centre de Recherche E3S, EMI, Université Mohammed V de Rabat, Maroc.
- [23] MEMOIRE Présenté pour l'obtention du diplôme de MASTER En : Télécommunications Spécialité : Systèmes de Télécommunications Par : LARIBI HANANE HAYAT et KAMNI NAIMA Sujet Conception d'antennes implantables larges bandes pour les applications médicales
- [24] LE DIPLOME DE MASTER FILIERE : TELECOMMUNICATION Spécialité : Systèmes des Télécommunications Par → Kennouche Nourelhouda → Bounoua Maissa Intitulé Etude et Conception des antennes PIFAs bi-bandes pour applications biomédicales
- [25] Loumé, Lise. Implantation du plus petit pacemaker au monde. www.sciencesetavenir.fr. [Online] juin 2014.
- [26] DARROUZET, Pr Vincent. Surdité profonde : les implants cochléaires. www.chu-bordeaux.fr. [Online] mai 2020.
- [27] THÈSE DE DOCTORAT Système Antennaire Directif et Reconfigurable pour Réseaux de Capteurs Sans Fil Akimu Ayan Niyi DIHISSOU Laboratoire d'Électronique, Antennes et Télécommunications (LEAT)
- [3] . L'IMPLANTATION COCHLEAIRE : EXPERIENCE DU SERVICE D'OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE DU CHU MOHAMMED VI (2007-2010) THESE PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE .../.../2011  
PAR Melle. Khaoula HSSAINE Médecin interne du CHU Mohammed VI – Marrakech POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE
- [28] 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

[29] Caractérisation électrique des tissus biologiques et calcul des phénomènes induits dans le corps humain par des champs électromagnétiques de fréquence inférieure au GHz Laurent Bernard

[30] C.Gabriel, S.Gabriel and E.Corthout: "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey", Phys. Med. Biol. 41 (1996).

[31] Pour obtenir le Diplôme de Magister en Electronique Option : signaux et application Par DLALI Djamel Sujet Analyse de l'influence du taux de perfusion sanguine Sur la distribution de Température

[32] CENTRE D'EXPERTISE EN ANALYSE ENVIRONNEMENTALE DU QUÉBEC. Détermination de la conductivité : méthode électrométrique, MA. 115 – Cond. 1.1, rév. 1, Ministère du Développement durable, de l'Environnement et de la Lutte contre les changements climatiques, 2015, 9 p.

[33] David Jiles, *Introduction to magnetism and magnetic materials*, New York, CRC press.

[34] <https://www.directindustry.fr/prod/lpkf-laser-electronics>.

[35] [https://www.lpkfusa.com/products/pcb\\_prototyping/software/circuitpro\\_pm/](https://www.lpkfusa.com/products/pcb_prototyping/software/circuitpro_pm/)

[36] <https://www.rohde-schwarz.com/fr/produit>.

[37] **THÈSE** *Présentée pour l'obtention du diplôme de DOCTORAT EN SCIENCES En ÉLECTRONIQUE Par M. CHAABANE Abdelhalim*

[38] Master Académique Domaine : SCIENCES & TECHNOLOGIES Filière : TELECOMMUNICATION Spécialité : Réseaux et Télécommunications Thème : Design d'une antenne TCR pour mini satellite de télécommunications en la bande Ku Présenté par : RADJI Mohammed Ryad & LAGHA Ahmed Abdessamad