

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'Etude
Pour l'Obtention du Diplôme de Master Académique

Domaine : **Sciences et Technologies**
Filière : **Télécommunications**
Spécialité : **Systemes des Télécommunications**

**Conception et réalisation d'une antenne ultra large bande
pour des applications biomédicales**

Présenté par :

HADDAD Mouslim
KHELIL Abdelmadjid

Sous la direction de :

Dr. KHALFALLAOUI Abderrezak

Juin 2023

Remerciement

Tout d'abord, nous tenons à remercier Allah, de nous avoir donnés la foi et de nous avoir permis d'en arriver là.

C'est avec un grand honneur que nous remercions notre cher enseignant et promoteur, Docteur **Mr KHALFALLAOUI ABDERREZAK**, Pour nous avoir accepté de nous encadrés et pour nous avoir dirigés tout au long de la réalisation de ce travail, pour ses précieux conseils, sa patience et ses encouragements.

Un grand remerciement pour les membres du jury, à tous nos professeurs qui n'ont ménagé aucun effort pour nous transmettre leur savoir faire durant notre cursus universitaire. On remercie également tous nos amis et collègues de la promotion de télécommunication 2022/2023.

Un très grand merci à nos très chers parents, pour le soutien et le courage.

Nos remerciements vont également à l'ensemble du personnel technique des laboratoires de notre faculté ST/TLC université 8 mai1945 GUELMA, dans lesquels ce travail été réalisé pour la sympathie et l'aide qu'ils nous ont accordé durant toute la période de la réalisation du travail, et plus particulièrement **BILEL & SORIYA**.

Dédicace

Ce travail est dédié particulièrement à mes très

Chers parents, qui m'ont accompagné, aidé, soutenue

Et encourage tout au long de ma vie :

Mon **père** et ma **mère**.

A tous mes **frères**.

A tous les membres de famille.

A meilleurs amis :

**Borhane,oussama,akrem,houssam,oussama,
Mehdi,ayoub.**

A mon binome **Madjed**.

A tous ceux que j'aime et je respecte.

HADDAD Mouslim

Dédicace

DEDICACES Je dédie ce modeste travail :

A moi-même.

A mes très chers parents que Dieu me les garde.

A ma chère mère **S. ZAHIA** « Tu m'a donné la vie, la tendresse et le Courage pour réussir. Tout ce que je peux offrir ne pourra jamais exprimer l'amour et la reconnaissance que je te porte ».

A mon père héro **CHERIF** « l'épaule solide, l'œil attentif et compréhensif. Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments, que dieu te préserve et te procure santé et longue vie ».

A mon frère et mes deux soeurs pour son soutien moral et ses conseils, ainsi que toute ma famille, pour leur affection, soutien et encouragements incessants et déterminants dans ce travail.

A mon cher binôme dans ce travail **H. MOUSLIM** à mes chères amies **B. ANIS, D. AHMED, S. MOUNDJI, N. AMINE, S. LOUAI, K. AMMAR, B. BORHAN, Z. HOUSSEM** et **A. AKRAM** pour leurs encouragements.

A toute autre personne que je n'ai pas citée et dont l'aide m'a été précieuse.

KHELIL Abdelmadjid

Résumé

Ce projet de fin d'études vise à concevoir et réaliser une antenne ultra-large bande (ULB) qui fonctionne dans la plage de fréquences de 2 GHz à 10.6 GHz., spécifiquement pour des applications biomédicales. La simulation de l'antenne proposée a été effectuée à l'aide du logiciel Computer Simulation Technology (CST). En effet, le prototype fabriqué est imprimé sur un substrat Rogers RT5880 qui a une permittivité de 2.2 une épaisseur de 1.57 mm d'une dimension de 48x43.2mm², dans lequel l'imprimante laser LPKF S103 est utilisée. Les résultats de mesure du R&S®ZNB VNA montrent que la bande de fonctionnement de l'antenne fabriquée est entre les deux fréquences 2.7-10.6 GHz, présentant ainsi une largeur de bande 7.9 GHz. De plus, des mesures des diagrammes de rayonnement ont été effectuées à la fréquence de 10 GHz, et les résultats obtenus sont corrects. Un essai de détection à travers une chaire de poulet est établi pour prouver l'utilité du prototype fabriqué.

Abstract

This end-of-study project aims to design and build an ultra-broadband antenna (UWB) that operates in the frequency range from 2 GHz to 10.6 GHz., specifically for biomedical applications. The proposed antenna was simulated using Computer Simulation Technology (CST). Indeed, the manufactured prototype is printed on a Rogers RT5880 substrate that has a permittivity of 2.2 a thickness of 1.57 mm with a dimension of 48x43.2mm², in which the LPKF S103 laser printer is used. The R&S®ZNB VNA measurement results show that the operating band of the manufactured antenna is between the two 2.7-10.6 GHz frequencies, thus presenting an 7.9 GHz bandwidth. In addition, measurements of the radiation patterns were made at the 10 GHz frequency, and the results obtained are correct. A test of detection through a chicken pulpit is established to prove the utility of the manufactured prototype.

المخلص

يهدف مشروع نهاية الدراسة هذا إلى تصميم وبناء هوائي فائق النطاق يعمل في نطاق التردد من 2 جيجاهرتز إلى 10.6 جيجاهرتز، خاصة للتطبيقات الطبية الحيوية. تمت محاكاة الهوائي المقترح باستخدام تقنية محاكاة الكمبيوتر (CST) في الواقع، يتم طباعة النموذج الأولي المصنع على ركيزة RT5880 روجرز التي لها سماكة 2,2 تبلغ 1,57 ملم مع بُعد 48×43.2 ملم²، حيث يتم استخدام طباعة الليزر S103 LPKF تظهر نتائج قياس R&ZNB VNA أن النطاق التشغيلي للهوائي المصنع بين ترددين 2.7-10.6 جيجاهرتز، وبالتالي يقدم عرض نطاق ترددي 7.9 جيجاهرتز. بالإضافة إلى ذلك، تم إجراء قياسات لأنماط الإشعاع بتردد 10 جيجاهرتز، والنتائج التي تم الحصول عليها صحيحة. يتم إنشاء اختبار للكشف من خلال منبر الدجاج لإثبات فائدة النموذج الأولي المصنع.

Table de matière

Remerciement	
Dédicace	
Résumé	
Abstract.....	
الملخص.....	
Table de matière	
Liste des figures.....	
Liste des tableaux	

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

Chapitre I

Généralité sur les antennes et la technologie ultra large bande

1	Introduction	3
2	Définition de l'antenne	4
3	Les différentes sortes d'antennes	4
4	Antenne imprimée	5
5	Techniques d'alimentation des antennes imprimées	6
5.1	Alimentation avec contact	6
5.1.1	Sonde coaxiale.....	6
5.1.2	Linge micro ruban	7
5.2	Alimentation sans contact (par proximité).....	8
5.2.1	Ligne micro ruban en sandwich	8
5.2.2	Guide d'onde coplanaire.....	9
5.2.3	Couplage par fente.....	9
6	Caractéristiques de l'antenne.....	10
6.1	Diagramme de rayonnement.....	10
6.2	Le coefficient de réflexion (S11).....	11
6.3	Directivité	12
6.4	Gain.....	12
6.5	Le rendement	12
6.6	L'impédance d'entrée	12
6.7	La bande passante et facteur de qualité	13
6.8	Angle d'ouverture	13

6.9	Fréquence de résonance fr	14
7	Les applications des antennes imprimées.....	14
8	Les avantages et l'inconvénient des antennes imprimées	14
9	Les antenne ULB.....	15
9.1	La technologie ultra large bande.....	15
9.1.1	Définition.....	15
9.1.2	Réglementations de la technologie ULB	16
9.1.3	Caractéristiques principales d'ULB	17
9.1.4	Avantages et inconvénients de l'Ultra Large Bande.....	18
9.1.5	Application d'ULB.....	18
10	Conclusion.....	19

Chapitre II

Les antennes dans les domaines biomédicales

1	Introduction	21
2	La médecine sans fil	21
3	La télémédecine.....	22
3.1	Procédures de la télémédecine	24
3.1.1	Télésurveillance médicale	24
3.1.2	Téléconsultation	24
3.1.3	Télé-expertise	24
3.1.4	Téléassistance médicale.....	24
3.1.5	Régulation médicale	25
3.2	Exemples de spécialités	25
4	Les dispositifs électroniques médicale	26
4.1	Définition.....	26
4.2	Les différents types de dispositifs électroniques médicaux.....	26
4.3	Exemple sur les dispositifs électronique médical	26
4.3.1	Pacemaker ou stimulateur cardiaque	26
4.3.2	Implant rétinien	27
4.3.3	Implant cochléaire	28
4.3.4	Capsules endoscopiques	28
4.3.5	Dosimètre in vivo	29
4.3.6	Antennes implantables.....	30
5	L'utilisation des antennes ultras large bande dans le domaine biomédicale	30
5.1	Radar ULB	31
5.2	Dispositifs sans fil sans contact	31
5.3	Télésurveillance continue	31

6	Imagerie médicale	32
6.1	La définition de l'onde électromagnétique	33
6.2	Imagerie Micro-ondes	33
7	Caractéristiques diélectriques du corps humain	35
8	Conclusion	35

Chapitre III

Simulation et réalisation

1	Introduction	37
2	Définition de Logiciel CST Studio Suite.....	37
3	Description générale de l'interface CST	37
4	Description de l'antenne de base	38
5	Les étapes de conception	39
6	Etude paramétrique.....	41
6.1	Effet de largeur de la ligne d'alimentation Wf	41
6.2	Effet de longueur de la ligne d'alimentation Lf.....	41
6.3	Effet de longueur du plan de masse	42
7	Dimensionnement de l'antenne optimisée.....	42
8	Réalisation et mesure expérimentale	43
8.1	Description du matériel et réalisation	43
9	Mesures expérimentales	44
9.1	Mesure de coefficient de réflexion S11	44
9.2	Mesures de coefficient de réflexion dans la chambre anéchoïque.....	46
9.3	Taux d'onde stationnaire (VSWR)	47
9.4	Impédance caractéristique Z11	48
9.5	Mesure du diagramme de rayonnement.....	49
10	Test de détection	51
11	Conclusion.....	51
	Conclusion générale	55
	Bibliographie	57

Liste des figures

Chapitre I

Figure 1.1 : Principe transmission par onde électromagnétique.....	4
Figure 1.2 : différentes sortes d'antennes.....	4
Figure 1.3 : Présentation d'une antenne patch.	5
Figure 1.4 : Les différentes formes d'une antenne imprimée.....	5
Figure I. 5 : Les techniques d'alimentation.	6
Figure 1. 6 : Alimentation par câble coaxial.	7
Figure 1.7 : Alimentation par ligne microbande.	7
Figure 1.8 : Alimentation par ligne microbande.	8
Figure 1.9 : Ligne microbande en sandwich.	8
Figure 1.10 : Alimentation par guide d'onde coplanaire.	9
Figure 1.11 : Alimentation par le couplage par fente.	9
Figure 1.12 : Représentation de Diagramme de rayonnement d'une antenne.	10
Figure 1.13 : formes typiques de diagramme de rayonnement.	11
Figure 1.14 : Mesure de la bande passante à partir du tracé de coefficient de réflexion. ..	13
Figure 1.15 : Diagramme de rayonnement et angle d'ouverture.	14
Figure 1.16 : schéma simplifié représentant un spectre bande étroite et large bande et ultra large bande.	16
Figure 1.17 : Spectre d'émission imposé par la FCC aux USA.....	16
Figure 1.18 : Projets de limites d'émission de signaux ULB en Europe et au Japon.	17

Chapitre II

Figure 2.1 : Un système de Bio-téléométrie Numérique sans fil qui surveille les signes vitaux a l'aide d'un téléphone intelligent.	22
Figure 2.2 : La télémédecine	23
Figure 2.3 : Typologie de la télémédecine	25
Figure 2.4 : Implant Pacemaker.	27
Figure 2.5 : Implant rétinien	27
Figure 2.6 : Implant cochléaire	28
Figure 2.7 : Structure de la capsule endoscopique	29
Figure 2.8 : Dosimètre en VIVO	29
Figure 2.9 : (a) matériel Silastic MDX-4210 Biocompatible, (b) Antenne encastrée.....	30
Figure 2.10 : (a) Foetale détecter, (b) La détection de l'os.	31

Figure 2.11 : La Télésurveillance continue.	32
Figure 2.12 : Spectre électromagnétique	33
Figure 2.13 : Schéma représentatif du sein, antenne patch et tumeur montrant diffusion de signaux.....	34

Chapitre III

Figure 3.1 : l'interface du CST studio.	37
Figure 3.2 : les paramètres de l'antenne de base.	38
Figure 3.3 : S11 pour différentes largeurs de ligne.	41
Figure 3.4 : S11 pour différentes longueurs de ligne.	41
Figure 3.5 : S11 pour différentes longueurs de ligne L_g	42
Figure 3.6 : Dimensionnement d'antenne.	42
Figure 3.7 : la machine ProtoMap	44
Figure 3.8 : l'antenne réalisée.	44
Figure 3.9 : ZNB 20-VECTOR NETWORK ANALYSER.....	45
Figure 3.10 : Comparaison entre le S11 simulé et mesuré.	45
Figure 3.11 : Mesure de coefficient de réflexion dans la chambre anéchoïque.	46
Figure 3.12 : Comparaison entre S_{11} mesuré dans la chambre et à l'analyseur.	47
Figure 3.13 : VSWR simulé en fonction de la fréquence.....	47
Figure 3.14 : VSWR mesuré en fonction de la fréquence.	48
Figure 3.15 : impédance réelle simulé et mesuré de l'antenne biomédicale.....	48
Figure 3.16 : impédance imaginaire simulée et mesurée de l'antenne biomédicale.	49
Figure 3.17 : Banc de mesure de diagramme de rayonnement.	50
Figure 3.18 : Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan E.....	50
Figure 3.19 : Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan H.	51
Figure 3.20 : Mesure de coefficient de réflexion pour la détection des tumeurs.	52
Figure 3.21 : Mesure de coefficient de réflexion avec et sans tumeur.	52
Figure 3.22 : SAR d'antenne avec le sein.	53

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau 1.1 : classification fréquentielle des systèmes par FCC.	15
Tableau 1.2 : Avantages et inconvénients de l'Ultra Large Bande.	18

Chapitre III

Tableau 3.1 : Paramètres géométriques de l'antenne proposée	39
Tableau 3.2 : Les étapes de conception.....	39
Tableau 3.3 : les différents paramètres d'antenne.	43

Liste des acronymes

CST : Computer Simulation Technology.

ULB : Ultra large bande.

RF : Radio fréquence.

VSWR : Voltage Standing Wave Ratio.

FCC : Federal Communications Commission.

DARPA: Defense Advanced Research Projects Agency 1990.

BF : Bande de fréquence.

EIRP : Equivalent Isotropically Radiated Power.

ETSI : L'Institut européen des normes de télécommunications.

SNR : Rapport signal sur bruit.

GPR: Ground Penetrating Radar.

ECG: électrocardiogramme.

RFID : Radio Frequency Identification.

CAO : conception assistée par ordinateur.

SMA : SubMiniature version A.

SAR : Specific Absorption Rate.

Introduction générale

Introduction générale

Le domaine des antennes et de la technologie Ultra Large Bande (ULB) joue un rôle essentiel dans de nombreuses applications, notamment dans le domaine biomédical. Les antennes sont des dispositifs essentiels utilisés pour la transmission et la réception des signaux électromagnétiques. Elles sont utilisées dans diverses industries telles que les télécommunications, les systèmes radar, la télédétection, les réseaux sans fil, et bien d'autres.

Dans le domaine biomédical, les avancées technologiques ont ouvert de nouvelles possibilités pour le diagnostic, la surveillance et le traitement des maladies. Les antennes ULB (Ultra-Wideband) se sont révélées être des outils précieux pour ces applications, offrant une transmission sans fil fiable et des capacités d'imagerie avancées. Ce mémoire se concentre sur la conception et la réalisation d'une antenne ULB dans la bande de fréquence de 2 GHz à 10.6 GHz, spécifiquement adaptée aux besoins des applications biomédicales.

L'objectif principal de cette étude est de développer une antenne ULB optimisée pour les exigences particulières des applications biomédicales. La bande de fréquence sélectionnée de 2 GHz à 10.6 GHz offre une large plage de couverture, permettant la détection précise de signaux provenant du corps humain avec une résolution élevée.

Pour atteindre notre objectif, le présent travail est réparti en trois chapitres :

Le premier chapitre présente des généralités sur les antennes et la technologie ULB. Nous commencerons par définir ce qu'est une antenne imprimée, ainsi que la technologie d'alimentation associée. Ensuite, nous explorerons les différentes caractéristiques, avantages, inconvénients et applications des antennes. Pour conclure ce chapitre, nous rappellerons brièvement les caractéristiques de la technologie ultra large bande, ainsi que ses réglementations et applications.

Le deuxième chapitre présente les différents aspects de la médecine sans fil. Nous aborderons en détail la télémédecine, les dispositifs électroniques médicaux, l'utilisation des antennes à ultra-large bande dans le domaine biomédical, l'imagerie médicale et les caractéristiques diélectriques du corps humain.

Le troisième chapitre se concentre sur la simulation, la fabrication et la caractérisation de notre antenne. Tout d'abord, nous présenterons le logiciel de simulation CST Studio 2019. Ensuite, nous décrirons les différentes modifications apportées à l'antenne et présenterons les résultats de simulation correspondants. Cela nous permettra de sélectionner le modèle final de notre structure d'antenne. Enfin, nous détaillerons le processus de fabrication de l'antenne en utilisant la méthode de gravure mécanique, puis nous effectuerons plusieurs mesures expérimentales telles que le coefficient de réflexion et le diagramme de rayonnement.

Chapitre I
Généralité sur les antennes et la
technologie Ultra large bande.

1 Introduction

Les antennes imprimées, grâce à leur taille compacte, leur poids léger et leur intégration facile avec les circuits imprimés, sont devenues une solution populaire dans les domaines des communications sans fil et de l'électronique grand public.

Selon la définition standard, une antenne est un dispositif qui émet ou reçoit des ondes radio [1]. Plus précisément, une antenne de transmission est chargée de prendre les signaux provenant d'une ligne de transmission, de les convertir en ondes électromagnétiques, puis de les transmettre dans l'espace libre [2]. En mode réception, l'antenne capte les ondes électromagnétiques incidentes et les convertit en une tension. En résumé, les antennes sont des éléments cruciaux qui permettent la transmission et la réception des signaux dans les communications sans fil [3].

Ces dernières années ont été marquées par un développement considérable des systèmes de télécommunications sans fil. Des réseaux locaux aux téléphones portables, la demande du marché en termes de systèmes rapides et fiables ne cesse de croître. Dans ce contexte, la technologie Ultra Large Bande (ULB) émerge comme une solution prometteuse pour répondre à ces exigences. Elle offre des perspectives encourageantes pour la mise en place de systèmes de communication avancés et performants.

La technologie ULB (Ultra-Large Band ou Ultra-Wideband) utilise une large gamme de fréquences pour transmettre des signaux à large bande passante. Le début de la bande de fréquence utilisée par les antennes ULB peut varier en fonction des réglementations et des normes spécifiques de chaque pays.

Généralement, la technologie ULB utilise des fréquences supérieures à 500 MHz, et plus précisément, elle peut couvrir une gamme de fréquences allant de quelques centaines de mégahertz (MHz) à plusieurs gigahertz (GHz). Cependant, il est important de noter que les fréquences exactes utilisées peuvent varier en fonction des réglementations et des applications spécifiques de la technologie ULB dans un contexte donné.

Dans ce chapitre, les notions de base sur les antennes seront présentées. Premièrement, la définition de l'antenne imprimée, la technologie d'alimentation, les différentes caractéristiques, avantages, inconvénients et applications de l'antenne. Finalement, nous terminerons ce chapitre en rappelant brièvement la technologie ultra large bande et leurs caractéristiques, Réglementations et ces applications.

2 Définition de l'antenne

L'antenne d'émission est un équipement qui permet le transfert d'énergie entre l'émetteur et l'espace libre, où l'onde électromagnétique se propage. À l'inverse, l'antenne de réception est un dispositif qui garantit que l'énergie transportée par l'onde électromagnétique atteigne l'appareil récepteur, en la propageant dans l'espace [4].

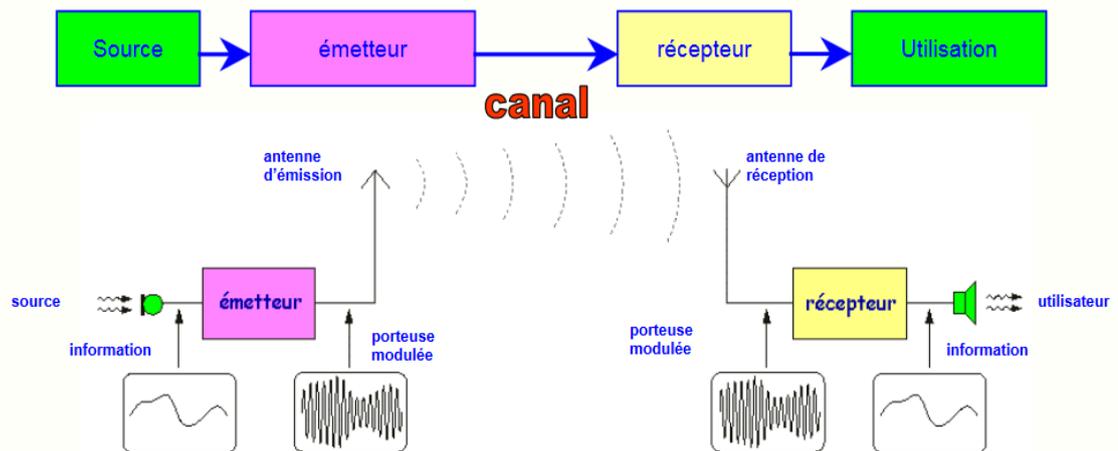


Figure 1.1 : Principe transmission par onde électromagnétique [5].

3 Les différentes sortes d'antennes

Nous pouvons classer les antennes les plus fréquemment utilisées en quatre groupes principaux : les antennes filaires, les antennes à ouverture rayonnante, les antennes à réflecteur et les antennes imprimées [6].

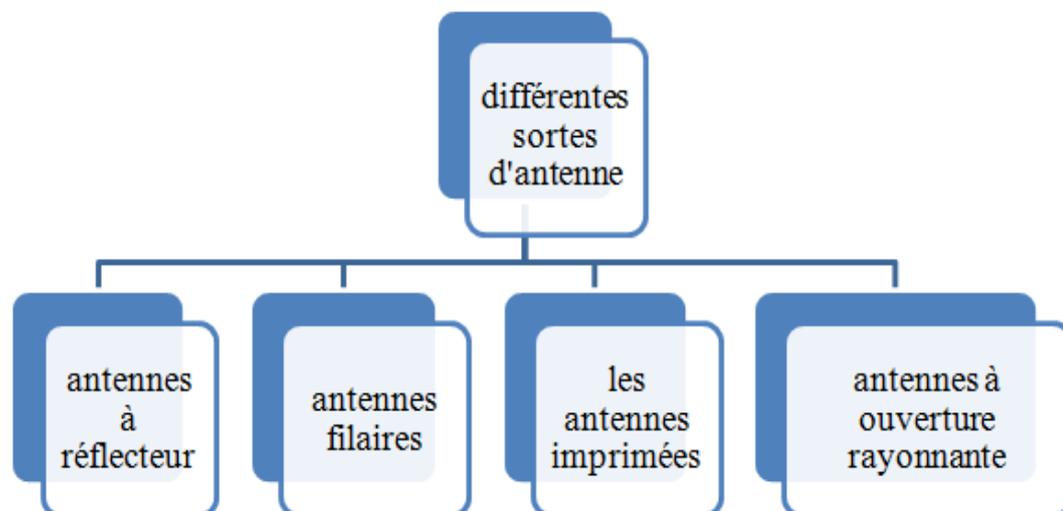


Figure 1.2 : différentes sortes d'antennes.

4 Antenne imprimée

L'antenne imprimée la plus élémentaire se compose d'un plan de masse, d'un substrat diélectrique ayant une permittivité électrique ϵ_r et une perméabilité magnétique μ_r , ainsi que d'un élément rayonnant de forme variable, appelé patch [7].

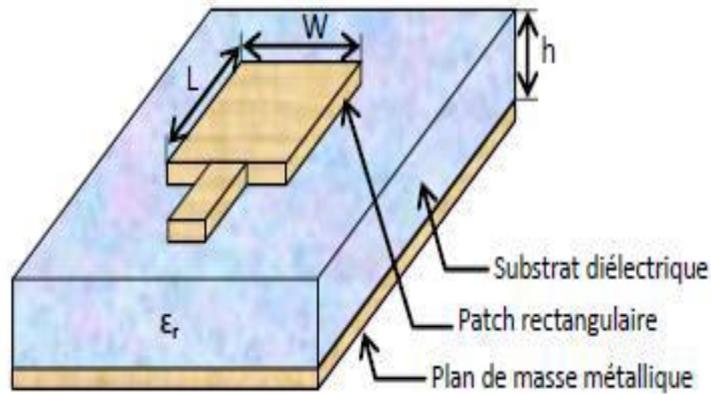


Figure 1.3: Présentation d'une antenne patch [8].

Dans la pratique, l'élément rayonnant d'une antenne imprimée peut prendre plusieurs formes, parmi lesquelles les plus courantes sont représentées dans la figure ci-dessous.

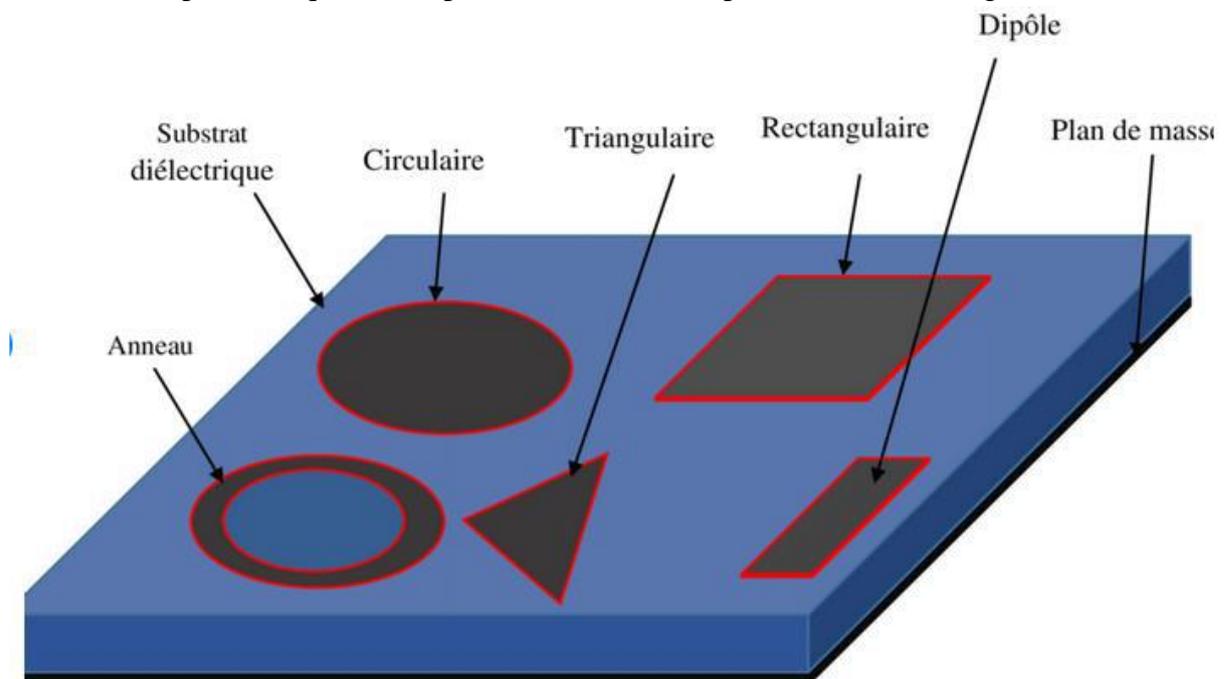


Figure 1.4: Les différentes formes d'une antenne imprimée [7].

5 Techniques d'alimentation des antennes imprimées

L'alimentation des antennes imprimées est principalement basée sur deux types d'excitation : excitation avec contact et excitation sans contact. Le premier type consiste à la connecter directement à une source d'alimentation à l'aide d'une liaison telle qu'une ligne micro-ruban ou un câble coaxial. Dans le deuxième type d'excitation (sans contact), l'alimentation est réalisée par couplage via une fente ou une proximité, ces deux techniques permettant le transfert de la puissance RF (radio fréquence) entre la ligne micro-ruban et le patch rayonnant [7].

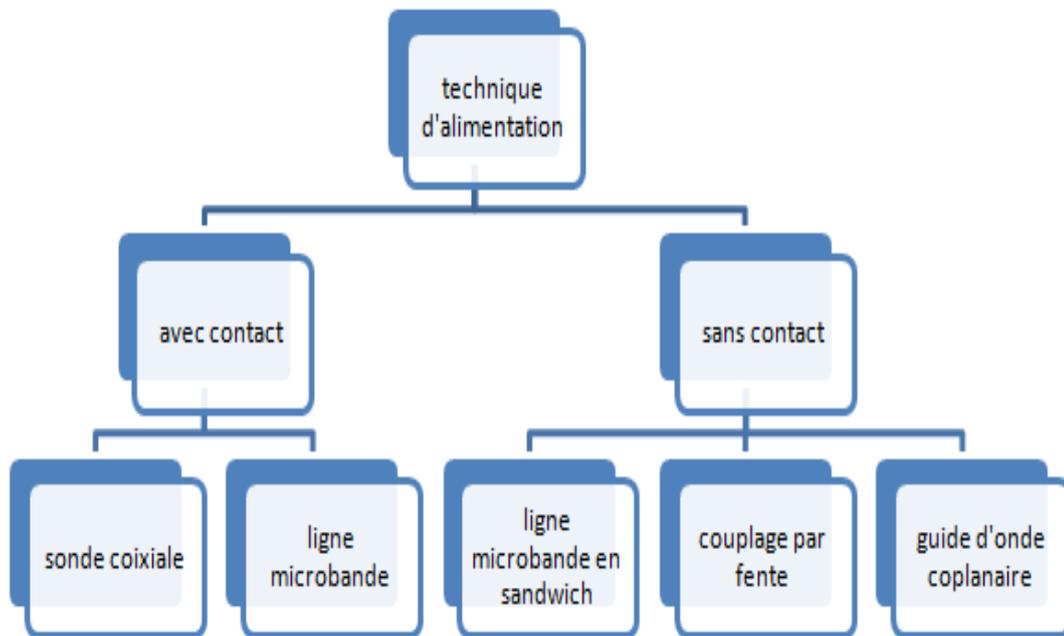


Figure I. 5 : Les techniques d'alimentation.

5.1 Alimentation avec contact

5.1.1 Sonde coaxiale

L'alimentation par câble coaxial, également appelée "alimentation coaxiale de seconde", est largement utilisée. Dans ce type d'alimentation, le conducteur interne du câble coaxial est relié au patch rayonnant, tandis que le conducteur externe est connecté au plan de masse, comme illustré dans la figure 1.6 [1].

Ce type d'alimentation se distingue par sa facilité de fabrication et à assortir, ainsi que par son faible rayonnement supérieur. Cependant, il présente également une bande passante étroite et une grande difficulté de modéliser, en particulier pour les substrats épais [1]. Cette méthode d'alimentation est largement utilisée pour les antennes ayant des formes circulaires ou annulaires.

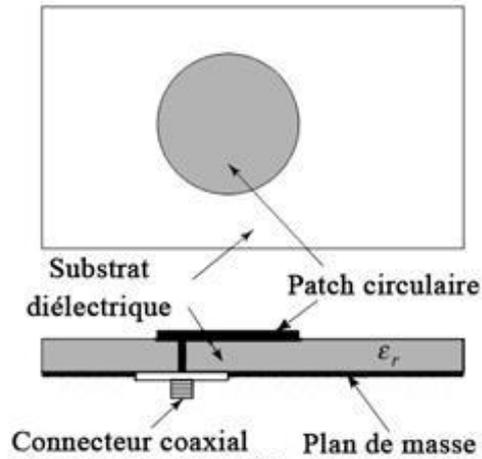


Figure 1. 6 : Alimentation par câble coaxial [1],[9].

5.1.2 Linge micro ruban

Dans ce mode d'alimentation, la ligne micro-ruban est reliée directement à l'élément rayonnant Comme illustré sur la figure 1.7. Le point de connexion peut être situé sur l'axe de symétrie du patch ou décalé pour améliorer l'adaptation d'impédance Comme illustré sur la figure 1.8 [10].

L'implémentation et la modélisation de ce mode d'alimentation sont simples, cependant, il peut entraîner une émission parasite importante et une bande passante généralement limitée à 2-5% [10], il est couramment utilisé dans les réseaux d'antennes imprimées de diverses formes [11].

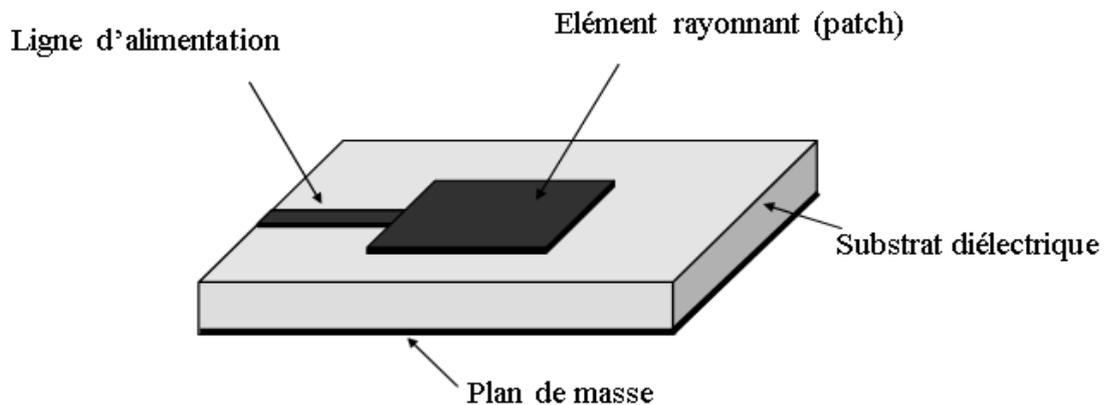


Figure 1.7 : Alimentation par ligne microbande [7].

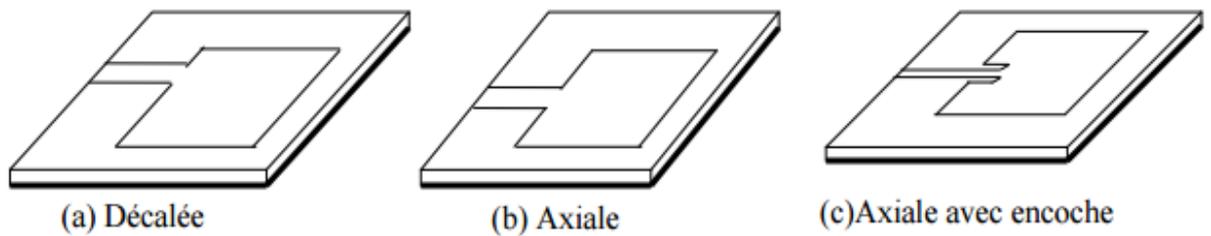


Figure 1.8 : Alimentation par ligne microbande [11].

Les antennes micro-ruban sont largement utilisées dans de nombreuses applications où les contraintes de taille, poids, coût, performance et facilité d'installation sont importantes. En tant qu'antennes à faible profil, elles offrent une solution fiable pour des applications exigeantes telles que les communications sans fil, la radio mobile, les applications aéronautiques et spatiales, entre autres. Leur fabrication est simple et, en fonction des exigences de conception, elles peuvent offrir différentes solutions en termes de fréquence de résonance, diagramme de rayonnement, polarisation et impédance [12].

5.2 Alimentation sans contact (par proximité)

5.2.1 Ligne micro ruban en sandwich

L'alimentation de l'antenne patch peut également être réalisée en couplant électromagnétiquement la ligne de transmission à l'élément rayonnant. Dans ce cas, le résonateur et les lignes électriques se trouvent du même côté du plan de masse. L'antenne est composée de deux substrats, la ligne de transmission micro-ruban étant placée sur le substrat inférieur qui se termine par un circuit ouvert sous le patch imprimé sur le substrat supérieur [13].

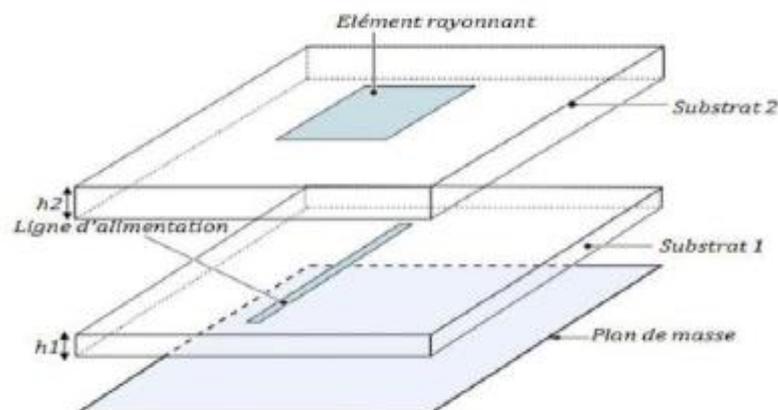


Figure 1.9 : Ligne microbande en sandwich [14].

5.2.2 Guide d'onde coplanaire

Sur la surface supérieure du substrat de la fente rayonnante est situé l'élément rayonnant. Tandis que les lignes électriques et les plans de masse se trouvent sur la surface inférieure du substrat [14].

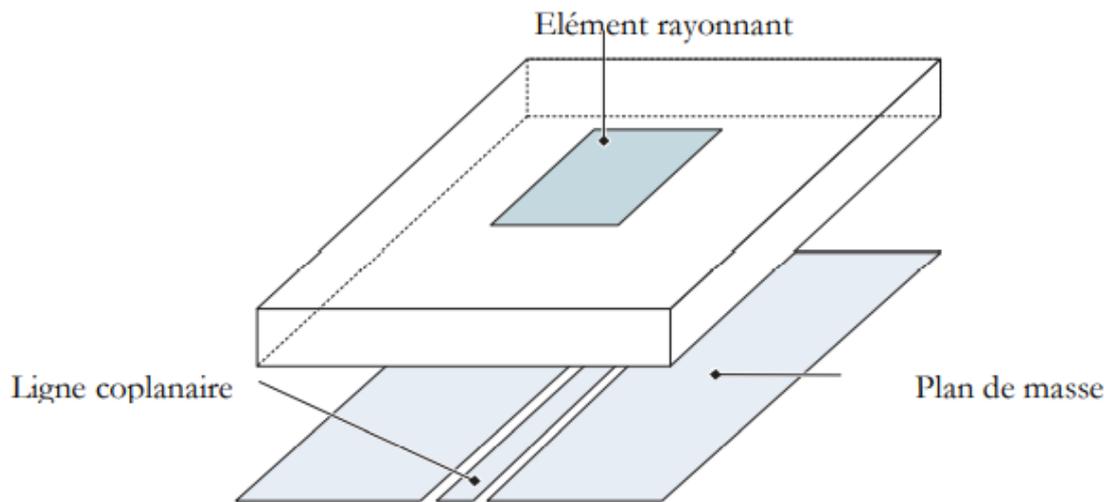


Figure 1.10 : Alimentation par guide d'onde coplanaire [14].

5.2.3 Couplage par fente

Pour transférer l'énergie de la ligne vers l'antenne, on place une ligne au-dessus du plan de masse, avec une encoche fente située sous le patch [15].

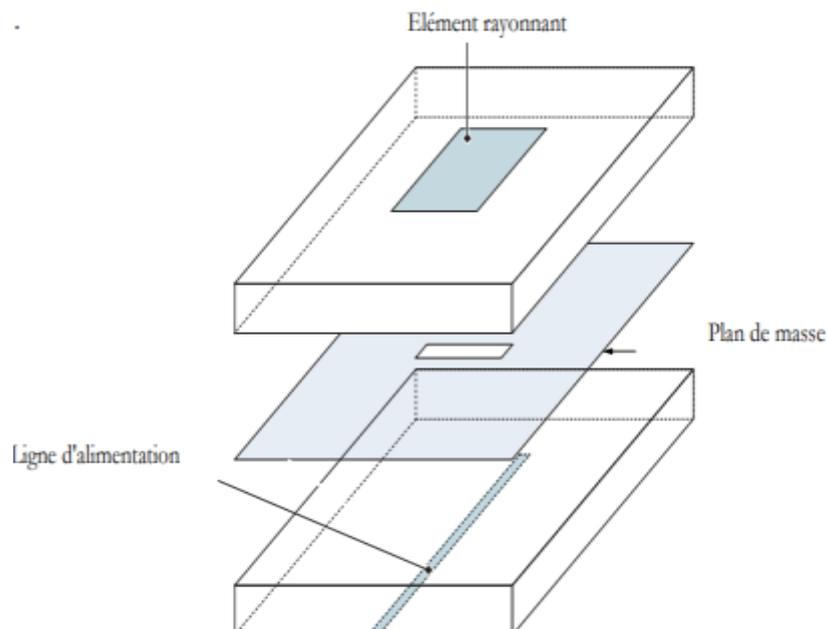


Figure 1.11 : Alimentation par le couplage par fente [14].

6 Caractéristiques de l'antenne

6.1 Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement est une représentation graphique des caractéristiques de rayonnement d'une antenne en fonction de la position dans l'espace. En générale, il est déterminé dans la zone de champ lointain de l'antenne et est exprimé en termes de coordonnées directionnelles [16].

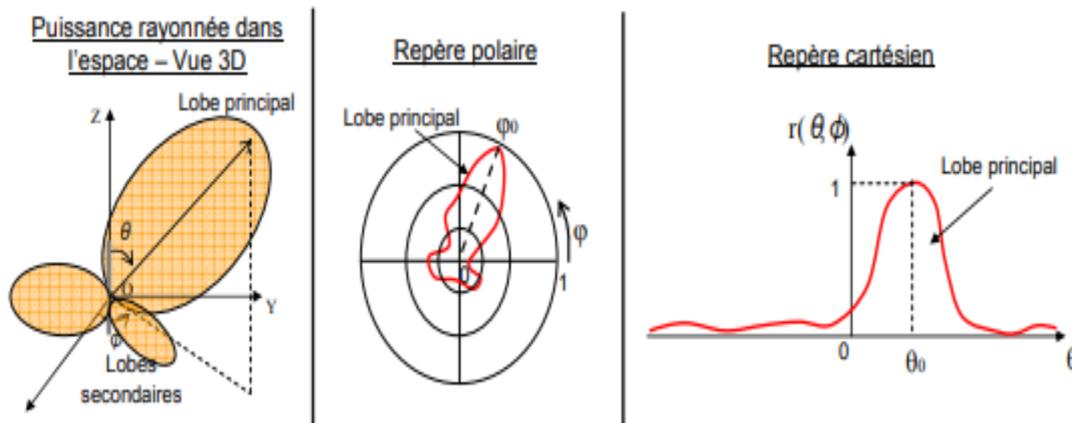


Figure 1.12 : Représentation de Diagramme de rayonnement d'une antenne [8].

Le diagramme de rayonnement est présenté dans deux plans orthogonaux : le plan E, qui représente le champ électrique, et le plan H, qui représente les champs magnétiques. Ce diagramme peut être représenté sous trois formes : une représentation en coordonnées sphériques (en 3D pour indiquer la direction du rayonnement), une représentation en coordonnées polaires et une représentation en coordonnées cartésiennes. Le diagramme de rayonnement est normalisé en fonction de sa valeur maximale et présenté à l'échelle logarithmique pour rendre visibles les valeurs très faibles. Dans la Figure 1.12, le diagramme de rayonnement et ses caractéristiques sont illustrés dans les trois systèmes de coordonnées : sphériques, polaires et cartésiennes [1].

On peut distinguer trois types de diagrammes de rayonnement : isotrope, omnidirectionnel et directif.

➤ Isotrope :

Une antenne théorique sans perte qui émet de manière uniforme dans toutes les directions est appelée antenne isotrope. Elle est seulement applicable pour une antenne idéale et est souvent utilisée comme point de référence pour décrire les caractéristiques de directivité des antennes réelles [2].

➤ Directif :

Est Une antenne directive capable de concentrer l'énergie rayonnée dans une direction de l'espace [17].

➤ **Omnidirectionnel :**

Une antenne omnidirectionnelle est capable de rayonner uniformément dans toutes les directions situées dans un plan donné [17].

La figure 1.13 ci-dessous illustre les trois formes typiques de diagrammes de rayonnement sous forme de représentation en 3D.

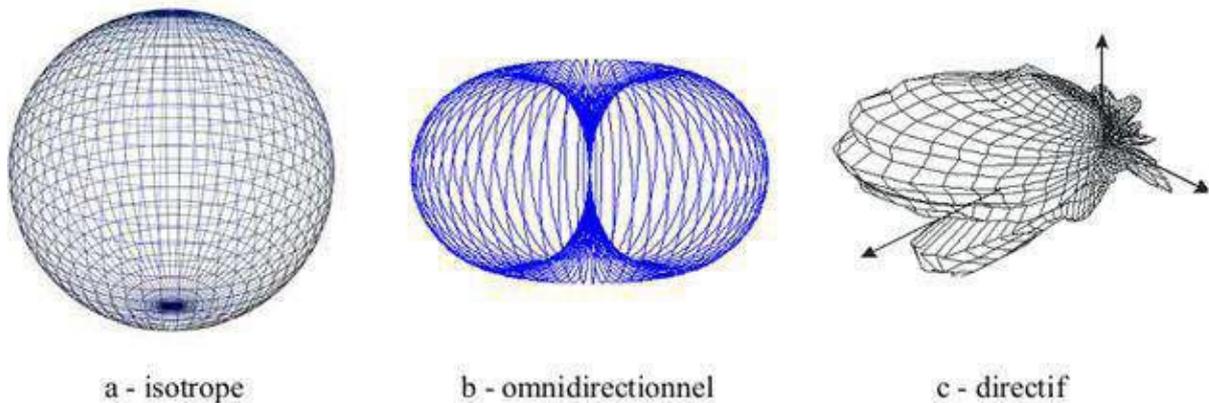


Figure 1.13 : formes typiques de diagramme de rayonnement [2].

6.2 Le coefficient de réflexion (S11)

Le coefficient de réflexion est un indicateur de la quantité d'énergie qui est perdue à la charge et qui ne peut pas être réfléchi. Lorsque l'impédance de l'émetteur et de l'antenne ne sont pas égaux, les ondes réfléchies peuvent causer la formation d'ondes stationnaires. Par conséquent, le coefficient de réflexion est un paramètre similaire au VSWR qui permet d'évaluer la correspondance entre l'émetteur et l'antenne [18].

Pour calculer le coefficient de réflexion, on utilise la formule suivante :

$$S_{11} = \Gamma = \frac{v_r}{v_i} = \frac{Z_{in} - Z_c}{Z_{in} + Z_c} \quad (1.1)$$

v_r : est l'amplitude d'onde réfléchi.

v_i : est l'amplitude d'onde incidente.

Z_c : L'impédance caractéristique.

Z_{in} : L'impédance d'entrée de l'antenne

Avec : $c z = 50\text{ohm}$

Le module du coefficient de réflexion est couramment exprimé en décibels (dB) se défini de la manière suivante [18] :

$$|S_{11}| = 20 \log (S_{11}) \quad (1.2)$$

6.3 Directivité

La directivité d'une antenne pour une direction donnée (θ, φ) est le rapport entre la puissance rayonnée dans cette direction et la puissance qui serait émise par une antenne isotrope, pourvu que les puissances totales émises soient égales [19].

$$D(\theta, \varphi) = \frac{P(\theta, \varphi)}{P_{tot}/4\pi} \quad (1.3)$$

$$P_{tot} = \int_0^{4\pi} P(\theta, \varphi) d\Omega d\Omega = \sin\theta d\theta d\varphi \quad (1.4)$$

Avec :

$P(\theta, \varphi)$: La Puissance rayonnée par unité d'angle solide (θ, φ) .

P_r : est la puissance totale rayonnée.

6.4 Gain

Le gain d'une antenne dans une direction donnée (θ, φ) est le rapport entre la puissance rayonnée par l'antenne dans cette direction, $P(\theta, \varphi)$, sur la puissance qu'une source isotrope émettrait dans cette même direction par unité d'angle solide. Ce rapport est exprimé en décibels (dB) [20].

$$G(\theta, \varphi) = \frac{P(\theta, \varphi)}{P_r/4\pi} \quad (1.5)$$

$P(\theta, \varphi)$: La Puissance rayonnée par unité d'angle solide (θ, φ) .

P_r : est la puissance totale rayonnée.

La relation entre le gain et la directivité peut être exprimée en valeur naturelle comme suit :

$$G = \eta D \quad (1.6)$$

6.5 Le rendement

Le rendement d'une antenne est défini comme le rapport entre la puissance moyenne totale rayonnée par l'antenne P_R et la puissance moyenne injectée P_I qui lui a été fournie [21].

Il est exprimé par :

$$\eta = \frac{P_R}{P_I} \quad (1.7)$$

6.6 L'impédance d'entrée

On définit l'impédance d'entrée d'une antenne comme étant l'impédance mesurée aux bornes de cette antenne. Elle correspond au rapport de la tension V_e sur le courant I_e [22].

$$Z_e = \frac{V_e}{I_e} = R + jX \quad (1.8)$$

Où :

Z : impédance d'entrée aux bornes a et b.

R : résistance de l'antenne aux bornes a et b.

X : réactance de l'antenne aux bornes a et b.

6.7 La bande passante et facteur de qualité

La bande de fréquence pour laquelle le transfert maximal d'énergie de l'alimentation vers l'antenne (ou de l'antenne vers le récepteur) se produit est appelée bande passante de l'antenne. Sous réserve que le diagramme de rayonnement reste inchangé dans cette plage, la bande passante peut être exprimée en fonction du coefficient de réflexion. Il n'existe pas de critères stricts pour la limite du coefficient de réflexion, mais il est courant d'utiliser un critère consistant à avoir un coefficient de réflexion inférieur à -10 dB ou -15 dB sur la bande passante [23], Voir la figure 1.14.

$$BW = \frac{f_{max} - f_{min}}{f_{centrale} = f_{résonance}} \quad (1.9)$$

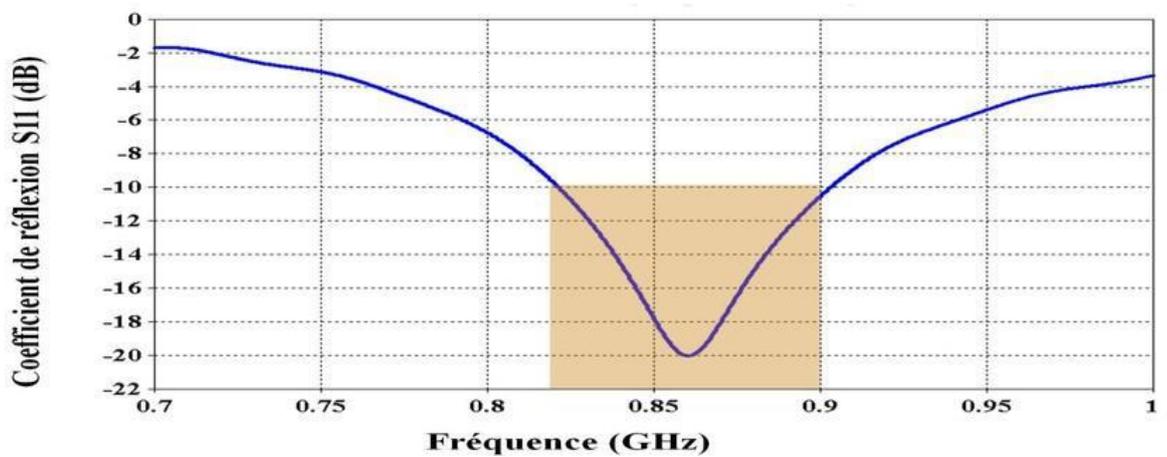


Figure 1.14: Mesure de la bande passante à partir du tracé de coefficient de réflexion [8].

En considérant l'antenne d'un point de vue électrique, elle peut être assimilée à un circuit résonant RLC. La bande passante BW (bande passante à 3 dB de la valeur du champ) est associée au facteur de qualité Q du circuit RLC à la fréquence de résonance. Le facteur de qualité indique la quantité de résistance présente lors de la résonance d'un circuit résonant en série [24].

$$Q = \frac{f_{rés}}{BW} \rightarrow \frac{1}{Q} = \frac{R_{ant}}{2\pi f_{rés} \cdot L_{ant}} \quad (1.10)$$

6.8 Angle d'ouverture

L'angle d'ouverture détermine la largeur du lobe principal, l'angle d'ouverture à -3 dB 2θ correspond à la portion de l'espace dans laquelle la plupart de la puissance est rayonnée.

Cet angle est défini comme la mesure de l'écart entre les deux directions situées de part et d'autre du lobe principal où la puissance rayonnée est égale à la moitié de la puissance rayonnée dans la direction de rayonnement maximale [8].

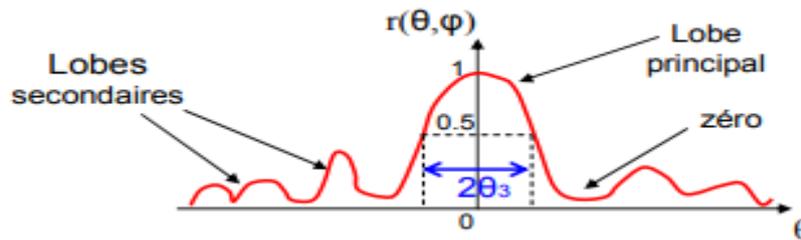


Figure 1.15: Diagramme de rayonnement et angle d'ouverture [8].

6.9 Fréquence de résonance f_r

La fréquence à laquelle le coefficient de réflexion présente une amplitude minimale est appelée la fréquence de résonance de l'antenne. Cette relation permet de déterminer la valeur de la fréquence de résonance [11],[25] :

$$f_r = \frac{c}{2\sqrt{\epsilon_r} L + 2\Delta L} \quad (1.11)$$

La valeur de la fréquence de résonance dépend à la fois de la permittivité et des dimensions de l'antenne patch.

7 Les applications des antennes imprimées

Étant donné la progression constante des technologies de télécommunication et les recherches scientifiques en cours sur les antennes imprimées, ainsi que les divers besoins dans le domaine de la communication, ces antennes constituent une solution viable pour répondre à ces exigences dans différentes applications [7],[26].

- Les télécommunications par satellites.
- La commande et contrôle.
- La télémétrie par missile.
- Les équipements portatifs.
- Les éléments d'alimentation dans les antennes complexes.
- Les antennes d'émission utilisées en médecine.
- Les récepteurs satellite de navigation.

8 Les avantages et l'inconvénient des antennes imprimées

Les antennes imprimées offrent de multiples avantages et peuvent être énumérées comme suit [27] :

- Faible poids,
- Faible volume et épaisseur réduite,
- Faible coût de fabrication,

- Compatibilité avec des circuits intégrés (antennes actives),
- Il est possible de fabriquer simultanément les réseaux d'alimentation et d'adaptation avec l'antenne imprimée.
- Polarisation linéaire et circulaire pour les télécommunications.

Cependant, les antennes imprimées présentent également des inconvénients, qui sont les suivants [27] :

- Largeur de bande étroite.
- Faible gain.
- Supportent uniquement des faibles puissances.
- Pertes de rayonnement par ondes de surfaces.

9 Les antenne ULB

9.1 La technologie ultra large bande

9.1.1 Définition

Selon la définition donnée par la FCC en février 2002, un signal est considéré comme ultra large bande si :

- Sa bande passante est d'au moins 500 MHz (à -10 dB).
- Sa bande passante relative dépasse 0.2.

$$BP_{relative} = 2 \cdot \frac{f_H - f_L}{f_H + f_L} \begin{cases} 0.25 \text{ selon DARPA} \\ 0.2 \text{ selon FCC} \end{cases} \quad (1.12)$$

f_H et f_L représentent respectivement les fréquences maximales et minimales qui délimitent la bande passante relative. Il n'est pas nécessaire que les deux conditions soient remplies en même temps.

De nombreux concepteurs de systèmes à ultra large bande (ULB) utilisent une définition alternative qui stipule que la bande passante, mesurée à -10 dB, doit être supérieure à 1,5 GHz (ou avoir une bande passante relative supérieure à 0,25 par rapport à la fréquence centrale du système) [2].

BF	Type de système
$0 \leq BF \leq 0.01$	Bande étroite
$0.01 \leq BF \leq 0.2$	Large bande
$0.2 \leq BF$	Ultra large bande

Tableau 1.1 : classification fréquentielle des systèmes par FCC [28].

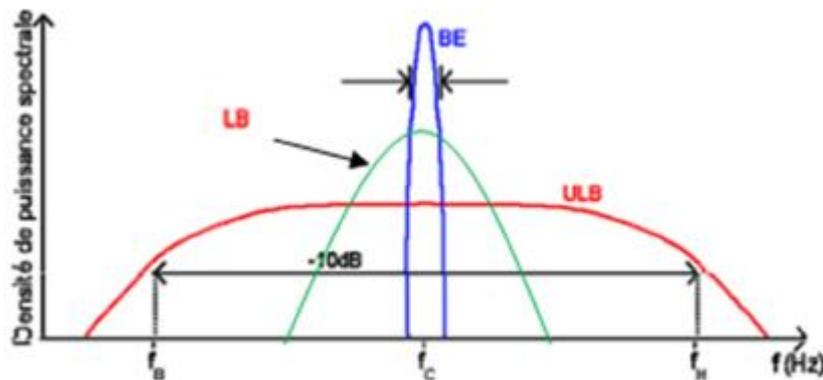


Figure 1.16 : schéma simplifié représentant un spectre bande étroite et large bande et ultra large bande [29].

9.1.2 Réglementations de la technologie ULB

9.1.2.1 Réglementation aux USA

La réglementation de l'utilisation de l'ultra large bande a été instaurée pour la première fois aux États-Unis. En février 2002, la Commission fédérale des communications (FCC) a établi des limites d'émission pour les signaux de l'ultra large bande, fixant l'EIRP (Equivalent Isotropically Radiated Power) à $-41,3$ dBm/MHz dans une plage de fréquences allant de 3,1 GHz à 10,6 GHz. La figure 1.17 illustrée ci-dessous présente le spectre d'émission spécifié par la FCC pour les systèmes fonctionnant tant à l'intérieur qu'à l'extérieur [30].

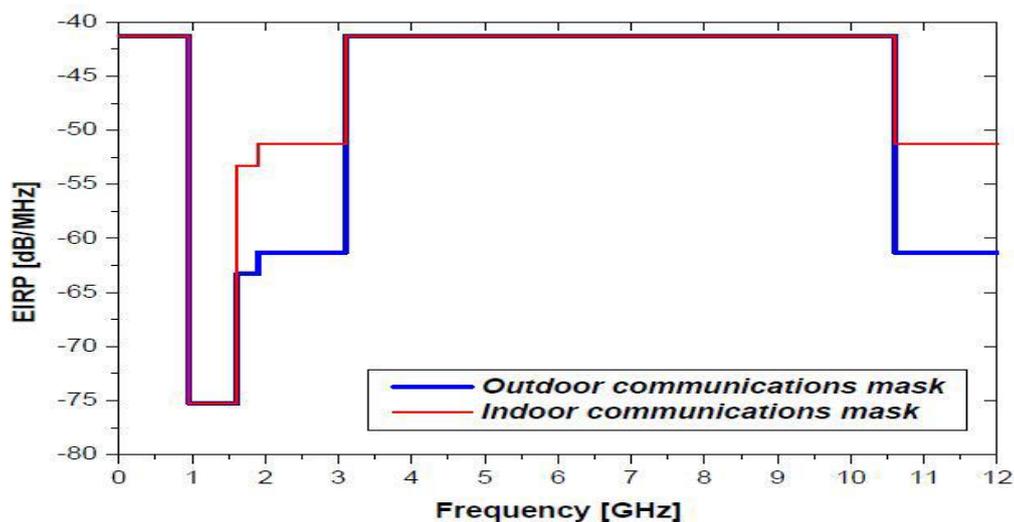


Figure 1.17 : Spectre d'émission imposé par la FCC aux USA [31].

9.1.2.2 Réglementation hors des Etats Unis

En Europe et au Japon, des efforts ont été entrepris pour établir les spécifications de leurs propres spectres d'émission pour les systèmes ultra large bande (ULB). L'Institut

européen des normes de télécommunications (ETSI) a proposé des limites similaires à celles de la FCC, mais ce projet est toujours en discussion avec les entreprises impliquées dans le développement des systèmes ULB, car le spectre d'émission proposé est plus contraignant que celui défini par la FCC. En juillet 2007, l'ETSI a émis une norme pour les niveaux d'émission des signaux ULB, fixant l'EIRP à -41,3 dBm/MHz dans une plage de fréquences allant de 6 GHz à 9 GHz. La figure 1.18 illustre l'état actuel des spectres d'émission en Europe et au Japon pour les systèmes ultra large bande, aussi bien en intérieur qu'en extérieur [30].

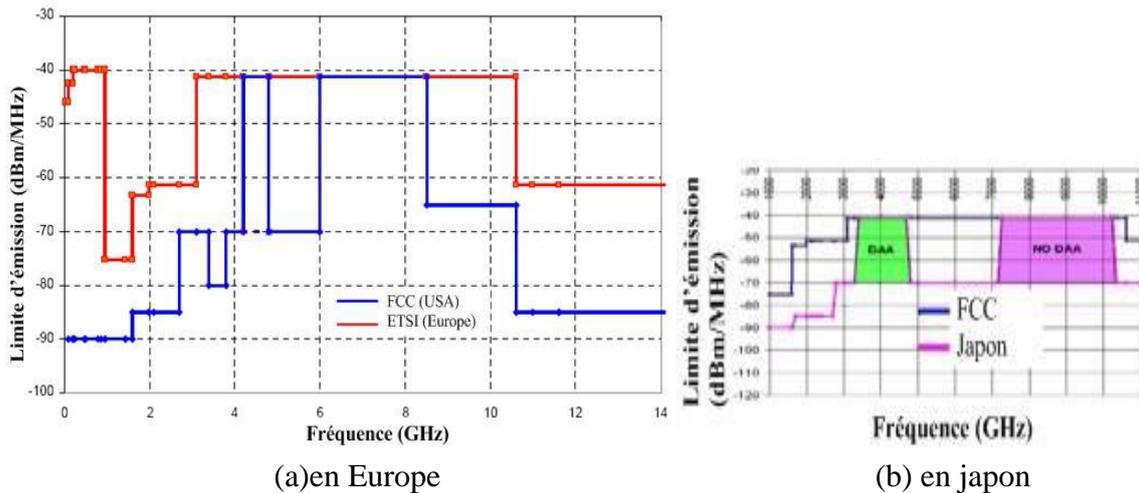


Figure 1.18 : Projets de limites d'émission de signaux ULB en Europe et au Japon [30].

9.1.3 Caractéristiques principales d'ULB

9.1.3.1 Capacité d'un canal de transmission

Selon le théorème de Shannon, la capacité d'un système peut être déterminée à l'aide de la formule suivante :

$$C = B \cdot \log_2(1 + SNR) \quad (1.13)$$

B : la bande passante du système et SNR le rapporte signal sur bruit.

D'après cette formule, on peut conclure que la capacité d'un système augmente proportionnellement à la bande passante, mais de manière logarithmique par rapport au rapport signal/bruit. Par conséquent, pour accroître la capacité d'un système, la meilleure approche consiste à augmenter sa bande passante, ce qui est réalisé grâce à la technique de l'Ultra Large Bande (ULB) [28].

9.1.3.2 Problème dû à la propagation par trajets multiples

L'affaiblissement du signal causé par la propagation multi-trajets peut considérablement réduire l'efficacité des systèmes de communication classiques.

Cependant, dans le cas des communications Ultra Large Bande (ULB), le signal transmis possède une largeur de bande extrêmement large. Étant donné que la fenêtre d'observation du récepteur est très étroite, les réflexions multiples qui arrivent avec un retard de l'ordre de la nanoseconde peuvent être combinées pour produire un gain similaire à celui obtenu dans le cas d'une propagation directe à trajet unique. Cette caractéristique de courte durée permet d'exploiter un plus grand nombre de trajets, ce qui permet à la technologie ULB de fonctionner de manière performante même dans des environnements encombrés [17].

9.1.3.3 Communications protégées

Les signaux de technologie Ultra Large Bande (ULB) sont plus discrets et potentiellement plus difficiles à détecter que les signaux de radiocommunication classiques. Cela est dû au fait qu'ils occupent une largeur de bande considérable, ce qui se traduit par une très faible densité spectrale de puissance [31].

9.1.4 Avantages et inconvénients de l'Ultra Large Bande

Avantages	Inconvénients
Débit important	Un des inconvénients de cette technique de communication réside dans l'utilisation de fréquences déjà utilisées par d'autres systèmes, ce qui peut entraîner des interférences.
Excellente capacité de pénétration des murs et des obstacles.	
Ultra large bande de fréquence	
Une grande précision temporelle	Difficile a adapté
Il est possible d'utiliser une architecture commune pour les applications de communication, de réduction des évanouissements causés par les trajets multiples.	

Tableau 1.2 : Avantages et inconvénients de l'Ultra Large Bande [17].

9.1.5 Application d'ULB

La technologie ULB englobe trois catégories d'applications définies par la FCC : la détection, la géo localisation et les communications sans fil. Ces applications sont liées directement aux caractéristiques de la technologie ULB telles que la largeur de bande, la faible puissance, le haut débit, la capacité de canal élevée, et autres. Les bandes de fréquences allouées à ces applications sont les suivantes [32] :

- Bande de fréquences 24 GHz et 77 GHz : applications liées aux véhicules.
- Bande de fréquence <1 GHz : radar GPR et radar "see through wall".
- Bande 1.99-10.6 GHz : Applications médicales (imagerie).
- Bande 3.1-10.6 GHz : Système de communications sans fil et applications liées à la localisation.

10 Conclusion

En conclusion, ce chapitre a présenté les antennes imprimées et la technologie ultra large bande. Les antennes imprimées offrent des avantages significatifs, tels que leur coût abordable, leur poids léger et leur flexibilité, ce qui les rend attrayantes pour de nombreuses applications. D'autre part, la technologie ultra large bande ouvre de nouvelles possibilités en permettant une transmission et une réception rapides sur une large bande passante.

Chapitre II
Les antennes dans les
domaines biomédicales.

1 Introduction

Dans le domaine de la médecine, les avancées technologiques ont ouvert la voie à de nouvelles possibilités de soins et de diagnostics. L'émergence de la médecine sans fil, de la télémédecine, des dispositifs électroniques médicaux et de l'utilisation des antennes à ultra-large bande dans le domaine biomédical a révolutionné la pratique médicale. Ces technologies offrent des solutions innovantes pour la surveillance à distance des patients, l'imagerie médicale de pointe et la compréhension des caractéristiques diélectriques du corps humain.

La médecine sans fil a permis de repousser les limites des soins médicaux traditionnels en utilisant des dispositifs de communication sans fil pour surveiller et traiter les patients à distance. La télémédecine, qui s'appuie sur cette technologie, offre la possibilité de consultations médicales à distance, de suivi médical continu et de soins à domicile. Les dispositifs électroniques médicaux, quant à eux, intègrent des capteurs et des technologies de pointe pour surveiller en temps réel les signes vitaux, la fréquence cardiaque, la pression artérielle et bien plus encore [33].

Dans ce chapitre, nous explorerons en détail les différents aspects de la médecine sans fil, de la télémédecine, des dispositifs électroniques médicaux, de l'utilisation des antennes à ultra-large bande dans le domaine biomédical, de l'imagerie médicale et des caractéristiques diélectriques du corps humain. Nous mettrons en évidence les avantages, les applications et les défis associés à ces technologies, ainsi que leur impact sur les soins de santé et le bien-être des patients.

2 La médecine sans fil

L'intégration de la technologie sans fil dans le domaine de la médecine permet de combiner les informations médicales à une communication transparente, ouvrant ainsi des perspectives infinies pour améliorer les soins de santé. Les professionnels de la santé disposent désormais de capacités avancées pour diagnostiquer et surveiller les fonctions vitales des patients, tant dans les situations d'urgence que sur le long terme, ainsi que pour évaluer l'efficacité des plans de traitement. L'utilisation d'appareils médicaux sans fil offre aux patients et aux soignants un accès à des systèmes qui facilitent la gestion de leur état de santé de manière sûre et pratique, améliorant ainsi leur qualité de vie. Cette technologie sans fil contribue à une meilleure interaction entre les professionnels de la santé et les patients, offrant une approche plus personnalisée et une prise en charge plus efficace [34].

Certains des dispositifs médicaux sans fil les plus connus qui ont été introduits sur le marché comprennent les glucomètres, les pompes à insuline, les appareils à ultrasons, les tensiomètres et les moniteurs d'ECG. Plus récemment, ces produits ont évolué vers des dispositifs médicaux ingérables et implantables sans fil, qui offrent des avantages en termes de précision, d'efficacité, de convivialité et de portabilité, car ils sont autonomes et

fonctionnent à l'intérieur du corps. Cela, combiné aux nouveaux protocoles de communication sans fil tels que la 4G, le Bluetooth, ZigBee et ANT, ouvre des perspectives sans précédent en termes de progrès. On prévoit que ces dispositifs évolueront vers des unités autonomes qui pourront être utilisées pour le diagnostic, la transmission des dossiers médicaux des patients et éventuellement l'administration de traitements appropriés. Cette évolution représente une avancée prometteuse dans le domaine des soins de santé [34].

L'adoption croissante de la technologie des smartphones par les utilisateurs ordinaires et les professionnels de la santé offre de nombreuses possibilités pour exploiter les capacités des appareils portables. Ces dispositifs peuvent collecter et traiter instantanément des données à partir de n'importe quel endroit, ce qui les rend très utiles dans le domaine médical. La santé mobile devient de plus en plus populaire auprès des patients et des professionnels de la santé, car de nombreuses applications pour smartphones sont désormais disponibles pour soutenir une large gamme de conditions médicales. Des études ont démontré que les appareils mobiles peuvent offrir des applications médicales pratiques sur le terrain, tout en aidant les patients à gérer leur état de santé grâce à l'éducation et à la surveillance à distance [35].



Figure 2.1 : Un système de Bio-télémétrie Numérique sans fil qui surveille les signes vitaux à l'aide d'un téléphone intelligent [34].

3 La télémédecine

La télémédecine désigne une partie de la médecine qui utilise des technologies de télécommunication pour transmettre à distance des informations médicales telles que des images, des rapports, des enregistrements, etc. Son objectif est de permettre le diagnostic à distance, de recueillir des avis spécialisés, d'assurer une surveillance continue des patients

et de prendre des décisions thérapeutiques [36], et les technologies numériques appliquées à la santé englobent le domaine de la santé numérique. Elles offrent de nouvelles opportunités d'accès aux soins, de nouveaux modèles d'organisation des soins, des pratiques professionnelles innovantes et une formation avancée pour les professionnels de la santé [37].

La télémédecine offre un large éventail d'applications, allant des actes médicaux réalisés à distance pour les patients (télémédecine médicale) à la diffusion de connaissances médicales et de protocoles de prise en charge des patients et des soins (télémédecine informative) [37].

La télémédecine consiste à intégrer les technologies de l'information et de la communication dans le domaine médical. Bien qu'elle ne puisse jamais remplacer le contact direct entre le médecin et le patient, elle vient compléter les outils à la disposition du médecin pour améliorer les soins prodigués au patient [38].

Les premiers programmes de télémédecine ont été mis en place dans des pays où la densité de population est faible, afin de faire face aux défis d'isolement géographique rencontrés par certaines communautés [38].

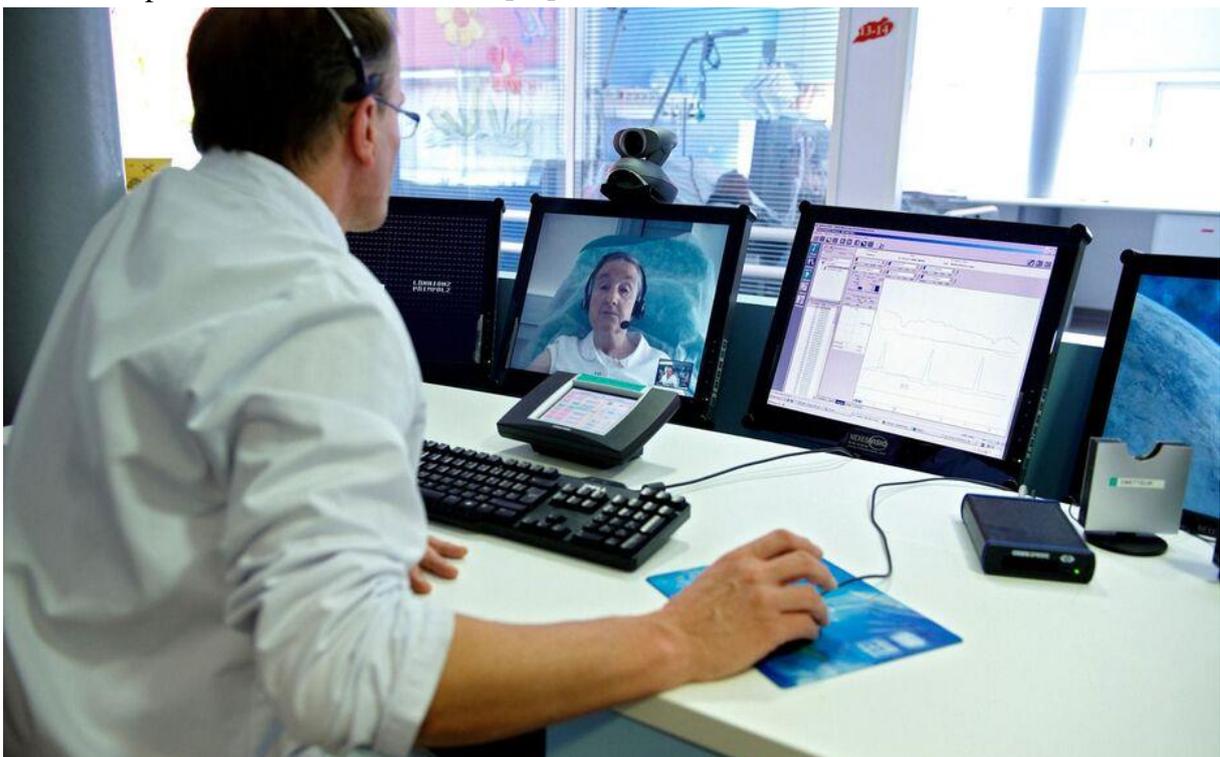


Figure 2.2 : La télémédecine [39].

Parmi les avantages de la télémédecine, on peut citer :

- Accès amélioré aux soins médicaux spécialisés.
- Prise en charge rapide et diagnostics précoces.
- Économies de temps et d'argent pour les patients.
- Continuité des soins et suivi régulier.

- Échange d'expertise médicale à distance.
- Confidentialité et sécurité des données.
- Possibilité d'éducation et de sensibilisation à la santé.

3.1 Procédures de la télémédecine

La télémédecine comprend cinq principales procédures : la télésurveillance médicale, la téléconsultation, la télé-expertise, la téléassistance médicale et la régulation médicale.

3.1.1 Télésurveillance médicale

La télésurveillance médicale permet au médecin de consulter et d'analyser à distance les données essentielles pour le suivi médical d'un patient. Elle offre la possibilité au médecin de prendre des décisions à distance concernant le traitement du patient, et éventuellement de déléguer des tâches à d'autres professionnels de la santé [37]. Elle permet [40] :

- Amélioration du suivi médical à distance (après traitement, préventif et curatif) des personnes âgées atteintes de pathologies chroniques ou en perte d'autonomie.
- Maintien à domicile favorisé, permettant aux personnes de vivre dans leur environnement familial de manière indépendante.
- Réduction du prolongement des hospitalisations et anticipation du retour au domicile.
- Prévention des hospitalisations grâce à une surveillance proactive.
- Fourniture d'un accompagnement personnalisé adapté aux besoins de chaque personne concernée.

3.1.2 Téléconsultation

Son objectif est de faciliter les consultations à distance entre les professionnels de santé et les patients. Cette pratique permet au professionnel médical de fournir des soins et des conseils médicaux sans que le patient soit physiquement présent. Dans certains cas, un autre professionnel de santé peut être présent aux côtés du patient pour soutenir le professionnel médical lors de la téléconsultation [37].

3.1.3 Télé-expertise

Son objectif est de permettre à un professionnel médical de demander à distance l'avis d'un ou plusieurs autres professionnels médicaux en raison de leurs formations ou de leurs compétences spécifiques. Cela permet d'obtenir des avis spécialisés pour des cas complexes ou pour des situations nécessitant une expertise particulière, sans que les professionnels médicaux ne soient physiquement présents au même endroit [37].

3.1.4 Téléassistance médicale

Elle est chargée de permettre à un professionnel de la santé d'assister à distance un autre professionnel de la santé pendant qu'il effectue un acte.

3.1.5 Régulation médicale

La régulation médicale est un service où un médecin régulateur, à distance, évalue les besoins d'un patient par téléphone. Cela permet d'adapter la réponse aux soins nécessaires pour assurer des soins appropriés au patient [41].

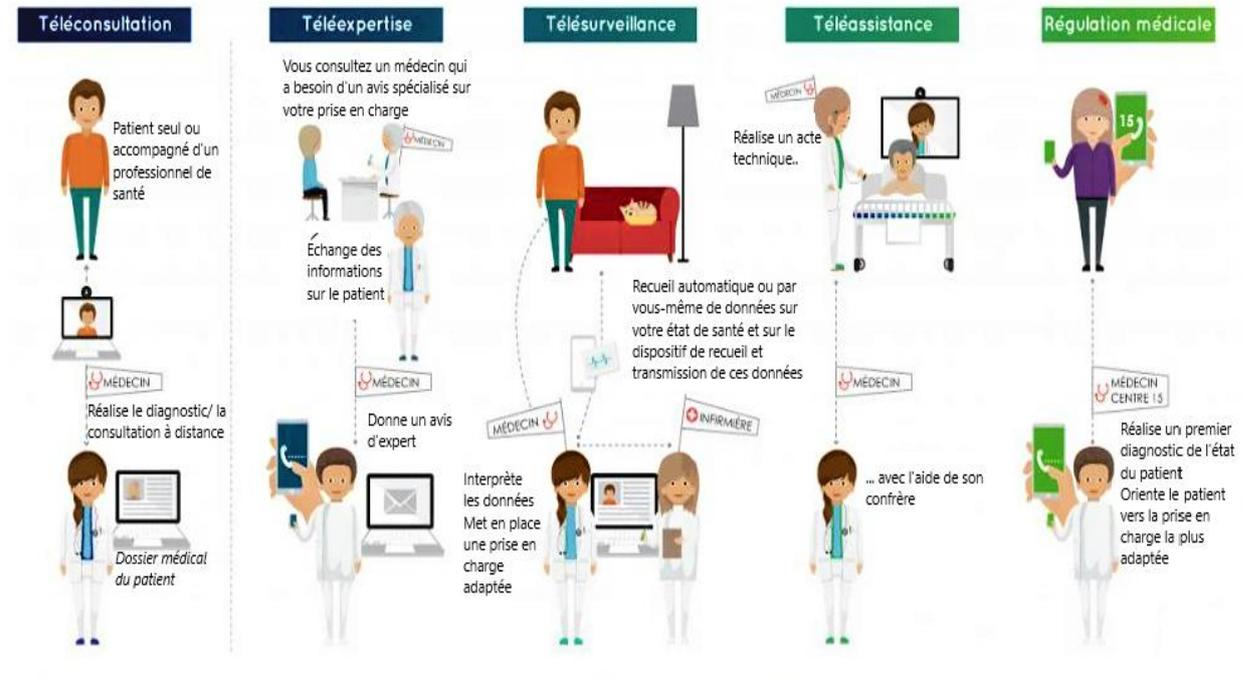


Figure 2.3 : Typologie de la télémédecine [42].

3.2 Exemples de spécialités

Quelques exemples sur l'utilisation de la télémédecine [43] :

- Téléconsultation : réalisation de consultations médicales, diagnostics et suivi du patient à distance.
- Télé-Expertise : demande d'avis supplémentaire à un médecin expert référent.
- Téléassistance à domicile : système d'alerte pour personnes âgées, femmes enceintes, personnes handicapées, etc.
- Téléassistance des voyageurs isolés : dispositif de communication pour les activités en mer, en montagne, en trekking, etc.
- Télésurveillance : surveillance médicale à distance du patient.
- Téléformation (e-learning) : programmes de formation et d'enseignement médical en ligne.
- Télé-Medico-Social : suivi et soutien du patient maintenu à domicile.
- Télétransmission : échange d'informations médicales entre professionnels de santé et patient via des réseaux de soins.
- Télé-Radiologie : interprétation d'examens radiologiques à distance pour le diagnostic et l'expertise.

- Télé-Chirurgie : intervention chirurgicale assistée par ordinateur réalisée à distance.
- Télé-Psychiatrie : consultations, diagnostics et suivi du patient par un psychiatre à distance.
- Télé-Staff : réunions de professionnels de santé réalisées en visioconférence.

4 Les dispositifs électroniques médicale

4.1 Définition

Un dispositif électronique médical est un produit de santé utilisé pour le traitement des patients, l'atténuation des symptômes ou l'assistance aux médecins lors de tests diagnostiques. Par exemple, un scanner peut fournir des images du corps pour faciliter le diagnostic médical. Chaque dispositif électronique médical est conçu pour répondre à des besoins médicaux spécifiques [33],[44] :

4.2 Les différents types de dispositifs électroniques médicaux

- Le dispositif médical non implantable (comme les appareils auditifs)
- Le dispositif médical implantable (comme les stimulateurs cardiaques)
- Le dispositif de diagnostic in vitro (comme l'échographie)

4.3 Exemple sur les dispositifs électronique médical

4.3.1 Pacemaker ou stimulateur cardiaque

Les stimulateurs cardiaques sont largement utilisés pour traiter la bradycardie, une condition où le rythme cardiaque est anormalement lent (généralement inférieur à 60 battements par minute). Ces dispositifs sont conçus pour rétablir le rythme cardiaque normal et soulager les symptômes associés en envoyant des impulsions électriques au cœur, ce qui permet d'augmenter sa fréquence cardiaque [45]. Grâce à cette action, les stimulateurs cardiaques contribuent à améliorer la fonction cardiaque et à favoriser un état de santé optimal chez les patients atteints de bradycardie.

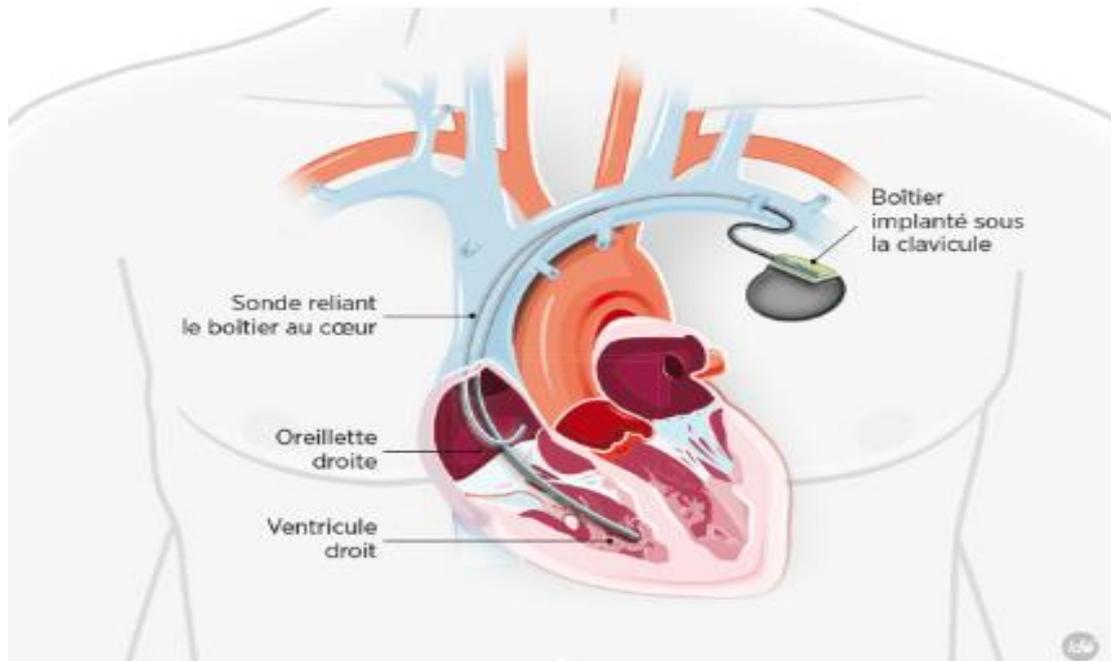


Figure 2.4 : Implant Pacemaker [46].

4.3.2 Implant rétinien

La rétine implantable offre une solution permettant de restaurer la vision chez les patients en dégradant les photorécepteurs. Cette approche repose sur la stimulation électrique des neurones rétiens pour compenser la fonction défaillante des cellules visuelles [35].

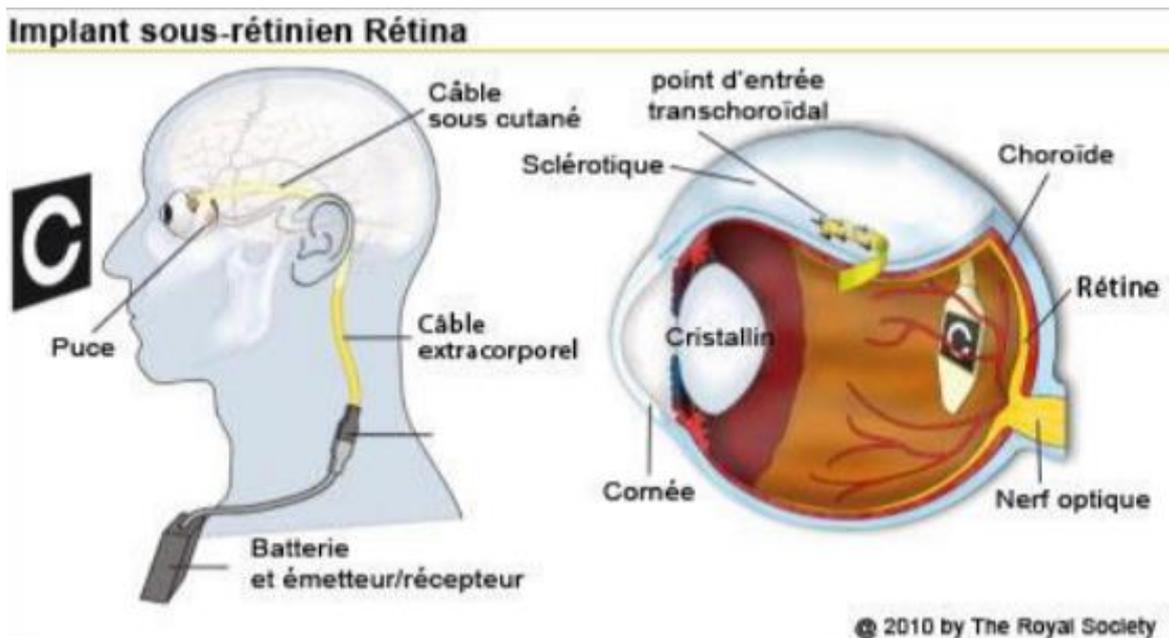


Figure 2.5 : Implant rétinien [34].

4.3.3 Implant cochléaire

L'implant cochléaire est un dispositif électronique conçu pour offrir une capacité auditive à des personnes atteintes de surdité profonde ou sévère, ainsi qu'à celles souffrant d'acouphènes. Il se compose de deux composants essentiels qui fonctionnent de manière interdépendante, l'un ne pouvant pas opérer sans l'autre :

La partie externe de l'implant cochléaire est conçue pour être amovible et se positionne derrière l'oreille du patient. Elle est composée d'un processeur vocal doté de microphones qui capturent les sons et les analysent, ainsi que d'une antenne aimantée qui permet la communication à travers la peau avec la partie interne du dispositif [47].

Le composant interne de l'implant cochléaire est l'implant proprement dit, qui est chirurgicalement positionné sous la peau derrière l'oreille. Il reçoit les informations provenant de la partie externe et transmet des impulsions électriques au nerf auditif par le biais d'une électrode implantée dans la cochlée, l'organe essentiel de l'audition [47].

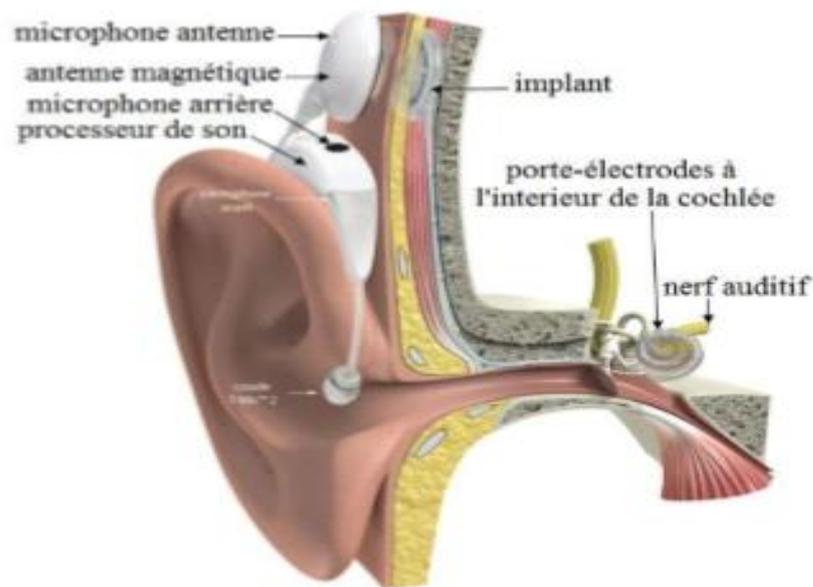


Figure 2.6 : Implant cochléaire [48].

4.3.4 Capsules endoscopiques

Les capsules endoscopiques sont des dispositifs médicaux fabriqués à partir d'un matériau biocompatible résistant aux enzymes digestives. Elles sont composées de plusieurs éléments, tels qu'un capteur d'image, un système d'éclairage, un système de communication, un système de traitement des données et une source d'alimentation. Ces capsules permettent de capturer des images internes du système digestif et de les

transmettre à un dispositif externe. Elles offrent une approche non invasive pour explorer et diagnostiquer diverses affections gastro-intestinales [49].

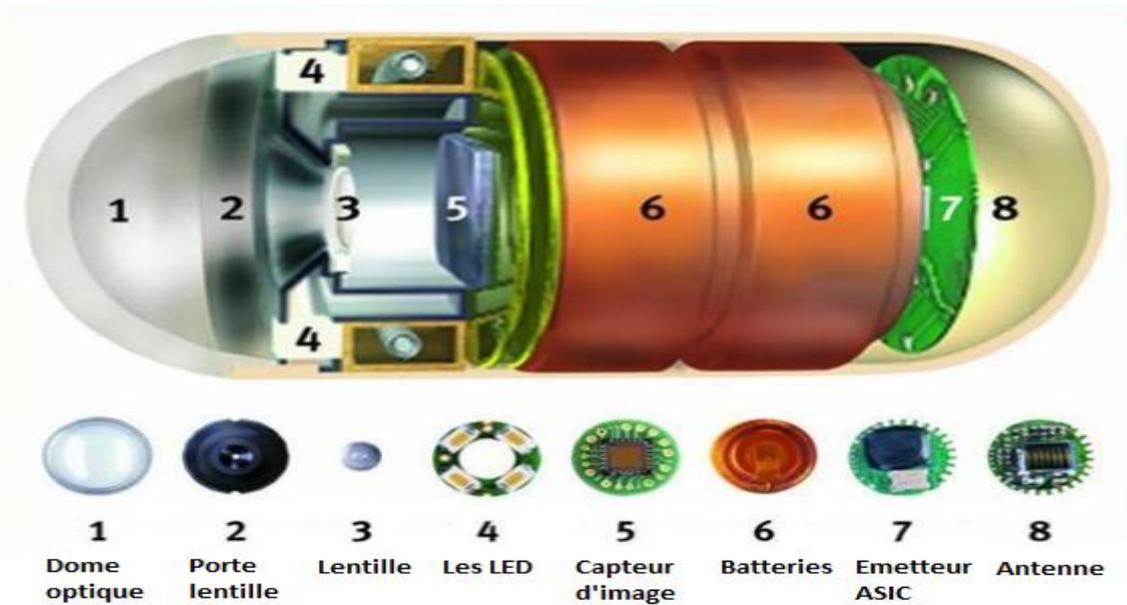


Figure 2.7 : Structure de la capsule endoscopique [49].

4.3.5 Dosimètre in vivo

Cet instrument permet de mesurer la quantité de rayonnement ionisant présente dans le corps humain, que ce soit de manière directe ou indirecte. Il peut mesurer directement la dose de rayonnement reçue par le patient pendant une irradiation, en utilisant des détecteurs placés sur des zones facilement accessibles comme la peau, ou plus rarement, dans des cavités corporelles naturelles [34].



Figure 2.8 : Dosimètre en VIVO [40].

4.3.6 Antennes implantables

Les antennes implantables jouent un rôle essentiel et intégré dans les dispositifs médicaux à haute fréquence, en assurant la communication entre les implants et les dispositifs de contrôle externes. Les conceptions d'antennes à base de patch suscitent actuellement beaucoup d'intérêt en tant qu'antennes implantables, car elles offrent une grande flexibilité en termes de conception, de forme et d'adaptabilité. Elles peuvent être facilement miniaturisées et intégrées sous forme de dispositifs médicaux implantables, permettant une surveillance continue de la santé à l'intérieur du corps humain. Par exemple, elles peuvent être utilisées pour surveiller l'activité cardiaque, cérébrale, etc... [45].

Les antennes implantables doivent être compatibles avec le corps humain pour garantir la sécurité du patient et éviter tout rejet de l'implant. Étant donné que les tissus humains sont conducteurs, il est essentiel d'empêcher tout court-circuit avec l'antenne implantable en évitant un contact direct avec sa structure métallique. La méthode la plus couramment utilisée pour préserver la biocompatibilité de l'antenne consiste à revêtir sa structure d'une couche diélectrique appelée superstrat, telle que le Teflon, l'alumine céramique, le Macor, Silastic, etc. Cette couche diélectrique assure une isolation électrique entre l'antenne et les tissus environnants, tout en préservant ses performances de transmission et de réception des signaux [51].



(a)



(b)

Figure 2.9 : (a) matériel Silastic MDX-4210 Biocompatible, (b) Antenne encastrée [52].

5 L'utilisation des antennes ultras large bande dans le domaine biomédicale

Le signal ultra-large bande (ULB) ont la capacité de pénétrer à travers divers obstacles tels que le corps humain, les murs, la terre, la neige et la boue. Cela ouvre la voie à de nombreuses applications intéressantes dans le domaine médical. Les hôpitaux, les salles d'opération, les soins à domicile, les services de réanimation, la pédiatrie clinique et les opérations de sauvetage (pour détecter les battements de cœur sous les décombres) sont quelques exemples de domaines d'application potentiels [53]. Parmi les applications essentielles de l'utilisation du technologie radar ultra-large bande (ULB) et des communications sans fil dans le domaine médical, on peut citer :

5.1 Radar ULB

Les signaux à ultra-large bande (ULB) peuvent traverser le corps humain, ce qui en fait une technique utilisée pour l'imagerie médicale. Les différentes masses corporelles et tissus ont des propriétés de réflexion distinctes. Les signaux ULB, étant des impulsions de courte durée, exploitent ces différences de réflexion pour fournir une image plus nette des organes, y compris leurs mouvements. De nombreux organes peuvent être visualisés à l'aide de l'ULB, tels que les cordes vocales, les vaisseaux sanguins, les intestins, le cœur, les poumons, la poitrine, la vessie et le fœtus [2].

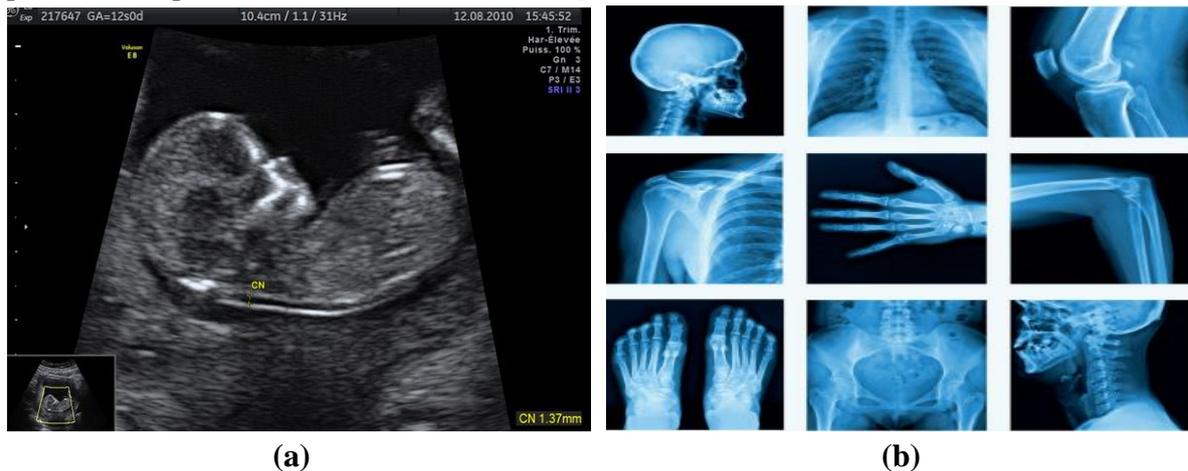


Figure 2.10 : (a) Fœtale détecter, (b) La détection de l'os [54],[55].

5.2 Dispositifs sans fil sans contact

Dans les salles d'opération, maintenir un environnement stérile est essentiel pour prévenir les infections. Cependant, il arrive souvent qu'il soit nécessaire d'utiliser des instruments non stériles, tels que l'allumage des lumières ou l'utilisation d'un stylo pour documenter les procédures, pendant une opération. Dans ce contexte, l'utilisation d'équipements et de technologies sans contact revêt une importance considérable. Les signaux à ultra-large bande (ULB) peuvent jouer un rôle essentiel dans ce domaine. Ils peuvent être facilement adaptés pour créer des équipements sans fil, permettant la mise en place de salles d'opération intelligentes où les commandes peuvent être effectuées sans fil pour des tâches spécifiques. Cela contribue à maintenir un environnement stérile et évite la contamination croisée lors des procédures chirurgicales [2].

5.3 Télésurveillance continue

L'utilisation de la technologie à ultra-large bande (ULB) peut être appropriée pour la télésurveillance des patients, offrant une alternative aux ultrasons. Elle permet une surveillance à distance non invasive et continue des patients sur de longues périodes. Par exemple, elle peut être utilisée pour fournir des soins à distance, sans contact physique, de manière ininterrompue. L'ULB peut également être appliquée dans les systèmes RFID pour suivre en temps réel la localisation précise des patients, du personnel et de l'équipement essentiel dans un environnement médical. De plus, la technologie ULB peut être intégrée à des capteurs pour surveiller des paramètres tels que la fréquence cardiaque, la tension

artérielle, la température et les signes vitaux, et transmettre ces données sans fil. Cela offre un confort accru aux patients et au personnel médical par rapport aux capteurs conventionnels à câble.



Figure 2.11 : La Télésurveillance continue [56].

➤ Pourquoi la technologie ULB

Parmi les raisons essentielles justifiant l'utilisation de la technologie radar ultra-large bande (ULB) dans le domaine médical, on peut citer :

✓ Faible puissance

Les dispositifs ULB fonctionnent à des niveaux de puissance très faibles. Les niveaux de puissance transmis par les dispositifs ULB sont considérés comme appropriés et sans risques pour les êtres humains, selon les études réalisées. Ainsi, cette technologie peut être utilisée en toute sécurité pour surveiller les patients pendant de longues périodes, en utilisant une batterie à faible puissance, sans aucun effet secondaire nocif [57],[58].

✓ Faible coût et maintenance

Les appareils ULB présentent l'avantage majeur de pouvoir être construits à partir de composants électroniques existants. Cette caractéristique les rend moins coûteux, faciles à utiliser et facilement adaptables à divers besoins médicaux. De plus, leur production à grande échelle est également facilitée [2].

6 Imagerie médicale

L'imagerie médicale englobe un ensemble de techniques et de moyens physiques utilisés par la médecine pour diagnostiquer et traiter diverses pathologies en permettant la visualisation des cellules d'un organisme, notamment du corps humain. Ces techniques sont

largement utilisées pour obtenir des images détaillées des structures internes du corps, ce qui aide les professionnels de la santé à identifier les anomalies, à établir des diagnostics précis et à planifier les traitements appropriés [59].

6.1 La définition de l'onde électromagnétique

Une onde électromagnétique se compose d'un champ électrique et d'un champ magnétique qui oscillent de manière sinusoïdale. Les micro-ondes se situent dans une plage de fréquences allant de 300 MHz à 300 GHz, ce qui correspond à des longueurs d'onde allant de 1 mètre à 1 millimètre. Elles sont classées dans les hyperfréquences du spectre électromagnétique, se situant entre les ondes radio (108 Hz) et l'infrarouge (1012 Hz) [60].

Ces ondes sont largement utilisées dans diverses applications telles que les téléphones portables, les radars, les fours à micro-ondes, les satellites, et bien d'autres.

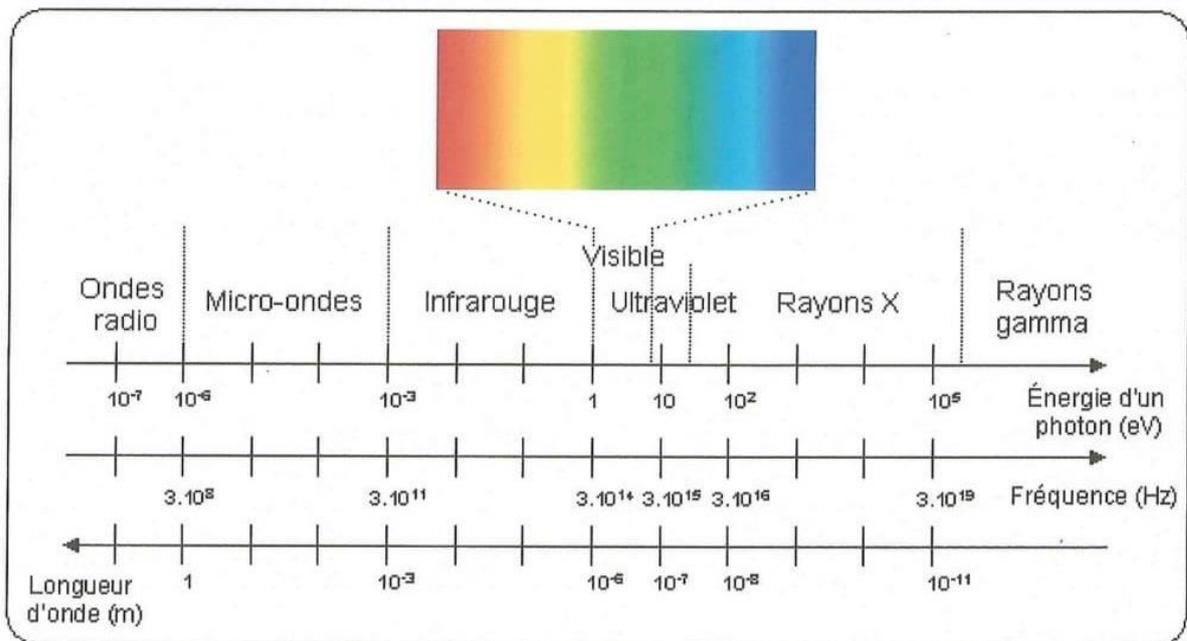


Figure 2.12 : Spectre électromagnétique [61].

6.2 Imagerie Micro-ondes

En prend comme exemple la détection du cancer du sein :

Actuellement, la mammographie aux rayons X est largement utilisée pour la détection du cancer du sein. Cependant, cette méthode présente plusieurs limitations. Récemment, des chercheurs ont proposé l'utilisation de l'imagerie micro-ondes comme une alternative abordable pour le dépistage précoce et la détection du cancer du sein. Cette technique utilise des antennes ultra large bande qui fonctionnent dans la plage de fréquences [3,1-10,6 GHz], qui sont non ionisantes. Cette approche offre un potentiel prometteur pour améliorer les méthodes de dépistage du cancer du sein et surmonter les limitations de la mammographie aux rayons X [60].

Cette technique présente plusieurs avantages, notamment son fonctionnement sur une large gamme de fréquences, sa faible incidence sur la santé et son coût moindre. En raison de ces bénéfices, elle est considérée comme une alternative prometteuse pour la détection du cancer du sein à l'avenir [62].

Ces dernières années, l'imagerie micro-ondes a attiré un intérêt croissant en raison de ses nombreuses applications potentielles dans divers domaines [63]. L'utilisation des micro-ondes pour détecter les tumeurs du sein repose sur la variation de diffusion et d'absorption des micro-ondes dans les tissus mammaires, en exploitant le contraste entre les propriétés diélectriques des tissus cancéreux et sains [64]. Lorsque les patients sont exposés aux micro-ondes, le sein présentant une tumeur présente des caractéristiques électriques distinctes de celles des tissus sains [65].

La technique d'imagerie micro-ondes du sein repose sur la diffusion de signaux par un objet lorsque celui-ci est exposé à un signal électromagnétique. La diffusion du signal dépend de divers facteurs tels que l'environnement, la puissance du signal et les propriétés du matériau. Dans le cas de la détection des tumeurs du sein, les caractéristiques électriques de l'objet, notamment la constante diélectrique et la conductivité, sont particulièrement importantes. Cette technique permet d'analyser les signaux diffusés pour détecter les tumeurs dans le sein. Les tumeurs du sein se distinguent par leurs propriétés électriques distinctes, telles qu'une permittivité diélectrique élevée et une conductivité plus élevée, ce qui facilite leur détection. La quantité de signal diffusé par une tumeur du sein est supérieure à celle des tissus mammaires normaux. Ces signaux diffusés peuvent être captés par une antenne bien positionnée ou en modifiant les propriétés d'émission du signal, ce qui permet leur analyse et la détection des tumeurs [66].

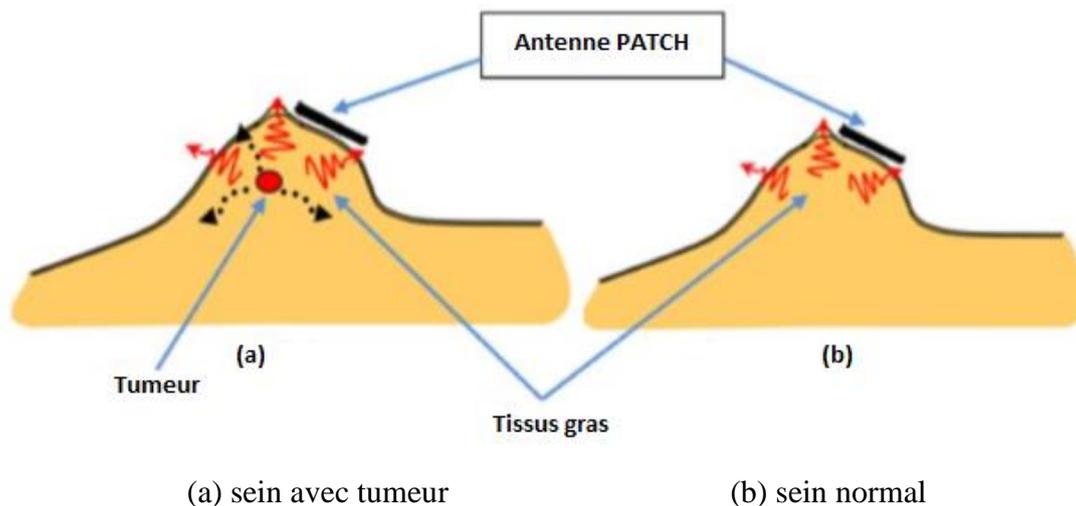


Figure 2.13 : Schéma représentatif du sein, antenne patch et tumeur montrant diffusion de signaux [60].

Le composant clé de ce système d'imagerie est la source d'éclairage, qui est une antenne patch fonctionnant à une fréquence spécifique, dans l'une des bandes de fréquences dédiées aux applications médicales [60].

Ainsi, dans le cadre de notre étude, il est essentiel d'acquérir une bonne connaissance des composants généraux de l'antenne patch, ainsi que de leurs caractéristiques principales.

7 Caractéristiques diélectriques du corps humain

Chaque couche du corps humain, telle que les os, les muscles et la peau, possède ses propres caractéristiques diélectriques qui varient en fonction de la fréquence. Afin de concevoir des circuits sans fil pour des applications ingérables ou implantées, il est important d'étudier les propriétés électromagnétiques du corps humain. Le champ électromagnétique qui traverse le corps humain dépend de l'épaisseur et de la composition des tissus biologiques. Lorsqu'une antenne conçue dans un environnement libre est placée dans le corps humain, la fréquence de résonance change en raison de l'augmentation de la permittivité effective dans l'environnement proche de l'antenne. Par conséquent, si une antenne est conçue pour résonner à une certaine fréquence dans l'espace libre, sa fréquence de résonance diminuera lorsqu'elle sera placée dans un tissu humain [41].

8 Conclusion

La médecine sans fil et la télémédecine ont révolutionné le domaine médical en permettant la surveillance à distance des patients et en facilitant l'accès aux soins de santé. Les dispositifs électroniques médicaux, tels que les implants et les capteurs sans fil, offrent de nouvelles possibilités pour le diagnostic, le traitement et la gestion des maladies. L'utilisation des antennes à ultra-large bande dans le domaine biomédical a ouvert des perspectives passionnantes, en permettant des communications sans fil à haut débit et en améliorant les performances de l'imagerie médicale. Enfin, la compréhension des caractéristiques diélectriques du corps humain est essentielle pour concevoir et optimiser les dispositifs et les systèmes de communication dans le domaine de la médecine sans fil. Ces avancées technologiques promettent d'améliorer la qualité des soins de santé et d'ouvrir de nouvelles voies pour l'innovation médicale.

Chapitre III
Simulation et réalisation.

1 Introduction

Dans le domaine biomédical, les antennes ultra large bande (ULB) jouent un rôle crucial dans la transmission et la réception de signaux à large bande passante. Les applications biomédicales nécessitent souvent des antennes capables de traiter des signaux à large spectre, que ce soit pour la télémédecine, les dispositifs médicaux sans fil ou l'imagerie médicale. Dans ce chapitre, nous explorerons la simulation par CST Studio Suite et les mesures d'antennes ULB dans le domaine biomédical.

Le but de ce chapitre est de concevoir une antenne imprimée pour les applications biomédicales, Nous allons d'abord introduire le logiciel CST Microwave Studio, puis présenter les étapes de conception et de réalisation de l'antenne visée. En fin, nous discuterons les mesures expérimentales des coefficients de réflexion et du diagramme de rayonnement.

2 Définition de Logiciel CST Studio Suite

Le logiciel CST (Computer Simulation Technology - Microwave Studio) propose des solutions de calcul précises et efficaces pour la conception et l'analyse électromagnétiques.

Avec ce logiciel, vous pouvez sélectionner la méthode la plus adaptée pour la conception et l'optimisation de dispositifs fonctionnant à travers une vaste gamme de fréquences [67].

3 Description générale de l'interface CST

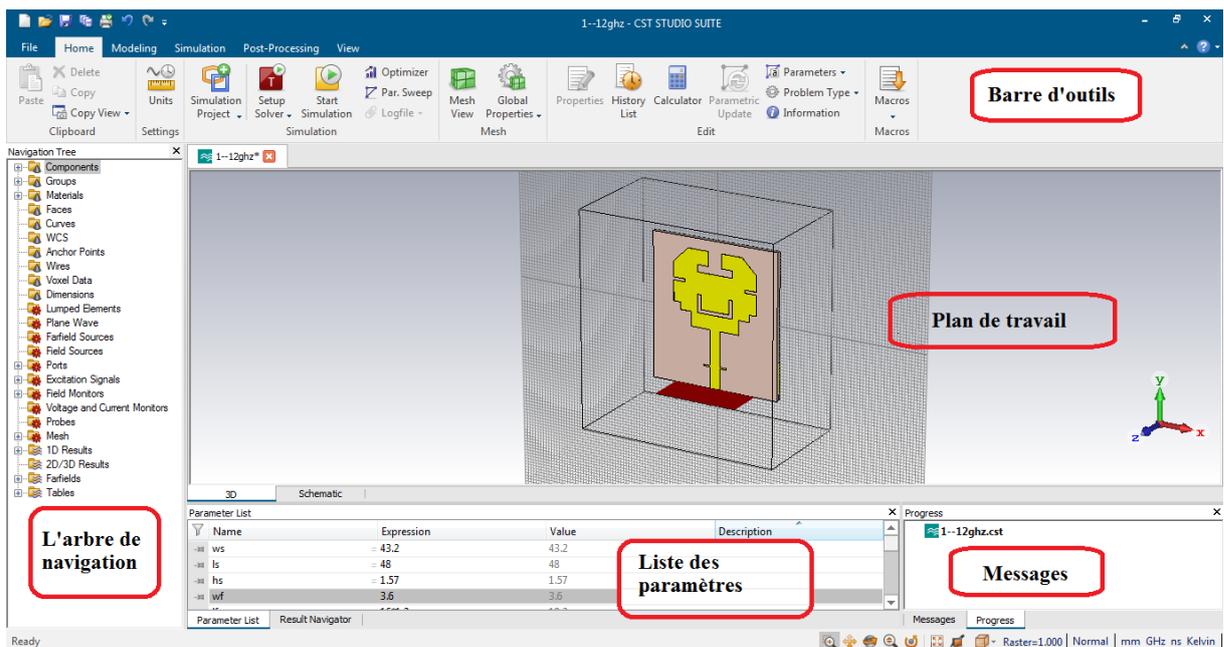


Figure 3.1 : l'interface du CST studio.

- En haut de l'interface, vous trouverez une barre d'outils qui regroupe des raccourcis vers les fonctionnalités principales de la barre de menu.
- À gauche de l'interface, un arbre de navigation vous permettra d'accéder aux éléments structuraux et aux résultats de simulation.
- Au centre de l'interface, se trouve le plan de travail où la structure est représentée en trois dimensions.
- En bas de l'interface, vous trouverez :
 - ✓ Une liste de paramètres contenant les variables utilisées lors de la simulation.
 - ✓ Un message affichant si chaque étape a été simulée avec succès ou, le cas échéant, un message d'erreur correspondant.

4 Description de l'antenne de base

L'antenne patch choisie est de forme rectangulaire alimentée par ligne micro-ruban. La géométrie de cette antenne est donnée à la figure 3.2. L'antenne est constituée d'un patch rectangulaire imprimé sur la face de dessus d'un substrat de type Rogers RT5880 de permittivité relative $\epsilon_r=2.2$, de tangente de pertes $\tan \delta =0.0009$ et d'épaisseur $h=1.57$ mm. Le plan de masse est un plan partiel imprimé sur la surface de dessous du substrat. Le patch est alimenté par une ligne microbande d'impédance 50 Ohms.

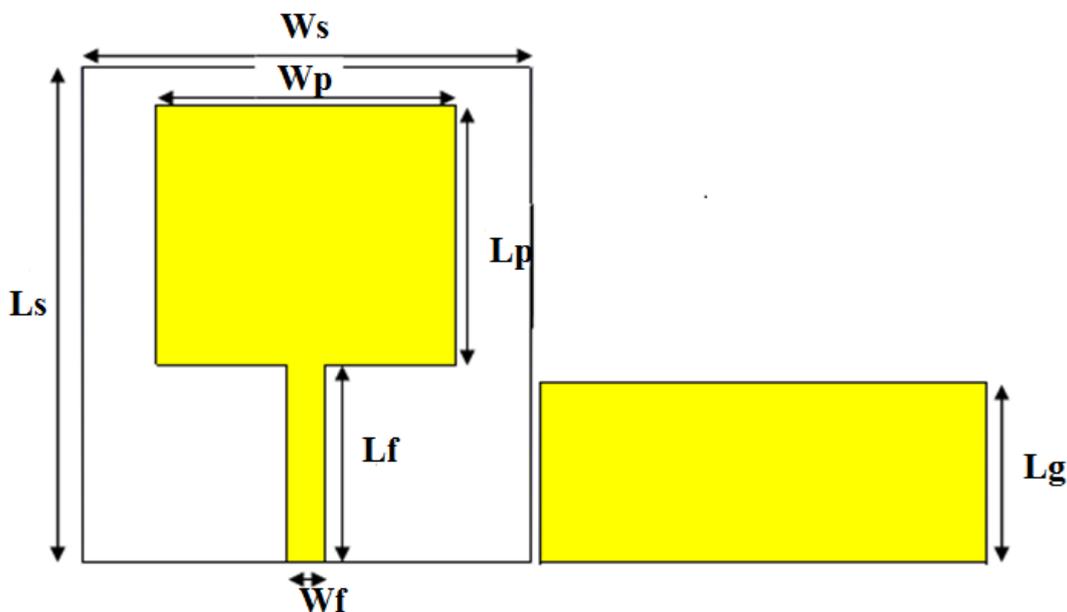
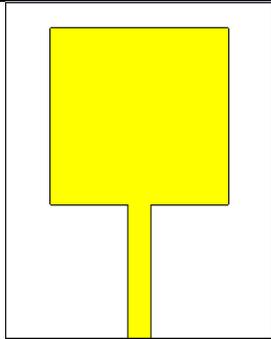
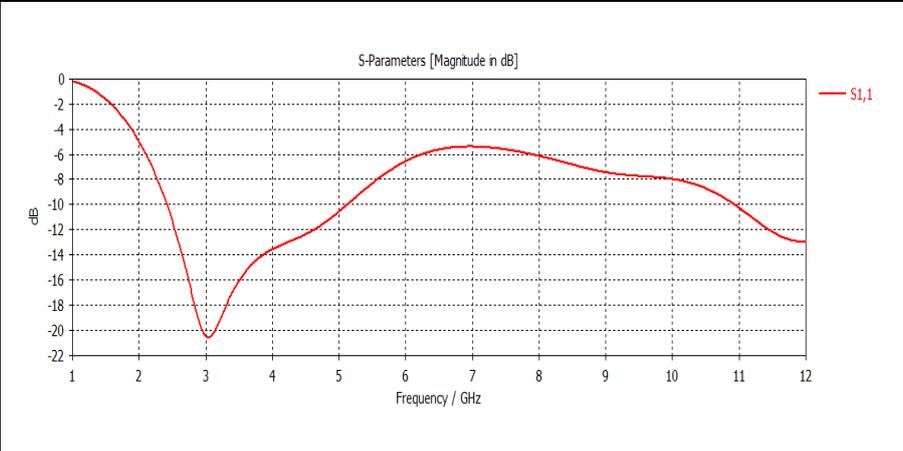
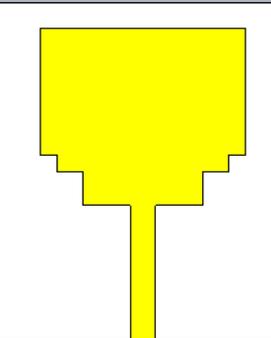
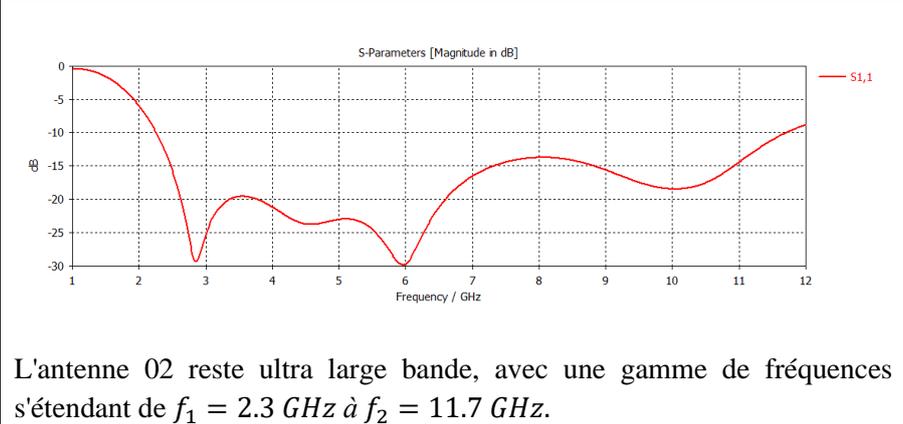


Figure 3.2 : les paramètres de l'antenne de base.

Paramètre	(mm)
W_s	36
L_s	40
W_f	3
L_f	16
W_p	24
L_p	21
L_g	14.5

Tableau 3.1 : Paramètres géométriques de l'antenne proposée.

5 Les étapes de conception

	 <p>L'antenne 01 de base est ultra large bande avec une gamme de fréquences de $f_1 = 2.4$ GHz à $f_2 = 5.1$ GHz. Avec : $BF_{relative} = 72\% > 20\%$.</p>
	 <p>L'antenne 02 reste ultra large bande, avec une gamme de fréquences s'étendant de $f_1 = 2.3$ GHz à $f_2 = 11.7$ GHz.</p>

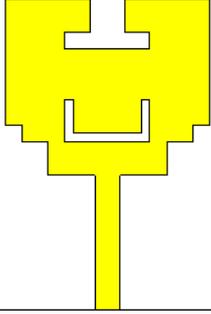
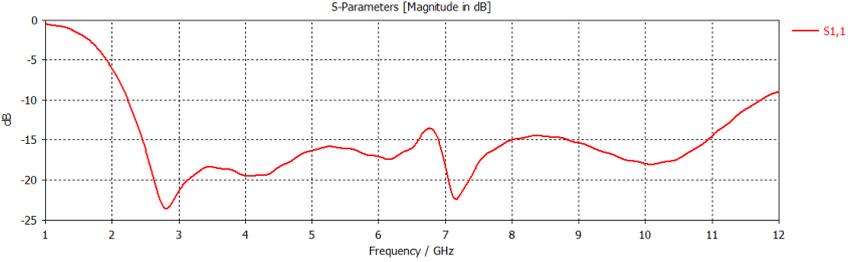
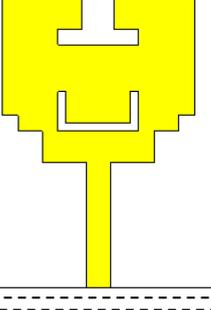
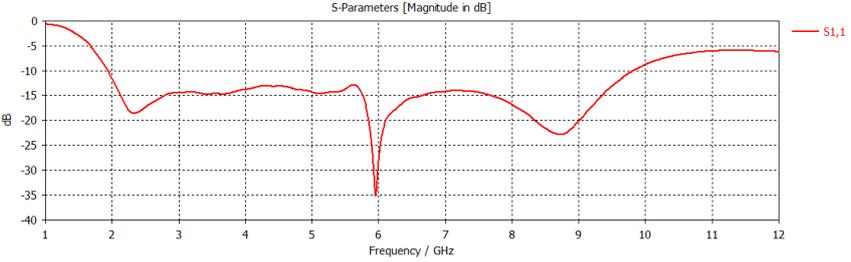
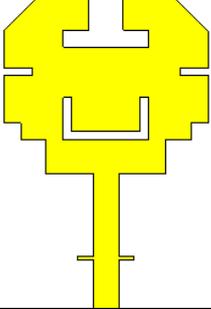
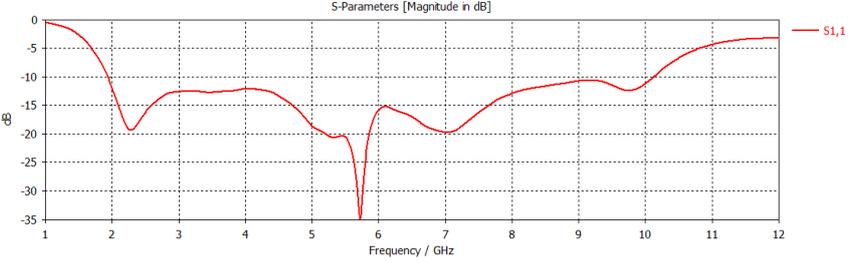
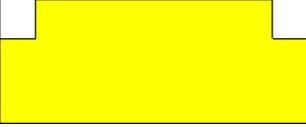
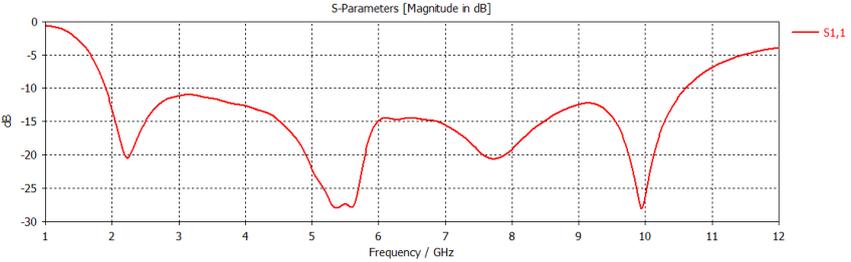
	 <p>L'antenne 03 reste ultra large bande, seulement un petit décalage dans la fréquence f_1, tel que la gamme de fréquence s'étend de $f_1=2.2$ GHz à $f_2 =11.7$ GHz.</p>
 <p>Antenne X 20%</p>	 <p>L'antenne 04 reste toujours ultra large bande, avec un décalage dans les deux fréquences, de sorte que la gamme de fréquence s'étend de $f_1=1.9$ GHz à $f_2=9.8$ GHz.</p>
	 <p>L'antenne 05 reste ultra large bande, avec un décalage dans la fréquence f_2, tel que la gamme de fréquence s'étend de $f_1 = 1.9$ GHz à $f_2 = 10.1$GHz.</p>
 <p>Plan de masse</p>	 <p>L'antenne 06 ultra large bande, avec un décalage dans la fréquence f_2, tel que la gamme de fréquence s'étend de $f_1 = 1.9$ GHz à $f_2 = 10.6$ GHz. Avec : $BP_{relative} = 144\% > 20\%$.</p>

Tableau 3.2 : Les étapes de conception.

D'après cette étude, nous sommes arrivés à optimiser une nouvelle antenne originale ultra large bande.

6 Etude paramétrique

6.1 Effet de largeur de la ligne d'alimentation W_f

La figure 3.3 a illustré comment les variations de ce paramètre influencent les résultats. On observe que les résultats les plus performants sont obtenus lorsque ce paramètre est réglé à une valeur très proche de 3.6 mm. Cette valeur permet d'obtenir une impédance d'environ 50 ohms.

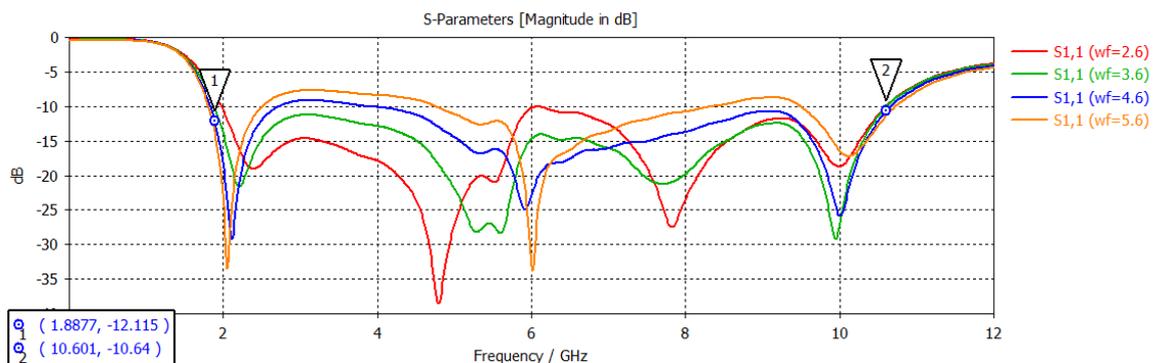


Figure 3.3: S_{11} pour différentes largeurs de ligne.

6.2 Effet de longueur de la ligne d'alimentation L_f

Dans cette partie, nous allons étudier l'influence de la longueur de la ligne sur le comportement de la bande passante. À cet effet, nous avons effectué une étude en faisant varier la longueur de 16,8 mm à 20,4 mm. La figure 3.4 montre clairement que la longueur a une influence significative sur les performances de l'antenne. On observe que les résultats les plus performants sont obtenus lorsque ce paramètre est réglé à une valeur très proche de 19.2.

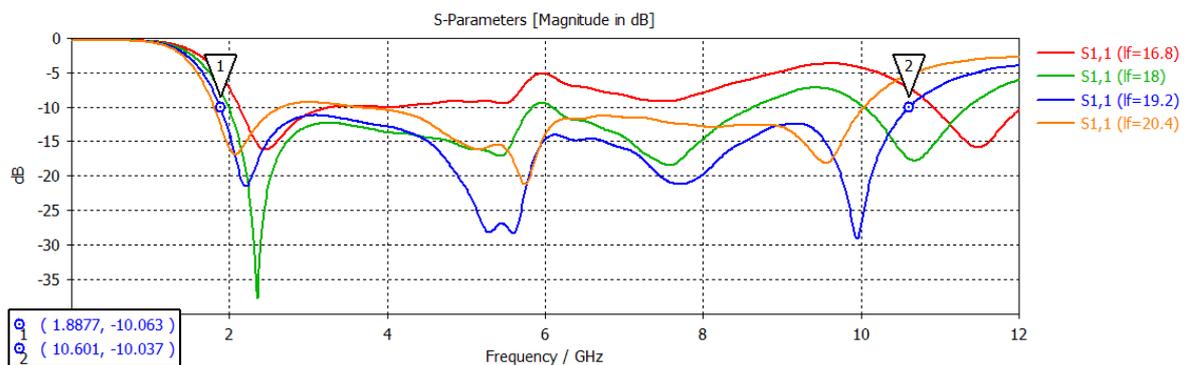


Figure 3.4: S_{11} pour différentes longueurs de ligne.

Finalement d'après l'étude paramétrique on peut fixer la longueur et la largeur de la ligne (le patch) comme suit :

- La longueur $L_f=19.2$ mm
- La largeur $W_f=3.6$ mm

6.3 Effet de longueur du plan de masse

Afin d'étudier l'influence de la largeur du plan de masse sur les caractéristiques d'antenne, nous allons varier la largeur notée L_g .

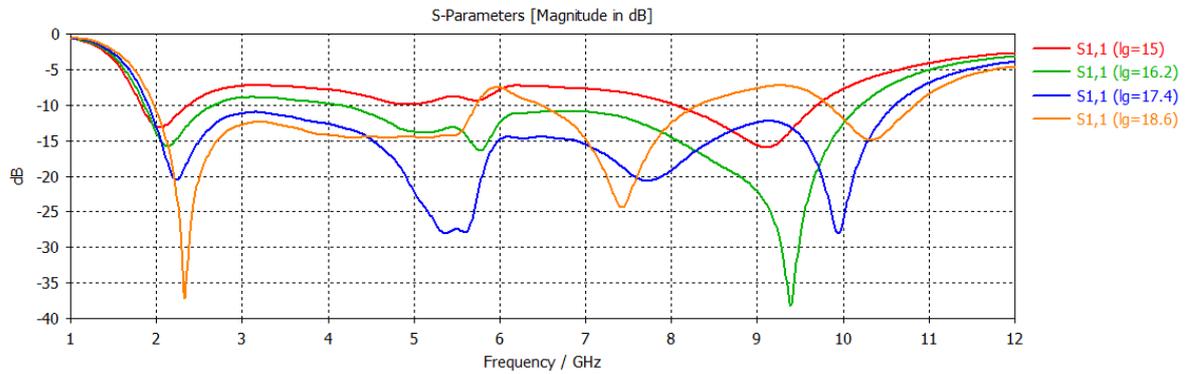


Figure 3.5 : S_{11} pour différentes longueurs de linge L_g .

Les résultats de la simulation montrent que la largeur du plan de masse affecte les performances de l'antenne, nous avons choisi $L_g = 17.4$ pour les objectifs de notre étude.

7 Dimensionnement de l'antenne optimisée

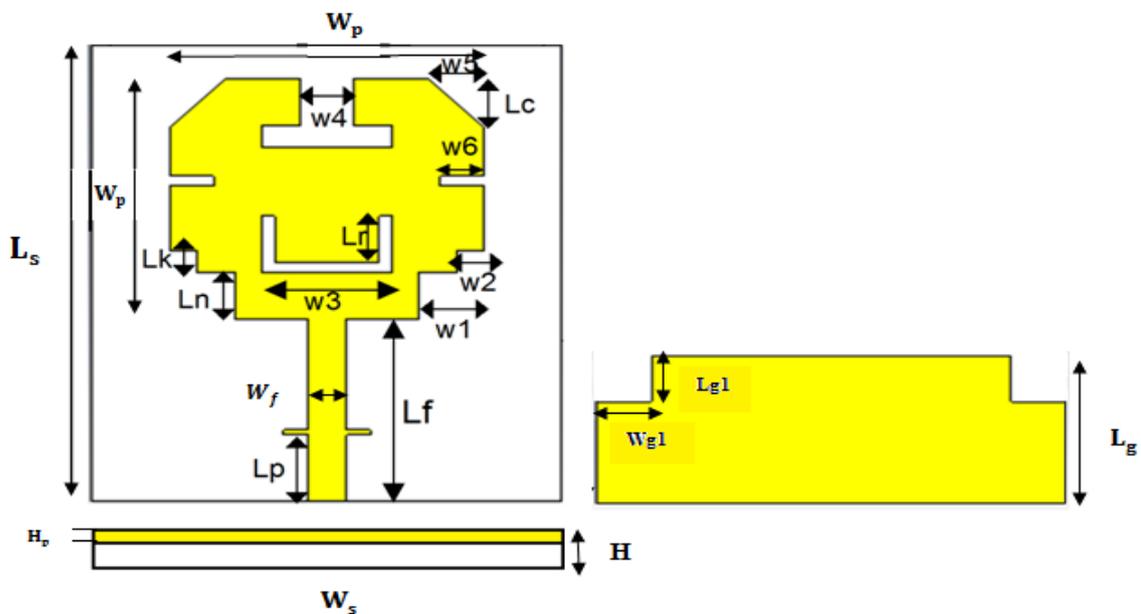


Figure 3.6: Dimensionnement d'antenne.

Paramètres	(mm)	Paramètres	(mm)	Paramètres	(mm)
W_s	43.2	L_f	19.2	W_f	3.6
L_s	48	L_n	4.8	W_1	2.4
H_p	0.035	L_k	2.4	W_2	2.4
H	1.57	L_r	4.8	W_3	12
W_p	28.8	L_c	5	W_4	4.8
L_p	25.2	L_p	7	W_6	4
L_g	17.4	L_{g1}	5.4	W_{g1}	5

Tableau 3.3: les différents paramètres d'antenne.

8 Réalisation et mesure expérimentale

8.1 Description du matériel et réalisation

Les ProtoMats de LPKF sont reconnus mondialement pour leur précision, leur flexibilité et leur convivialité, établissant ainsi la norme dans ce domaine. Ces traceurs de circuits imprimés LPKF sont essentiels pour la production rapide et interne de circuits imprimés, que ce soit pour des cartes individuelles dans des projets de développement ou des petites séries. Leur adaptabilité est remarquable, couvrant une large gamme d'applications à haute performance, qu'elles soient analogiques, numériques, RF ou micro-ondes. En tant que produits fabriqués en Europe, les traceurs de circuits imprimés LPKF sont considérés comme la référence depuis plus de quarante ans en termes de fraisage, de perçage et de découpe de contours de circuits imprimés.

Chaque système de fabrication de circuits LPKF est livré avec un logiciel complet spécialement conçu pour offrir une utilisation conviviale, une qualité optimale et des résultats rapides. LPKF Circuit Pro permet d'importer facilement toutes les données CAO couramment utilisées et transfère efficacement les données de production vers les systèmes de fabrication de circuits [68].

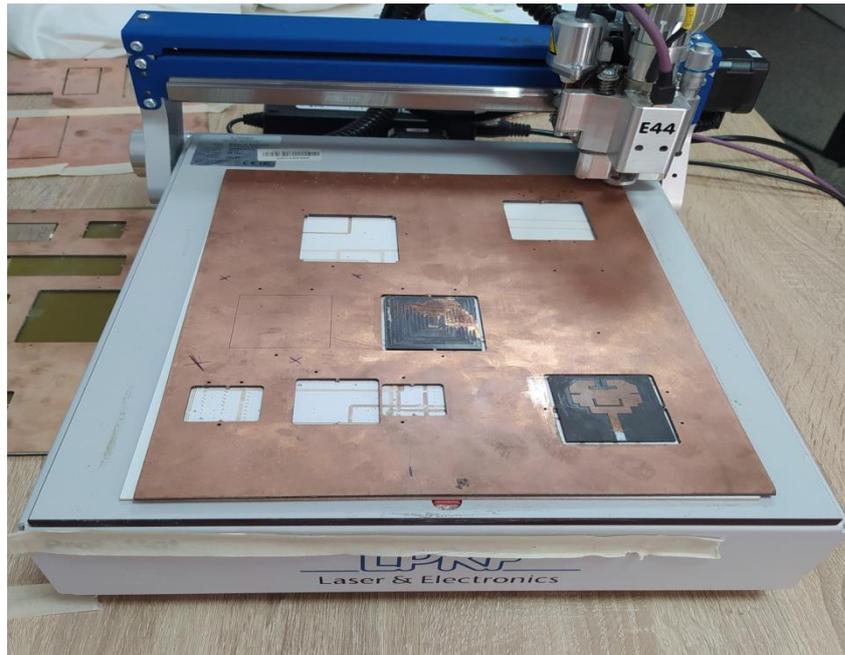


Figure 3.7: la machine ProtoMap

La réalisation de l'antenne dans la machine ProtoMap :



Figure 3.8: l'antenne réalisée.

9 Mesures expérimentales

9.1 Mesure de coefficient de réflexion S11

La mesure est réalisée par un analyseur de réseau ZNB 20-VECTOR NETWORK fonctionne de 100 kHz à 20GHz disponible dans notre département (figure3.9).



Figure 3.9: ZNB 20-VECTOR NETWORK ANALYSER.

Après calibration de l'analyseur de réseaux sur la bande 1-12 GHz, nous avons tracé le coefficient de réflexion S_{11} de notre antenne à l'aide de logiciel Origin 2019. La comparaison entre le S_{11} simulé et mesuré est présentée dans la figure 3.10 :

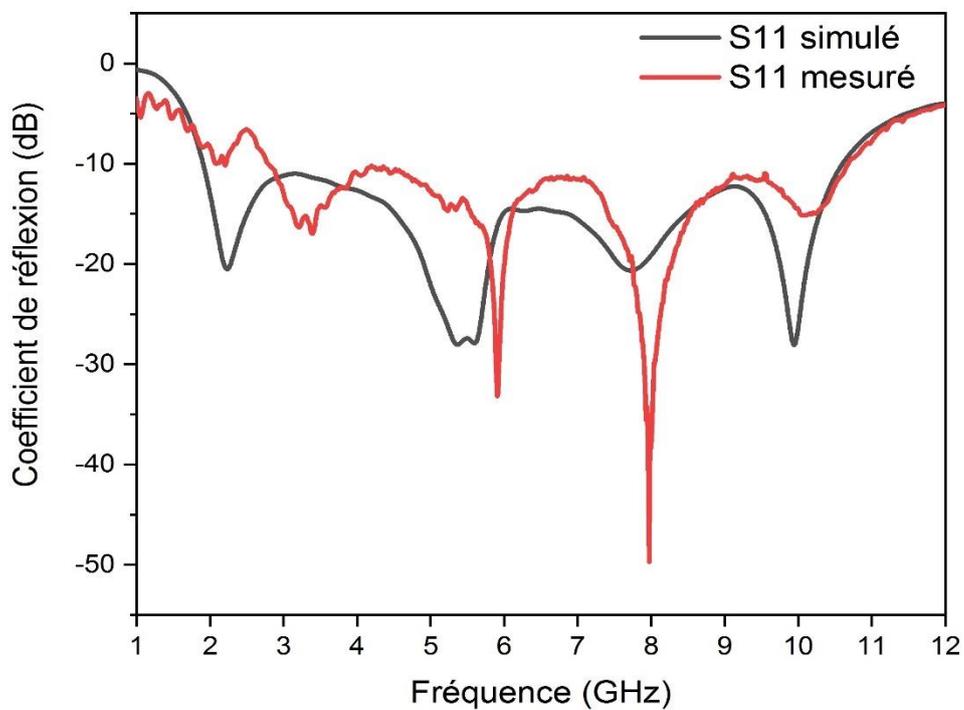


Figure 3.10: Comparaison entre le S_{11} simulé et mesuré.

D'après cette figure, on remarque que les résultats des mesures et des simulations sont alignés avec la largeur de bande demandée. La variation de S_{11} mesuré en fonction de la fréquence dans la Bande 2.7 GHz à 10.6 GHz montre que cette structure possède trois pics de fréquences à savoir : $f_1=6\text{GHz}$, $f_2=8\text{GHz}$ et $f_3=10.2\text{ GHz}$. On remarque que les valeurs de ces pics de fréquences mesurées sont proches de celles simulées présentant un léger décalage ($\Delta f=500\text{ MHz}$). Ce décalage peut être dû aux pertes introduites par le diélectrique d'un côté et à la soudure de connecter SMA d'un autre côté. Il est observé dans la Figure 3.10 que la bande passante relative mesurée est égale 120%.

9.2 Mesures de coefficient de réflexion dans la chambre anéchoïque

Une chambre anéchoïque isolante joue un rôle crucial dans les mesures des paramètres d'une antenne. Elle permet de créer un environnement vide de réflexions et d'interférences, garantissant ainsi des mesures précises et fiables. Les principaux rôles de la chambre anéchoïque sont la réduction des réflexions, l'isolation des interférences externes, la minimisation des effets multipath et le contrôle de l'environnement. Grâce à ces caractéristiques, la chambre anéchoïque assure des conditions de mesure optimales pour la caractérisation de l'antenne.



Figure 3.11 : Mesure de coefficient de réflexion dans la chambre anéchoïque.

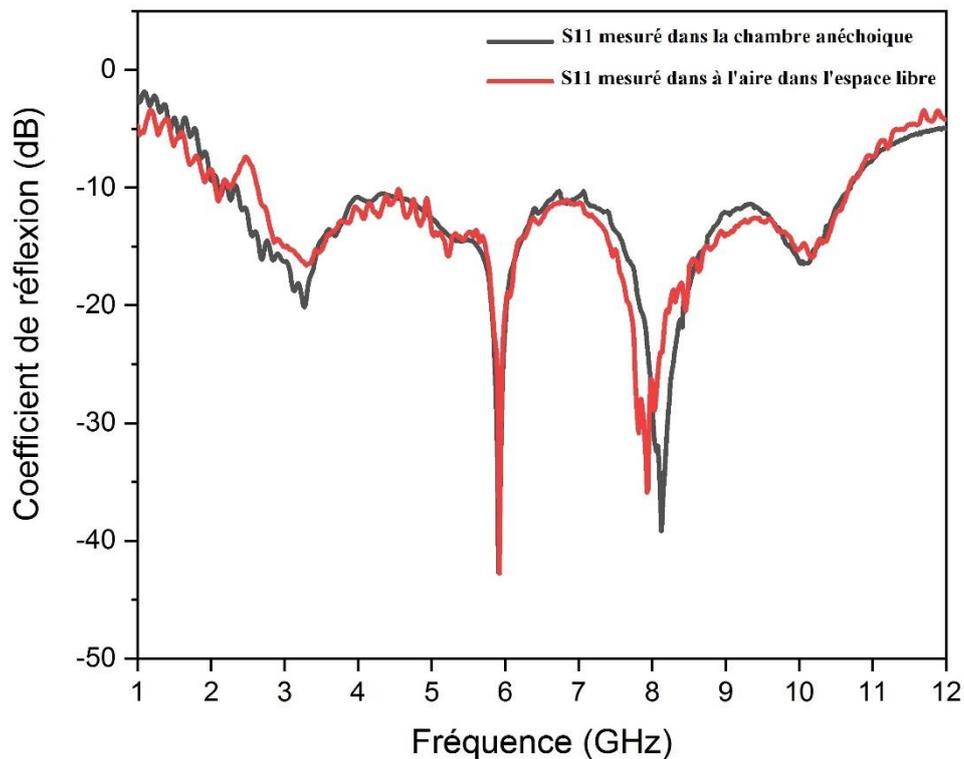


Figure 3.12 : Comparaison entre S_{11} mesuré dans la chambre anéchoïque et à l'analyseur.

La mesure de coefficient de réflexion dans la chambre anéchoïque est considérée comme plus précise et plus claire. Il est observé que la bande de fréquence mesurée devient plus large dans la chambre anéchoïque par rapport aux mesures effectuées sans celle-ci (passant de 2,2 GHz à 10,6 GHz).

9.3 Taux d'onde stationnaire (VSWR)

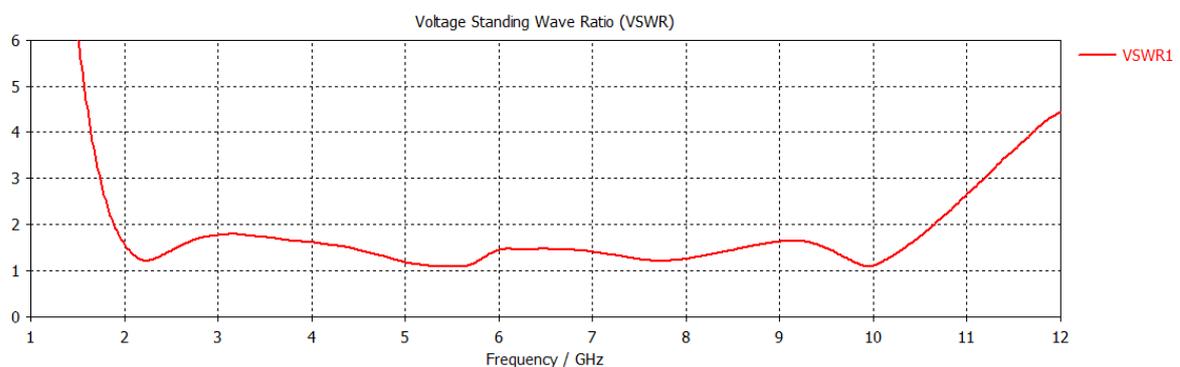


Figure 3.13 : VSWR simulé en fonction de la fréquence.

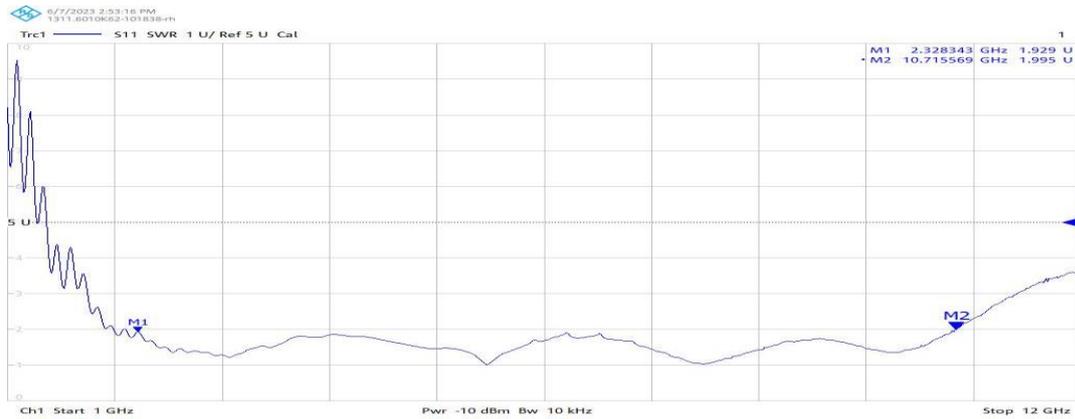


Figure 3.14 : VSWR mesuré en fonction de la fréquence.

On remarque d'après les deux figures que les résultats de mesure et de simulation de VSWR sont quasiment identiques.

Le rapport d'onde stationnaire VSWR qui est inférieur de 2 une bonne adaptation de l'antenne à la gamme de fréquence 2 GHz à 10.7 GHz.

9.4 Impédance caractéristique Z_{11}

La figure 3.15 et figure 3.16 montrant l'impédance de l'antenne Z_{11} réelle et imaginaire simulée et mesurée à l'aide de l'analyseur de réseau.

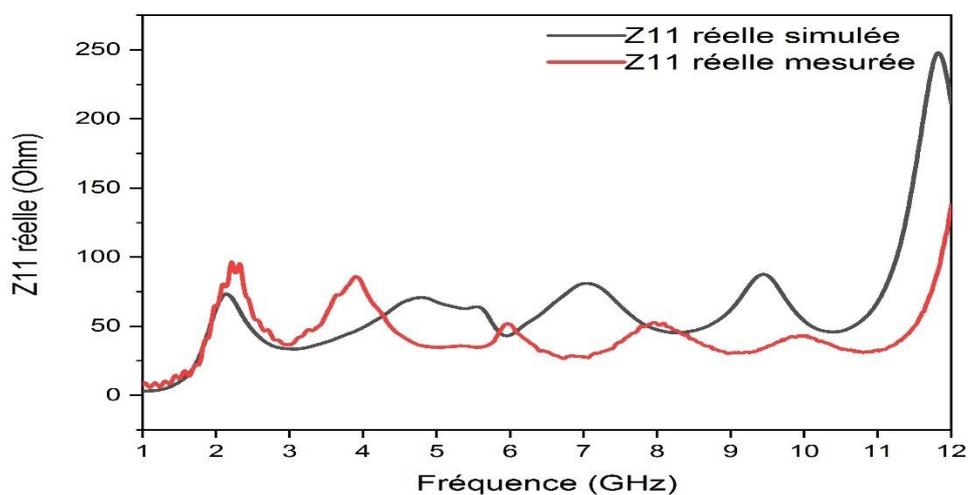


Figure 3.15 : impédance réelle simulée et mesurée de l'antenne biomédicale.

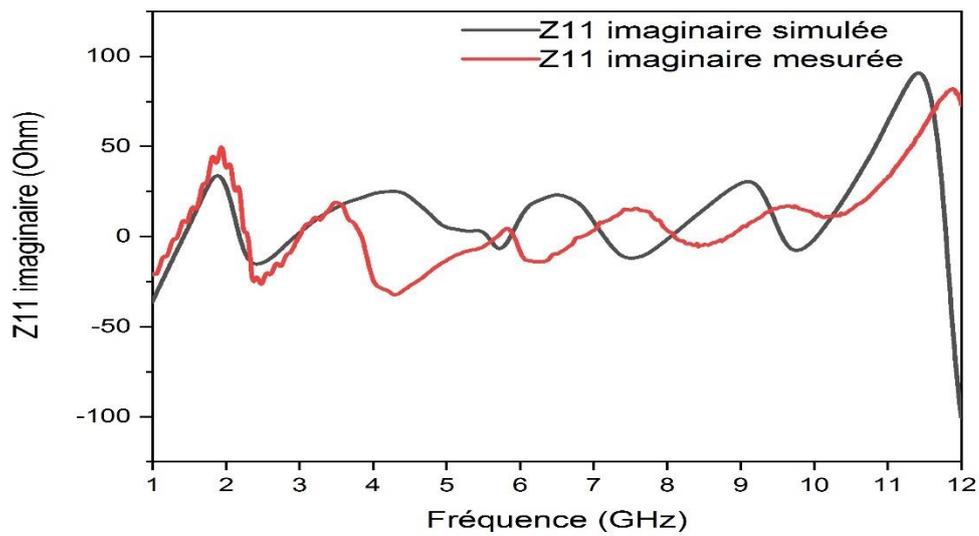


Figure 3.16 : impédance imaginaire simulée et mesurée de l'antenne biomédicale.

On constate que les résultats des mesures et des simulations sont quasiment identiques. Les figures 3.15 et 3.16 montrent que la partie réelle de l'impédance d'entrée de l'antenne varie autour de 50 ohms dans la bande d'adaptation de l'antenne un maximum de 80 ohms et un minimum de 32 ohms. Pour la partie imaginaire de l'impédance d'entrée, on obtient une variation entre $+j31.9$ et $-j20$ dans la bande passante de l'antenne et oscillent autour de 0 ohms.

9.5 Mesure du diagramme de rayonnement

Le banc de mesure de diagramme de rayonnement est présenté dans la figure 3.13 La mesure est réalisée :

- A la fréquence de 10 GHz
- Dans deux positions (Verticale, Horizontale).



Figure 3.17: Banc de mesure de diagramme de rayonnement.

Les résultats du diagramme de rayonnement dans la fréquence 10 GHz sont montrés dans les figures suivantes :

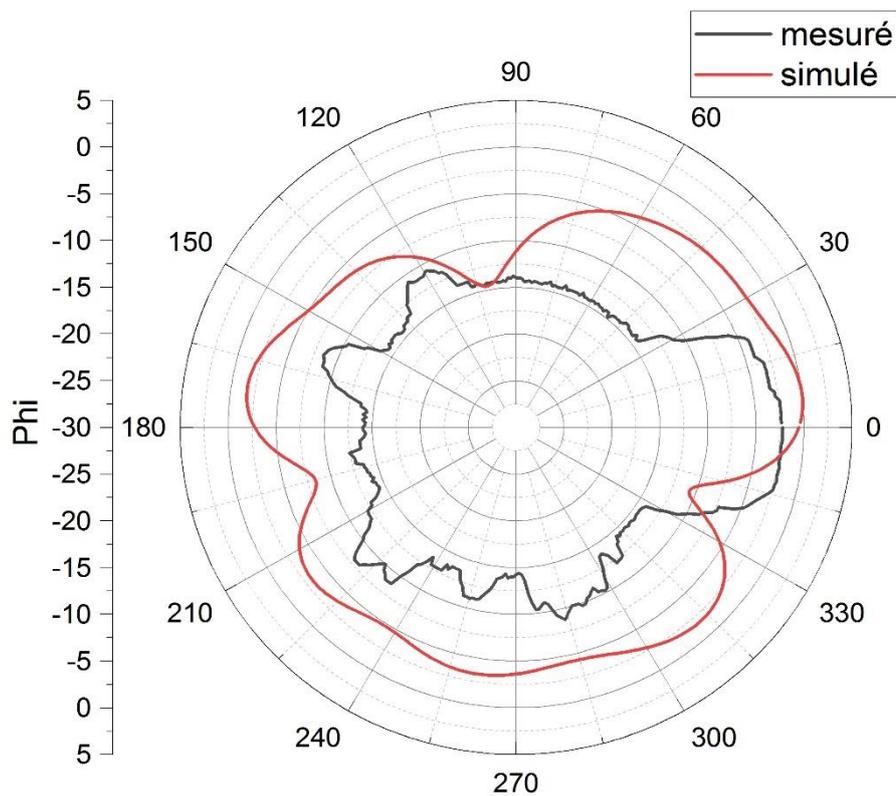


Figure 3.18: Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan E.

La figure 3.18 montre que le diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan E est quasiment identique. A la fréquence 10 GHz, le diagramme de rayonnement de

l'antenne est quasi-omnidirectionnel qui rayonne presque dans toutes les directions. Nous remarquons aussi qu'il y a une chute de puissance dans le cercle pour le diagramme de rayonnement mesuré. Cette atténuation peut être liée aux interférences et les rayonnements externes dans la salle des mesures.

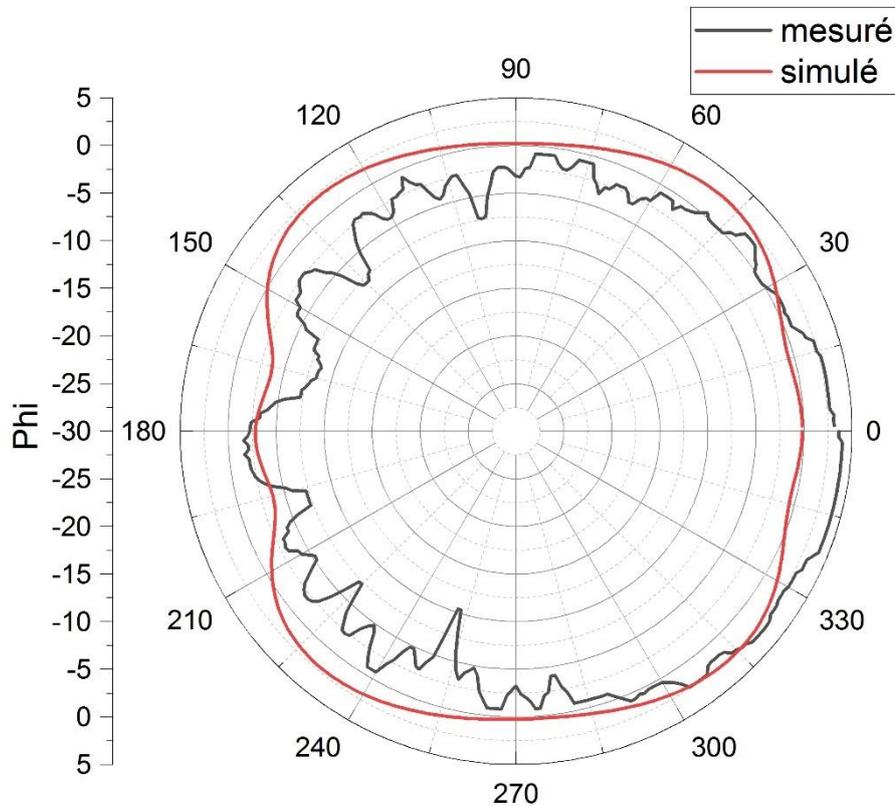


Figure 3.19 : Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan H.

La figure 3.19 montre que l'antenne est omnidirectionnelle qui rayonne dans Toutes les directions. Le diagramme de rayonnement simulé et mesuré est quasiment identique.

10 Test de détection

L'utilité de l'antenne proposé dans les applications biomédicales spécialement pour la détection des tumeurs a été vérifiée expérimentalement en plaçant en premier lieu le prototype fabriqué à une distance de 5mm d'une chaire de poulet saine, comme illustré à la figure 3.20 Puis en deuxième lieu et a la même distance avec une chaire de poulet qui contient une boule de fer enfouillée, cette boule de fer remplace la tumeur à détecter.

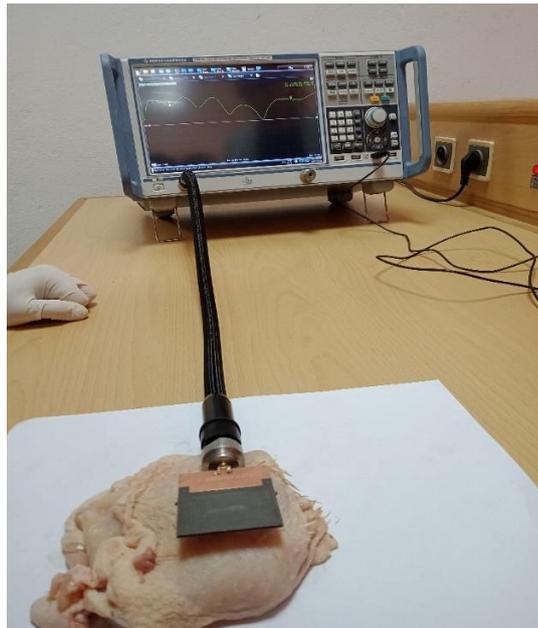


Figure 3.20 : Mesure de coefficient de réflexion pour la détection des tumeurs.

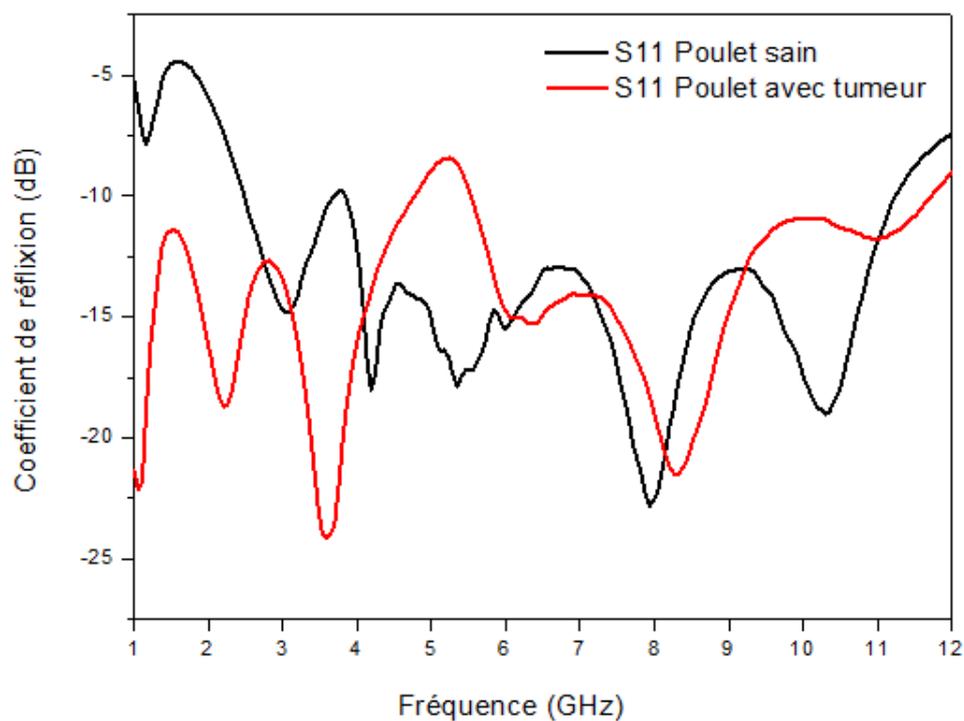


Figure 3.21 : Mesure de coefficient de réflexion avec et sans tumeur.

Les résultats du coefficient de réflexion mesuré de l'antenne proposé pour les deux cas sont comparés à la figure 3.21 il est clairement que la présence de la tumeur (la boule de fer) présente plusieurs perturbations sur le coefficient de réflexion dans la bande de travail de l'antenne proposée. Nous concluons à partir des résultats que le prototype fabriqué convient à une application de détection des tumeurs.

➤ SAR

La SAR (Specific Absorption Rate) est une mesure utilisée pour évaluer la quantité d'énergie absorbée par unité de masse des tissus biologiques exposés à un champ électromagnétique. Elle est généralement exprimée en watts par kilogramme (W/kg). La SAR est utilisée pour définir des limites de sécurité afin de s'assurer que l'exposition aux ondes électromagnétiques reste dans des niveaux acceptables.

La figure 3.22 présente les valeurs de SAR d'antenne avec le sein dans les fréquences : $f_1=2.4$ GHz, $f_2=5.3$ GHz et $f_3=7.2$ GHz.

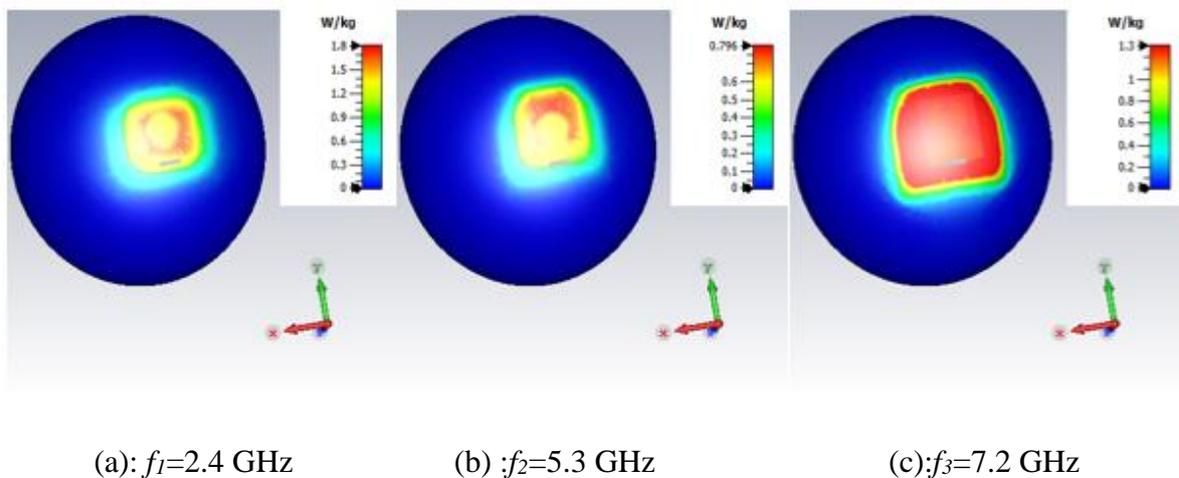


Figure 3.22 : SAR d'antenne avec le sein.

Dans cette section nous avons calculés les valeurs de SAR pour trois fréquences différentes : 1,8 W/kg pour $f_1=2,4$ GHz, 0,8 W/kg pour $f_2=5,3$ GHz et 1,3 W/kg pour $f_3=7,2$ GHz, en utilisant un poids de 10 g. Nous avons également mentionné une limite de SAR inférieure à 2 W/kg. La limite de SAR inférieure à 2 W/kg que nous avons mentionnée peut être considérée comme un critère de sécurité couramment utilisé pour s'assurer que l'exposition aux champs électromagnétiques reste en dessous de niveaux considérés comme sûrs.

11 Conclusion

Ce chapitre présente la simulation, la réalisation et la caractérisation d'une nouvelle antenne patch ultra large bande conçue spécifiquement pour les applications biomédicales. Nous décrivons et discutons les étapes de simulation, de réalisation et de caractérisation de l'antenne optimisée. Nous obtenons un accord entre les résultats obtenus par la simulation et ceux obtenus par les mesures. Globalement, les résultats des mesures démontrent que le modèle proposé satisfait les critères requis pour les applications biomédicales.

Conclusion générale

Ce mémoire s'est concentré sur la conception et la réalisation d'une antenne ULB adaptée aux applications biomédicales dans la bande de fréquence de 2 GHz à 10.6 GHz. L'objectif principal de cette étude était de développer une antenne optimisée répondant aux exigences spécifiques du domaine biomédical.

Au cours de ce travail, nous avons exploré les différentes étapes nécessaires à la conception et à la réalisation de l'antenne ULB. Nous avons commencé par une revue des généralités sur les antennes, en examinant les différents types d'antennes, les caractéristiques des antennes imprimées et les techniques d'alimentation. Cette connaissance préliminaire nous a permis de comprendre les principes fondamentaux de la conception des antennes et de les appliquer spécifiquement aux applications biomédicales.

Ensuite, nous avons abordé les aspects spécifiques des applications biomédicales, mettant en évidence l'importance de l'antenne ULB dans des domaines tels que l'imagerie médicale, la surveillance des patients et les dispositifs de télémédecine. Nous avons exploré les avantages uniques de l'antenne ULB, tels que sa large bande passante, sa résolution élevée et sa capacité à transmettre des signaux fiables sans fil.

Dans ce sens, Le but de ce travail est de concevoir une antenne patch ultra large bande pour des applications biomédicales. Afin d'atteindre notre objectif, nous avons effectué des simulations poussées à l'aide du logiciel CST. L'antenne est réalisée sur un substrat Rogers RT5880 avec une taille globale de $48 \times 43.2 \times 1.57 \text{ cm}^3$. Enfin, nous avons procédé à la fabrication et à la caractérisation de l'antenne optimisée. Les mesures expérimentales ont été réalisées pour évaluer les performances de l'antenne. Ces résultats ont été comparés aux performances attendues et ont permis de valider la conception de l'antenne ULB pour les applications biomédicales.

En conclusion, ce mémoire a démontré l'importance de la conception et de la réalisation d'une nouvelle antenne ULB dans la bande de fréquence de 2 GHz à 10.6 GHz. Cette antenne peut offrir des bonnes performances pour les applications biomédicales à savoir une résolution élevée et/ou une transmission sans fil fiable. L'antenne réalisée sera un outil précieux pour le diagnostic, la surveillance et le traitement des maladies.

Bibliographies

- [1] C. A. Balanis, "Antenna Theory: Analysis and Design," third edition, John Wiley.
- [2] Zitouni Ahmed, "Etude et conception d'antennes ULB standards et à bandes rejetées, Thèse de Doctorat, Université Abou-Bekr Belkaid Tlemcen, Juin 2014.
- [3] Laurence BABOUR, " Etude et conception d'antennes ultra large bande miniaturisées en impulsionsnel ", Thèse de Doctorat, 'Institut Polytechnique de Grenoble, mai 2009.
- [4] Sara Mansar et Madiha Alaoui et Tahar el Bahiri. " Rapport antennes patch. École nationale de science appliquée de kharroub ". Université el Hasan Aoul. 2 -ème année cycle ingénieur 2014.
- [5] Brahimi Ali En vue de l'obtention du diplôme de Magister Faculté de Génie Électrique Département d'Électronique Ecole Doctorale des Technologies et Applications Spatiales
- [6] Dunood Raymoud et Branlt Roertpait, " Les antennes " 13 édition.
- [7] Zemam Youssouf et Foukia Aimad Eddine, " Étude et Conception d'Antennes Reconfigurables par Association d'éléments actifs " mémoire pour obtenir le diplôme de Master de l'université AboubakrBelkaïd– Tlemcen – Juin 2017.
- [8] Fadhal Choayb et Redjel Islam. " Conception et réalisation d'une antenne multi-bande pour des applications GPR". Université 8 Mai 1945 Guelma. Faculté des sciences et de la Technologie. Juillet 2021
- [9] 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
- [10] Touati Mohamed, Housseem Eddine, " Conception et Simulation d'une antenne micro-ruban circulaire", Université Mohamed Khider Biskra, Mémoire de master ,2014
- [11] Barkat. Ouarda, "Etude et Synthèse des Caractéristiques de Réseaux d'antennes Imprimées Supraconductrices dans la Bande Millimétrique ", Thèse de Doctorat, Université Mentouri Constantin, 2009.
- [12] Snežana Lj et Stefanovski1 et Branko M. Kolundžija" The Impedance Variation with Feed Position of a Microstrip Line-Fed Patch Antenna", University of Belgrade, Bulevar kralja, Aleksandra 73, 11120, Vol. 11, No. 1, February 2014,
- [13] D. Aissaoui, " Analyse à l'aide de modèles équivalents d'antennes imprimées Alimentées par ligne adaptées", Mémoire de Magister, Université de Abou Baker Belkadi Tlemcen.

- [14] Mohamed Mansouri et El haithem Ezzeroug, " Conception et simulation d'une antenne Patch ultra large bande [1-8 GHz] ", Mémoire Master en aéronautique. L'institut d'aéronautique et des études spatiales.
- [15] O. Picon, Coll, "Les Antennes, théorie, conception et applications", Dunod, Paris, 978-2-10-051989-7, 2009.
- [16] Hammache Boualem. Etude, " conception et développement d'antennes compactes pour les applications ULB". Université des Frères Mentouri Constantine 1. Faculté des Sciences de la Technologie.2021.
- [17] Soltane Samia, "Etude et Caractérisation d'antennes imprimées pour système ultra-large bande ", Université Mohamed Khider Biskra, novembre 2015.
- [18] Amina. Larouci et Soundous Rania. Maamri " Conception et simulation d'une antenne imprimée Planaire avec une bande rejetée " mémoire de master académique, Université Kasdi Merbah Ouargla 24/06/2018.
- [19] De Recherche- Rabih A Slim Conception Antenne WIFI -Microruban - HFSS_Methodologie -Université Antonine Faculté des Ingénieurs en Télécommunications, Informatique.
- [20] A. Boyer, " Antennes, Support De Cours Enoncé De Travaux Dirigés ", Institut National Des Sciences Appliquées De Toulouse.
- [21] Quentin Vitale, " Modélisation et conception d'antennes radar large bande pour la Cartographie de la teneur en eau volumique des sols agricoles ", Thèse De Doctorat, Université Pierre Et Marie Curie, juin 2014.
- [22] D. Ameziane, " Etude Et Optimisation D'antennes Fractales Plaquées ", Mémoire de Magister, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen 2008.
- [23] Chouhbane Maroua. " Etude et conception d'une Antenne Reconfigurable en Fréquence Et En Diagramme De Rayonnement". Université 8 Mai 1945 Guelma. Faculté des sciences et de la Technologie. Juillet 2021.
- [24] Boudghene Stambouli Hadjer et Bounebbab Sabiha, "Étude et Conception D'Antennes à Résonateurs Diélectriques, diplôme de MASTER", Université Aboubakr Belkaid Tlemcen ,2017.
- [25] Boussaha.Somian, " Contribution à l'étude et à la modélisation des antennes imprimées rectangulaires Applications aux systèmes de communication" Mémoire de Magister, Université 8Mai 1945 – Guelma, 2012.

- [26] Kebbab Radhwane, " Conception D'antennes Ultra Large Bande en Technologie imprimee ", ThesedeMagister de Telecommunication, Université Abou bakrBelkaid-Tlemcen 2010.
- [27] Fouad Benamrane, " Conception d'une antenne Patch Microstrip" mémoire online, Université Sidi Mohamed Ben Abdellah (Fès) Maroc ,2011.
- [28] Adrien Godard. " Conception et réalisation d'un radar ultra large bande impulsionnel agile (300MHz-3GHz) ". Thèse de Doctorat. Université de Limoges,2019.
- [29] Marie devulder, " Etude et faisabilité d'un système Ultra large bande (ULB)en gamme millimétrique en technologie silicium avancée ", 2008.
- [30] L. labour, " Etude et conception d'antennes ultra large bande " Grenobl, 7 mai 2009.
- [31] Jianxin Liang, "Antenna study and design for ultra WideBand commnication applications", thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université de London, 2006.
- [32] Ziani kararti, " étude et conception d'antenne ultra large bande " thèse magister, université Abou bakr belkaid-Tlemcen, 2011.
- [33] Hasna Boudra, " Un Prototype de système de télésurveillance médicale basé sur les capteurs et les réseaux de capteurs sans fil", Université du Québec à montreal, 2014
- [34] Abdenour Yassine, " Étude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales", diplôme de MASTER, Université Aboubakr Belkaïd– Tlemcen –,2018
- [35] Panagiotis Blanos, "Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications", University of Patras, June 2013.
- [36] Marion albouy-llaty, "La télémédecine", Télémédecine - Staff SP 2011
- [37] Ghouali Samir, "Développement d'applications de Télémédecine sur Smartphones" Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie, 21 Juin 2017.
- [38] A. Franco, "La télémédecine au service de l'autonomie", La revue de médecine interne, vol. 24, pp. 390–393.
- [39]<https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.leparisien.fr%2Feconomie%2F2018-1-annee-de-la-revolution-de-la-telemedecine-08-04-2018->
- [40] Sandrine Degos et Joëlle Bouet et Rozenn GUELLEC et Rebecca AMMAR, "Pipame - E-santé : faire émerger l'offre française en répondant aux besoins présents et futurs des acteurs de santé", Couverture : Hélène Allias-Denis, Brigitte Baroin ; Édition : Martine Automme, Nicole Merle-Lamoot, ISBN : 978-2-11-139399-9,2016.
- [41] Braun F., Berthier F, "Les interconnexions de la Régulation Médicale," Conférence Congrès Urgences 2009, chapitre 81. Paris, pp.817-29,2009.

- [42] <https://followsurg.com/2020/07/29/tout-savoir-sur-la-telemedecine/>.
- [43] F. Brunet, " La télémédecine".28 octobre 2010.
- [44] Deboucha Hicham et Djendi Hamza, " Contribution à l'amélioration des performances des antennes dédiées aux applications biomédicales", diplôme de MASTER, Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj,2022.
- [45] Kennouche Nourelhouda et Bounoua Maïssa, " Etude et conception des antennes PIFA as bi-bands pour applications biomédicales ", Mémoire de master, Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj,2021.
- [46] Loumé, Lise. "Implantation du plus petit pacemaker au monde". www.sciencesetavenir.fr. [Online] juin 2014.
- [47] Darrouzet Vincent, "les implants cochléaires". www.chu-bordeaux.fr. [Online] mai 2020.
- [48] <https://www.centerfono.com.br/post/implante-coclear-advanced-bionics>. Consulter le 29/05/2023.
- [49] Boudechiche Djamel Eddine, " Codage vidéo distribué pour les images médicales.
- [50] <https://www.istockphoto.com/fr/photo/homme-dangereux-pour-b%C3%A9nigne-au-cerveau-recevoir-gm185214923-19799849> . Consulter le 29/05/2023
- [51] Gurveer Kaur et Amandeep Kauret Gurpreet Kaur Toor et Balwinder S. Dhaliwal et Shyam Sundar Pattnaik."Antennas for Biomedical Applications". The Korean Society of Medical & Biological Engineering and Springer: s.n., 4 August 2015.
- [52] T. Karacolak, R. Cooper et J. Butler et S. Fisher et E. Topsakal, "In vivo verification of implantable antennas using rats as model animals ", *Antennas and Wireless Propagation Letters, IEEE*, vol. 9, pp. 334337, 2010.
- [53] Staderini, "UWB Radars in Medicine ", available online: http://www.roke.co.uk/download/papers/uwb_research_at_rmr_uwb2003.pdf R. Natalia, « Ultra-Wide Band (UWB) and Health Applications, » IREAN Research Workshop, Virginia Tech, 2005.
- [54] <https://www.gyneco-online.com/sites/default/files/images/big/fig.6b.jpg>, [online]
- [55] https://www.epicura.be/images/EpiCURA/PDF/Brochures/Triptique_rayons_X_web.pdf f, consulter le 01/06/2023.
- [56] <https://www.icanopee.fr/telesurveillance-medicale-tout-change-cet-ete-et-icanopee-vous-accompagne/>

- [57] J. H. Merritt; J.L. Gel and W.D. Hurt, “Considerations for human exposure standards for fast-rise-time high-peak-power electromagnetic pulses“, Aviation, Space, and Environmental Medicine, vol. 66, no. 6 pp. 586-589, June 1995.
- [58] J. R. Jauchem; R.L. Seaman; H.M. Lehnert; S.P.Mathur; K.L. Ryan; M.R. Frei and W. D. Hurt, “Ultra-wideband electromagnetic pulses: Lack of effects on heart rate and blood pressure during two-minute exposures of rats“, Bioelectromagnetics, vol. 19, no. 5, pp. 330-333, 1998.
- [59] Mati Nesrin et Laouar Djahida, Cryptage d’Images médicales, diplôme de MASTER, Université Mohammed Seddik Ben Yahia de Jijel,2020.
- [60] Djedid Leila et Hamidi Chaimaa, “étude et simulation d'une antenne patch pour l'imagerie médicale“, université Dr.Tahar Moulay de Saida,2020.
- [61] <https://solidarite-migrants-rueil.fr/spectre-electromagnetique>.
- [62] Foster, K.R.; Schwan, H.P. “Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review“. CRIT Rev. Biomed. Eng. 1989, 17, 25.
- [63] G. Elmore, M. B. Barton, V. M. Mocerri, S. Polk, P. J. Arena and S. W. Fletcher, “Ten-Year Risk of False Positive Screening Mammograms and Clinical Breast Examinations”, The New England Journal of Medicine, Volume 338, Issue 16, pp: 1089-1096, 1998.
- [64] G. Kumar and KP. Ray, “Broad band microstript antennas“, Aartech house baston. Londen 2003.
- [65] Gerard H. Markx and Christopher L. Davey. “The dielectric properties of biological cells at radiofrequencies: Applications in biotechnology. Enzyme and microbial technology“, 25 :161–171, 1999.
- [66] HP Schwan. “Dielectric properties of cells and tissues. Interactions between Electromagnetic Fields and Cells“. C. Chiabrera, C. Nicolini, and HP Schwan, editors. Pergamon Press, New York and London, pages 75–97,1985.
- [67] M. sauia laid et Mnesri Bilal. “ Conception et simulation d’un antenne Ultra large Band“. Université de hanme. Juin 2018.
- [68]<https://www.lpkf.com/en/industries-technologies/research-in-house-pcb-prototyping/products/lpkf-protomat-e44>, consulter le 02/06/2023.