

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 : **Réseaux et Télécommunications**

**Réalisation d'une nouvelle antenne patch ULB dédiée à la
détection biomédicale**

Présenté par :

GRANA Abderrahmen
TOUAHRI akrem ilyas

Sous la direction de :

Dr. KHALFALLAOUI Abderrezak

Juin 2025

Remerciement

Avant tout, nous exprimons notre profonde gratitude envers 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.

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 l'institut des télécommunications et de notre faculté ST/TLC université 8 mai1945 GUELMA, dans lesquels ce travail été réalisé pour l'aide qu'ils nous ont accordé durant toute la période de la réalisation du travail

Dédicace

Ce travail est dédié particulièrement :

A mes très Chers Parents, Ma **Mère** et Mon **Père**, qui m'ont soutenu & encouragé tout le long de mes études, que DIEU les garde et les protège et qu'il m'aide à rendre leur bien.

A mes très chers grands parents, que dieu les bénisse.

A mes chères **sœurs**, et chers mes **frères**.

A mes oncles et mes tentes et toute ma famille.

A mon cher binôme **akrem ilyas**.

A mes amis

Sami, Raouf, Souhaib, Anis, Rami, Amir, Mohamed

Yasser, Aziz

GRANA Abderrahmen

Dédicace

DEDICACES Je dédie ce modeste travail :

A moi-même.

A mes très chers parents que Dieu me les garde.

A ma chère mère **C.WAFA** « 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 **MOURAD** « l'épaule solide, l'œil attentif et
compréhensif. Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments, que
dieu te préserve et te procure santé et langue vie ».

A mes frères 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 **G .Abderrahmen** à mes chères amies
**F.DHIYAALDINE, A.Assad , K.Mouslim , M.Sameh , M.Yahya ,G.Salah ,
M.Chouaib , F.Haythem**

Pour leurs encouragements.

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

Touahri Akram Ilyas

Résumé

Ce projet de fin d'études a pour objectif la conception et la réalisation d'une antenne ultra-large bande (ULB) destinée à des applications biomédicales, couvrant une plage de fréquences allant de 1 GHz à 9 GHz. La modélisation de l'antenne a été effectuée à l'aide du logiciel **Computer Simulation Technology (CST)**. Le prototype a été fabriqué sur un substrat **FR-4**, caractérisé par une permittivité relative de 4.3, une épaisseur de 1,55 mm et des dimensions de $53 \times 43,2 \text{ mm}^2$, en utilisant une machine de gravure mécanique **LPKF S103**. Les mesures effectuées avec l'analyseur de réseau vectoriel **R&S®ZNB VNA** indiquent que l'antenne fonctionne dans une bande comprise entre 1.86 GHz et 8.9 GHz, offrant ainsi une largeur de bande de 7 GHz. Par ailleurs, les diagrammes de rayonnement mesurés à 2 GHz ont donné des résultats satisfaisants. Enfin, un test de détection à travers un morceau de chair de poulet a été réalisé afin de démontrer la pertinence du prototype pour des applications biomédicales.

Abstract

This final year project aims to design and develop an ultra-wideband (UWB) antenna intended for biomedical applications, covering a frequency range from 1 GHz to 9 GHz. The antenna was modeled using the Computer Simulation Technology (CST) software. The prototype was fabricated on an FR-4 substrate, characterized by a relative permittivity of 4.3, a thickness of 1.55 mm, and dimensions of $53 \times 43.2 \text{ mm}^2$, using an LPKF S103 laser mechanical engraving machine. Measurements carried out with the R&S® ZNB VNA vector network analyzer indicate that the antenna operates within a frequency band ranging from 1.86 GHz to 8.9 GHz, thus offering a bandwidth of 7 GHz. Furthermore, the radiation patterns measured at 2 GHz yielded satisfactory results. Finally, a detection test through a piece of chicken meat was conducted to demonstrate the relevance of the prototype for biomedical applications.

الملخص

يهدف هذا المشروع في السنة النهائية إلى تصميم وتصنيع هوائي فائق النطاق (UWB) للتطبيقات الطبية الحيوية، يغطي نطاق ترددي يتراوح بين 1 جيجاهرتز و9 جيجاهرتز. صُمم الهوائي باستخدام برنامج تكنولوجيا المحاكاة الحاسوبية (CST) صُنِع النموذج الأولي على ركيزة FR-4، تتميز بنفاذية نسبية تبلغ 4.3، وسمك 1.55 مم، وأبعاد 43.2×53 مم²، باستخدام آلة النقش الميكانيكية LPKF S103 تشير القياسات التي أُجريت باستخدام جهاز قياس من نوع R&S® ZNB VNA إلى أن الهوائي يعمل في نطاق ترددي يتراوح بين 1.86 جيجاهرتز و8.9 جيجاهرتز، مما يوفر عرض نطاق ترددي يبلغ 7 جيجاهرتز. علاوة على ذلك، أعطت أنماط الإشعاع المقاسة عند تردد 2 جيجاهرتز نتائج مرضية. وأخيرًا، أُجري اختبار كشف من خلال قطعة من لحم الدجاج لإثبات ملاءمة النموذج الأولي للتطبيقات الطبية الحيوية.

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***

I.1	Introduction.....	3
I.2	Définition de l'antenne.....	4
I.3	Les type d'antennes.....	4
I.4	Les caractéristiques des antennes	5
I.4.1	caractéristiques électriques	5
I.4.1.1	Bande passante	5
I.4.1.2	impédance d'entrée de l'antenne	6
I.4.1.3	coefficient de réflexion	6
I.4.2	caractéristiques du rayonnement	7
I.4.2.1	diagramme de rayonnement	7
I.4.2.2	la directivité	9
I.4.2.3	Gain de l'antenne.....	9
I.4.3	la polarisation	10
I.5	Les antennes imprimées (patch)	10
I.5.1	Définition.....	10
I.5.2	Domaine d'application des antennes imprimées	12
I.5.3	Les avantages et des antennes imprimées	12
I.5.4	Inconvénients des antennes imprimées	13
I.6	Les antennes ULB.....	13
I.6.1	La technologie ultra large bande	13

I.6.1.1	Définition.....	13
I.6.1.2	Réglementations de la technologie ULB	14
I.6.1.2.1	Réglementation aux USA.....	14
I.6.1.2.2	Réglementation hors des Etats Unis	14
I.6.1.3	Caractéristiques principales d'ULB	16
I.6.1.3.1	Capacité d'un canal de transmission	16
I.6.1.3.2	Problème dû à la propagation par trajets multiples.....	16
I.6.1.3.3	Communications protégées	17
I.6.1.4	Avantages et inconvénients de l'Ultra Large Bande	17
I.6.1.5	Application d'ULB.....	17
I.7	Les techniques d'alimentation	18
I.7.1	Alimentation avec contact	19
I.7.1.1	Sonde coaxiale	19
I.7.1.2	Ligne microbande.....	19
I.7.2	Alimentation sans contact (par proximité)	20
I.7.2.1	Ligne microbande en sandwich.....	20
I.7.2.2	Guide d'onde coplanaire	20
I.7.2.3	Couplage par fente	21
I.8	conclusion	21

Chapitre II

Les antennes dans les domaines biomédicales

II.1	Introduction	23
II.2	La médecine sans fil	23
II.3	La télémédecine	26
II.3.1	définition	26
II.3.2	les cinq composantes de la télémédecine.....	27
II.3.2.1	Télésurveillance médicale.....	27
II.3.2.2	Téléconsultation.....	27
II.3.2.3	Télé-expertise.....	27
II.3.2.4	Téléassistance médicale	28
II.3.2.5	Régulation médicale	28
II.3.3	les domaines de la télémédecine	28
II.3.4	Exemples de spécialité	28
II.3.5	Objectifs principaux de la télémédecine	29
II.3.6	Avantages de la télémédecine.....	29
II.4	Les dispositifs électroniques médicale	29

II.4.1 Définition	29
II.4.2 Les types de dispositifs électroniques médicaux	30
II.4.3 Exemple sur les dispositifs électroniques médicaux	30
II.4.3.1 Pacemaker ou stimulateur cardiaque.....	30
II.4.3.2 Implant cochléaire	31
II.4.3.3 Implant rétinien.....	32
II.4.3.4 Capsules endoscopiques.....	33
II.4.3.5 Dosimètre in vivo	34
II.5 Les antennes implantables (les antennes sans fil dans le corps humain)	35
II.5.1 Antennes sans fil dans les applications biomédicales	35
II.6 L'utilisation des antennes ultras large bande dans le domaine biomédical	36
II.6.1 Radar ULB	37
II.6.2 Dispositifs sans fil sans contact	37
II.6.3 Télésurveillance continue	38
II.6.4 Les avantages de la technologie ULB	38
II.7 Imagerie médicale	39
II.8 Conclusion.....	40

Chapitre III

Simulation et réalisation

III.1 Introduction.....	42
III.2 Description générale de l'interface CST	42
III.3 Description de l'antenne de base	44
III.4 Les étapes de conception.....	44
III.5 Dimensionnement de l'antenne optimisée	46
III.6 Réalisation et mesure expérimentale	47
III.6.1 Description du matériel et réalisation.....	47
III.7 Mesures expérimentales	49
III.7.1 Mesure de coefficient de réflexion S_{11}	49
III.7.2 Taux d'onde stationnaire (VSWR).....	50
III.7.3 Impédance caractéristique Z_{11}	51
III.7.4 Mesure du diagramme de rayonnement	53
III.8 Test de détection.....	55
III.9 SAR	57
III.10 Conclusion	59
Conclusion générale.....	60
Bibliographie	61

Liste des figures

Chapitre I

Figure I.1 : Principe transmission par onde électromagnétique	4
Figure I.2 : Exemple d'un coefficient de réflexion et bande passante d'une antenne.....	5
Figure I.3 : Utilisation des différentes bandes de fréquences	6
Figure I.4 : Repère en coordonnées sphériques pour le calcul du champ rayonné en Zone lointain	7
Figure I. 5 : différentes types de représentation des digrammes de rayonnement	8
Figure I. 6 :a)diagramme dit « omnidirectionnel » dans le plan xOy et b) diagramme dit...9 « Directif. ».....	
Figure I.7 : Description d'une antenne imprimé	11
Figure I.8 : Différentes formes d'élément rayonnant	12
Figure I.9 : Spectre d'émission imposé par la FCC aux USA	14
Figure I.10 : Projets de limites d'émission de signaux ULB en Europe et au japon	16
Figure I.11 : les techniques d'alimentation	18
Figure I.12 : Alimentation du patch par un câble coaxial.....	19
Figure I.13 :. Alimentation du patch par une ligne microbande	19
Figure I.14 : Alimentation par une ligne micro bande axiale(a), décalée(b) et avec	20
Figure I.15 : ligne microbande en sandwich	20
Figure I.16 : Alimentation du patch par guide d'onde coplanaire..	21
Figure I.17 : Alimentation du patch par le couplage par fente.....	21

Chapitre II

Figure II.1 : Un système de Bio-télémétrie Numérique sans fil qui surveille les signes vitaux a l'aide d'un téléphone intelligent	26
Figure II.2 : Implant Pacemaker.....	31
Figure II.3 : Implant cochléaire	32
Figure II.4 : Implant rétinien.....	33
Figure II.5 : Structure de la capsule endoscopique	34
Figure II.6 : Dosimètre en VIVO.....	35
Figure II.7 : (a) Foetale détecter, (b) La détection de l'os.	37
Figure II.8 : La Télésurveillance continue	38

Chapitre III

Figure III.1 : l'interface du CST studio.....	43
Figure III.2 : Géométrie de l'antenne de base	44
Figure III.3: Dimensionnement d'antenne de base	46
Figure III.4: la machine ProtoMap	48
Figure III.5 : l'antenne réalisée	48
Figure III.6: ZNB 20-VECTOR NETWORK ANALYSER	49
Figure III.7: Comparaison entre le S11 simulé et mesuré	50
Figure III.8: VSWR simulé en fonction de la fréquence.....	51
Figure III.9: VSWR mesuré en fonction de la fréquence	51
Figure III.10: impédance réel simulé et mesuré de l'antenne biomédicale.....	52
Figure III.11 : impédance imaginaire simulée et mesurée de l'antenne biomédicale	52
Figure III.12 : Banc de mesure de diagramme de rayonnement.....	53
Figure III.13 : Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan E.....	54
Figure III.14 : Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan H.	55
Figure III.15 : Mesure de coefficient de réflexion pour la détection des tumeurs	56
Figure III.16 : Mesure de coefficient de réflexion avec et sans tumeur.....	57
Figure III.17: SAR d'antenne avec le tissu biologique.....	58

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau I.1 : classification fréquentielle des systèmes par FCC 14

Tableau I.2 : Avantages et inconvénients de l'Ultra Large Bande 17

Chapitre III

Tableau III.1 : Paramètres géométriques de l'antenne de base 44

Tableau III.2 : Les étapes de conception. 46

Tableau III.3: les différents paramètres d'antenne 47

Liste des acronymes

CST : Computer Simulation Technology
ULB : Ultra Large Bande.
RF : Radio Fréquence.
VSWR: Voltage Standing Wave Ratio.
FCC: Federal Communications Commission.
BF : Bande de fréquence.
EIRP : Equivalent Isotropically Radiated Power.
CAO : Conception Assisté par Ordinateur
ETSI : European Telecommunications Standards Institute
VHF: Very Haut Frequency
HF: Haut Frequency
RFID : Radio Frequency Identification.
SMA : SubMiniature version A.
SAR : Spécific Absorption Rate.
BLE : Bluetooth Low Energy .
DME : Dossiers Médicaux Electroniques .
DMLA :Dégénérescence maculaire liée à l'âge.
BAN : Body Area Network
TEP : Positron Emission Tomography
SPECT : Single-Photon Emission Computed Tomography
ECG: Electrocardiogramme.

Introduction générale

Introduction générale

Le domaine des antennes, en particulier celui de la technologie Ultra Large Bande (ULB), occupe une place primordiale dans un large éventail d'applications modernes, dont celles liées au secteur biomédical. Les antennes sont des composants fondamentaux dans les systèmes de communication, jouant un rôle clé dans l'émission et la réception des ondes électromagnétiques. Leur utilisation s'étend à de nombreux domaines tels que les télécommunications, les radars, la télédétection, les réseaux sans fil, ainsi que diverses autres technologies nécessitant des échanges d'informations à distance.

Dans le contexte médical, les progrès constants des technologies sans fil ont permis le développement de nouvelles méthodes de diagnostic, de surveillance à distance et même d'assistance au traitement de certaines pathologies. À cet égard, les antennes ULB (Ultra-Wide band) se sont imposées comme des dispositifs innovants, en raison de leur large bande passante, de leur capacité à transmettre des données avec une grande précision, et de leur potentiel en imagerie médicale haute résolution. Grâce à leurs performances exceptionnelles, elles s'intègrent de plus en plus dans les dispositifs médicaux modernes.

Ce mémoire a pour but de concevoir et de développer une antenne ULB couvrant la bande de fréquences de 1 GHz à 9 GHz, spécifiquement pensée pour répondre aux besoins des applications biomédicales. L'objectif principal est d'optimiser cette antenne afin qu'elle soit capable de détecter avec efficacité les signaux biologiques, tout en garantissant une résolution élevée et une fiabilité dans la transmission sans fil.

Pour atteindre cet objectif, ce travail est structuré en trois grands chapitres :

- **Le premier chapitre** est dédié aux concepts de base liés aux antennes et à la technologie ULB. Il commence par une introduction aux antennes imprimées, suivie d'une présentation des techniques d'alimentation. Les caractéristiques techniques, les avantages, les limites ainsi que les différentes applications des antennes y sont analysés. Une attention particulière est également portée à la technologie ultra large bande : ses spécificités, ses cadres réglementaires, et ses principaux domaines d'application seront discutés

- **Le deuxième chapitre** se concentre sur l'intégration de la technologie sans fil dans le domaine médical .il explore la télémédecine , les dispositifs médicaux électroniques portables, l'utilisation des antennes ULB dans des systèmes biomédicaux, ainsi que les applications en imagerie médicale. Ce chapitre aborde également les propriétés diélectriques du corps humain, qui influencent le comportement des ondes électromagnétiques lors de leur interaction avec les tissus biologiques.
- **le troisième chapitre** traite des aspects pratiques du projet. Il présente la simulation, la conception finale, la fabrication et la caractérisation de l'antenne proposée. Le logiciel CST Studio 2019 est utilisé pour réaliser les différentes simulations nécessaires à l'optimisation du modèle. Les résultats obtenus orienteront la sélection du design final. Par la suite, le processus de fabrication de l'antenne, réalisé par gravure mécanique, sera expliqué en détail. Ce chapitre se conclura par une série de mesures expérimentales, incluant le coefficient de réflexion (S_{11}) et le diagramme de rayonnement, afin d'évaluer les performances réelles de l'antenne conçue.

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

I.1 Introduction

Les antennes sont des éléments essentiels dans les systèmes de communication sans fil, permettant la conversion des signaux électriques en ondes électromagnétiques et vice versa. Elles sont caractérisées par des paramètres tels que la fréquence de fonctionnement, la bande passante, le gain, la directivité et l'impédance d'entrée, qui influencent directement les performances des systèmes de communication

La technologie Ultra Large Bande (ULB), ou Ultra Wide band (UWB) en anglais, représente une avancée significative dans le domaine des télécommunications. Elle se distingue par l'utilisation de signaux à très large bande passante, généralement supérieurs à 500 MHz, permettant des débits de transmission élevés, une faible consommation d'énergie et une latence réduite). L'UWB est particulièrement adaptée aux applications nécessitant une haute précision, telles que la géolocalisation en intérieur, les systèmes radar à courte portée et les communications sécurisées dans des environnements complexes

Ce chapitre explore les principes fondamentaux des antennes, en mettant l'accent sur leur rôle dans les systèmes de communication modernes. Il introduit également les caractéristiques et les usages de la technologie ULB, en soulignant l'importance de concevoir des antennes capables de fonctionner efficacement sur des bandes de fréquences très larges.

I.2 Définition de l'antenne

Les antennes sont des dispositifs essentiels pour la transmission et la réception des ondes électromagnétiques .utilisées dans diverses technologies comme la télévision ,la radio et les communications sans fil, Elles se déclinent en plusieurs types tels que les antennes dipôles paraboliques et hélicoïdales ,chacune optimisée pour des applications spécifiques .Comprendre le fonctionnement des antennes est crucial pour optimiser le transfert de données et améliorer la connectivité dans le monde numérique actuel[1].

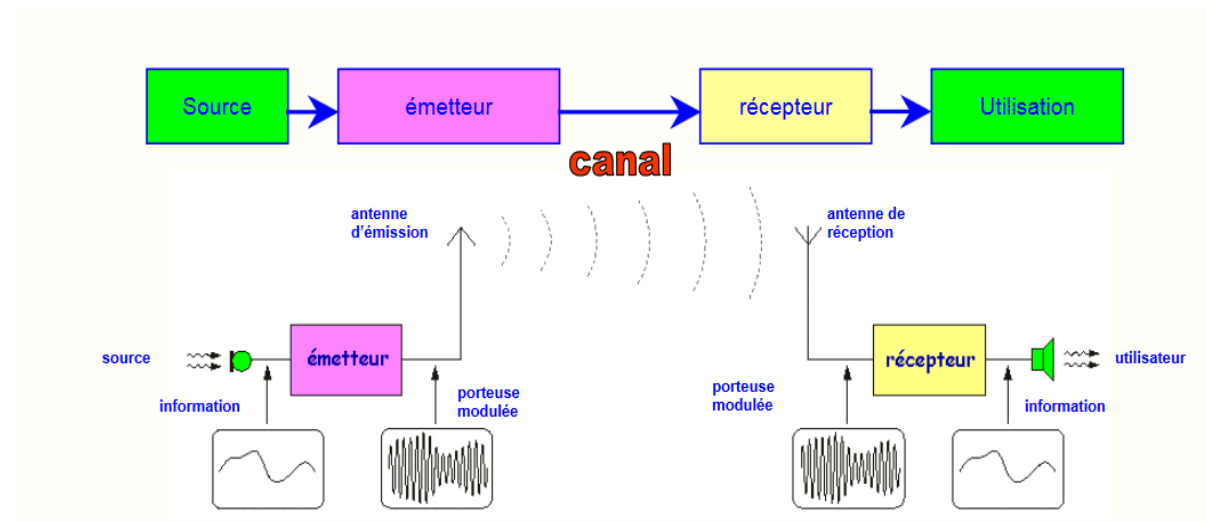


Figure I.1 : Principe transmission par onde électromagnétique [5]

I.3 Les types d'antennes

➤ Selon la construction physique :

- **Antennes filaires** : Composées de fils conducteurs, comme les dipôles [2].
- **Antennes à fentes** : Utilisent des ouvertures dans un conducteur pour rayonner le signal [3]
- **Antennes imprimées** : Intégrées sur des circuits imprimés, couramment utilisées dans les appareils compacts [4].
- **Antennes paraboliques** : Utilisent un réflecteur parabolique pour concentrer le signal, idéales pour les communications à haut gain.

➤ Selon l'application :

- **Stations de base** : Utilisées pour fournir un accès multipoint, souvent avec des antennes

Omnidirectionnelles

- **Point-à-point** : Conçues pour des liaisons directes entre deux points, nécessitant généralement des antennes directionnelles pour un faisceau étroit.

➤ **Selon la fréquence et la taille :**

- **Antenne pour HF (Haute Fréquence)** : Conçues pour des fréquences moyennes, ces antennes sont généralement de taille réduite [6].
- **Antenne pour VHF (Très Haute Fréquence)** : conçue pour fonctionner dans la bande 30–300 MHz, elle est généralement plus volumineuse que les antennes HF, car sa longueur — souvent un quart ou un demi de la longueur d’onde — reste significative.
- HF [7]
- **Antenne pour micro-ondes** : Destinées aux fréquences très élevées, ces antennes sont généralement de grande taille pour assurer une bonne efficacité

I.4 Les caractéristiques des antennes

I.4.1 Caractéristiques électriques

I.4.1.1 La bande passante

La bande passante correspond à la plage de fréquences dans laquelle le transfert d’énergie entre l’alimentation et l’antenne (ou entre l’antenne et le récepteur) est optimal. Généralement, elle est déterminée en fonction du coefficient de réflexion. Bien qu’il n’existe pas de seuil strict pour ce coefficient, une valeur couramment acceptée est qu’il reste inférieur à (-10 dB) sur l’ensemble de la bande passante.

Certaines antennes sont très sélectives (bandes passantes très étroites), d’autres peuvent être utilisées sur une très large bande de fréquences.

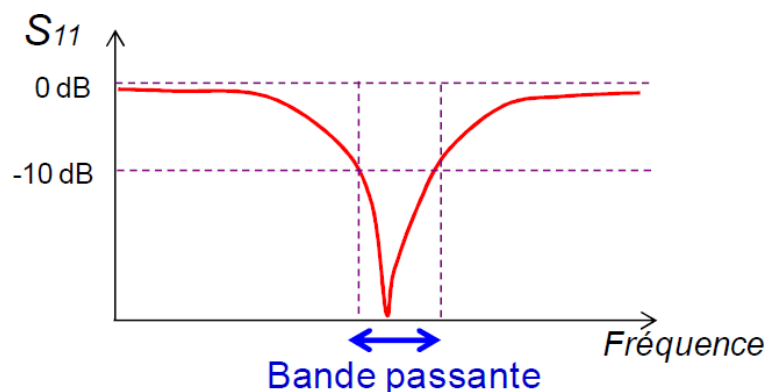


Figure I.2 : Exemple d’un coefficient de réflexion et bande passante d’une antenne [9]

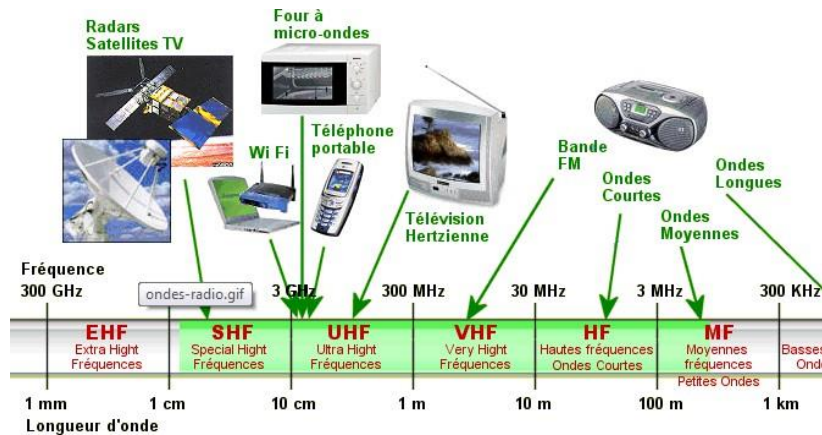


Figure I.3: Utilisation des différentes bandes de fréquence

I.4.1.2 Impédance d'entrée de l'antenne

Lorsqu'une antenne est alimentée par une ligne de transmission ayant une impédance caractéristique, son impédance peut être représentée comme une impédance complexe. :

$$Z_a = R_a + jX_a$$

L'impédance d'entrée d'une antenne dépend non seulement de sa géométrie, mais aussi du couplage entre la ligne de transmission et l'antenne elle-même. Idéalement, cette impédance d'entrée doit être proche de 50Ω pour la partie réelle et aussi proche que possible de zéro pour la partie imaginaire. Ce paramètre varie également en fonction du type d'alimentation utilisé.

I.4.1.3 Coefficient de réflexion

De manière générale, lorsqu'une onde incidente change de milieu de propagation ou rencontre une interface, elle se divise en deux parties : une partie est réfléchie, l'autre est transmise dans le nouveau milieu

Le coefficient de réflexion d'une antenne quantifie cette réflexion. Il correspond au rapport entre l'amplitude de l'onde réfléchie et celle de l'onde incidente. [11]

Dans le cas d'une antenne présentant une impédance Z , connectée à une ligne de transmission de caractéristique Z_S (généralement 50Ω), le coefficient de réflexion, noté S_{11} , est donné par la relation suivante :

$$S_{11} = \frac{(Z_e(f) - Z_0)}{(Z_e(f) + Z_0)}$$

– Z_e : est l'impédance d'entrée de l'antenne.

– Z_0 : est l'impédance caractéristique (Généralement égale à 50 Ω).

Le module du coefficient de réflexion est souvent exprimé en décibels (dB) et noté $|S_{11}|$. Il se calcule par :

$$|S_{11}|_{dB} = 20 \log |S_{11}|$$

Ce coefficient permet d'évaluer la qualité de l'adaptation d'impédance entre l'antenne et la ligne de transmission. Plus le module de S_{11} est faible (tend vers zéro), meilleure est l'adaptation. En pratique, la fréquence de résonance d'une antenne correspond à la fréquence pour laquelle $|S_{11}|$ est minimal, indiquant une adaptation optimale.

I.4.2 Caractéristiques du rayonnement

I 4.2.1 Diagramme de rayonnement

La densité de puissance émise par une antenne se répartit dans l'espace en fonction de sa forme géométrique et de son adaptation. Cette répartition est représentée graphiquement à l'aide de diagrammes de rayonnement, généralement tracés en zone lointaine, dans un système de coordonnées polaires (voir Figure I.4).

On considère qu'un champ électromagnétique se trouve en zone lointaine lorsque la distance entre le point d'observation et l'antenne est suffisamment grande. Les diagrammes de rayonnement peuvent être illustrés en deux dimensions (en polaire ou en cartésien) ou en trois dimensions (voir Figure I.5). Dans cette condition, D représente la plus grande dimension de l'antenne et λ la longueur d'onde correspondant à sa fréquence de fonctionnement.

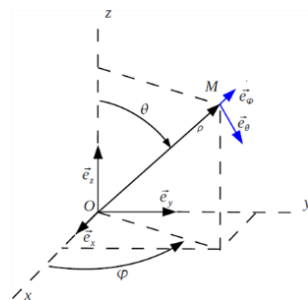


Figure I.4: Repère en coordonnées sphériques pour le calcul du champ rayonné en zone

lointain

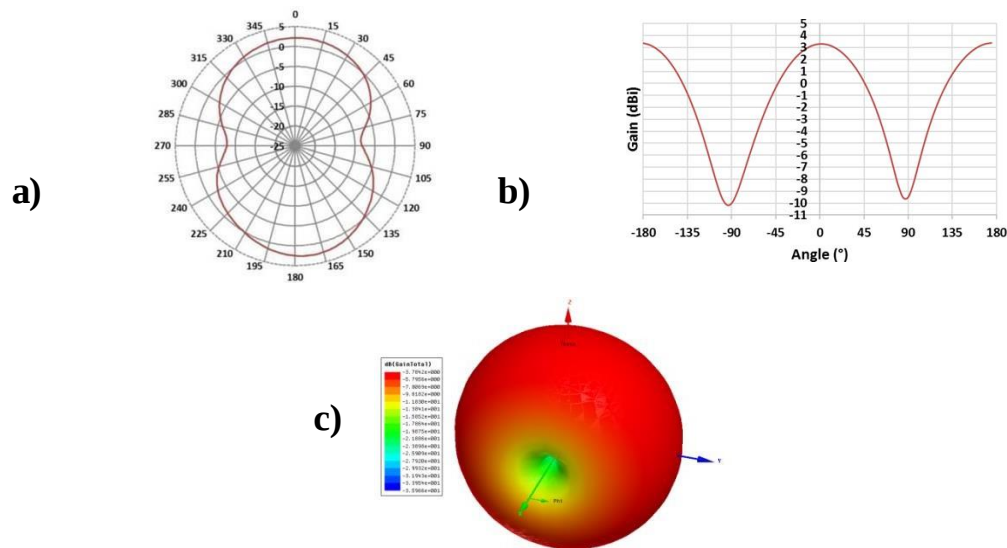


Figure1.5 : Différents types de représentation des diagrammes de rayonnement
a)2D polaire b) 2D cartésien c) 3D

Parmi la multitude de diagrammes possibles, trois types de diagramme peuvent être identifiés

- Le diagramme dit isotopique si le diagramme de rayonnement de l'antenne est une sphère. En pratique l'antenne isotrope parfaite n'existe pas.
- Les diagrammes dits omnidirectionnels pour lesquels le rayonnement s'effectue dans de manière isotrope mais dans un seul plan de l'espace. Il existe des directions dans lesquelles l'antenne rayonne avec moins d'énergie. Pour certaines antennes omnidirectionnelles il existe des directions dans lesquelles l'antenne ne rayonne pas. Ces directions sont dites aveugles (figure I.6).
- Les diagrammes dits directifs où la plus grande partie de la puissance rayonnée est concentrée dans un lobe appelé lobe principale reste de la puissance est distribuée dans de multiples lobes.

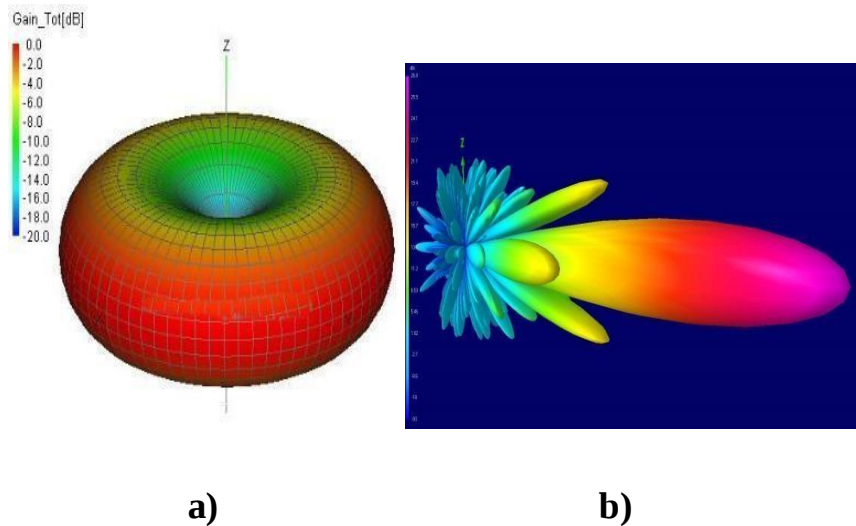


Figure I.6 : a) Diagramme dit « omnidirectionnel » dans le plan xOy et
b) Diagramme dit « directif »

I.4.2.2 La directivité

La directivité d'une antenne dans la direction (θ, φ) est le rapport entre la densité de puissance surfacique $U(r, \theta, \varphi)$ rayonnée par l'antenne dans cette direction à la distance r et la densité de puissance qui serait rayonnée par une antenne isotrope rayonnant la même puissance totale P_{ant} . La directivité n'a pas d'unité. En général, on l'exprime en décibels : $D(\theta, \varphi)_{dB} = 20 \log D(\theta, \varphi)$
NB: si la directivité est supérieure à 1 (ou 0 dB) dans certaines directions, c'est-à-dire qu'elle rayonne plus que l'antenne isotrope, elle est nécessairement inférieure à 1 dans d'autres directions, puisque la puissance totale rayonnée est la même pour ces deux antennes

I 4.2.3 Gain de l'antenne

Le champ lointain émis par une antenne est généralement décrit à travers son diagramme de directivité $D(\theta, \varphi)$, qui reflète la capacité de l'antenne à concentrer l'énergie rayonnée dans certaines directions préférentielles.

Le gain de l'antenne constitue un paramètre clé pour évaluer ses performances dans un système. Il est défini comme le rapport entre l'intensité maximale de rayonnement, mesurée au sommet du lobe principal, et l'intensité de rayonnement émise dans cette même direction par une source isotrope idéale, alimentée avec la même puissance

I.4.3 La polarisation

Une antenne émet une onde électromagnétique qui est décrite par 3 vecteurs :

- **k** : le vecteur d'onde qui est colinéaire à la direction de propagation
- **E** : le vecteur champ électrique
- **H** : le vecteur champ magnétique

La polarisation d'une antenne est en fait la polarisation de l'onde émise par celle-ci. On la définit en s'intéressant à la façon dont se propage le vecteur E

- **Polarisation rectiligne ou linéaire**

La polarisation de l'onde est dite rectiligne ou linéaire lorsque le champ électrique E se propage en maintenant une direction constante dans le temps

- **Polarisation elliptique**

Dans ce cas, l'extrémité du vecteur E décrit une ellipse lorsque de sa projection dans un plan orthogonal à la propagation. Comme pour la polarisation circulaire, on distingue la polarisation elliptique droite et gauche [8].

- **Polarisation circulaire**

La polarisation d'une onde est qualifiée de circulaire lorsque le vecteur du champ électrique E trace, au fil du temps, une hélice dont la section droite est un cercle. Si l'on observe la projection de l'extrémité de E sur un plan perpendiculaire à la direction de propagation, cette projection forme un cercle. Le sens de rotation de E autour de l'axe de propagation permet de distinguer deux types de polarisation : circulaire droite ou circulaire gauche. [10]

I.5 Les antennes imprimées (patch)

I.5.1 Définition

Une antenne à éléments rayonnants imprimés voire «figure I.7», communément appelée antenne patch est une ligne micro-ruban (micros trip) de forme particulière. Elle effectue ainsi deux fonctions fondamentales qui définissent le principe d'antenne de manière générale, il s'agit bien du rayonnement (émission) et de la réception d'une onde électromagnétique. Elle se compose de trois parties :

- **Le plan de masse (ground plane)**

Est une surface conductrice (cuivre) recouvrant la partie inférieure du substrat. Elle permet de faire rayonner la partie supérieure.

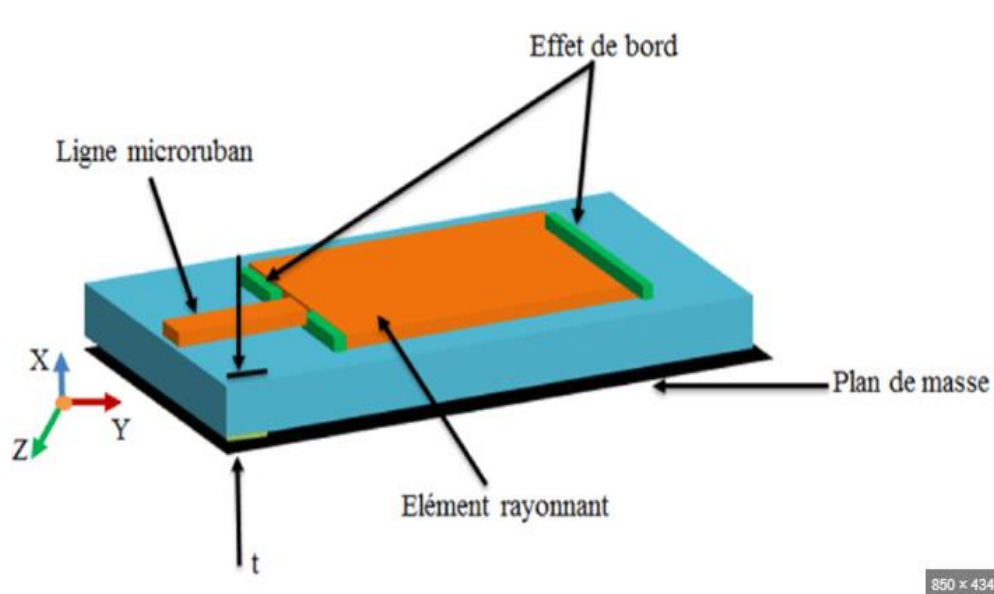
- **Un substrat diélectrique (diélectrique substrat)**

Le substrat est constitué d'un matériau isolant, dont l'épaisseur est généralement faible par rapport à la longueur d'onde, et dont la permittivité relative varie entre 2,2 et 12. Il permet d'augmenter la puissance rayonnée par l'antenne, de réduire les pertes dues à l'effet Joule et d'améliorer la bande passante de l'antenne. Dans certains cas, l'utilisation de substrats diélectriques plus épais et à faible permittivité peut être préférable afin d'optimiser l'efficacité et d'étendre la bande passante.

- **L'élément rayonnant (patch)**

Est une partie métallique de forme et de taille à définir selon l'application, à Géométrie variable (circulaire, rectangulaire, triangulaire ...etc.). Il doit être relié au Reste du circuit par une ligne de transmission dont l'impédance est adaptée à celle de l'antenne et du circuit.

Dans la pratique, le rectangle et le disque représentent les formes de l'élément rayonnant les plus utilisées. Il est constitué d'une partie conductrice qui va rayonner. La forme et les dimensions conditionnent la fréquence de fonctionnement de l'antenne. [12]



FigureI.7 : Description d'une antenne imprimée

L'élément rayonnant de l'antenne patch peut prendre plusieurs formes qui peuvent être rectangulaire, carrée circulaire .Les formes suivantes « Figure I.8 » sont les plus courantes car elles présentent une grande facilité d'analyse et de fabrication, mais également un diagramme de rayonnement très intéressant.

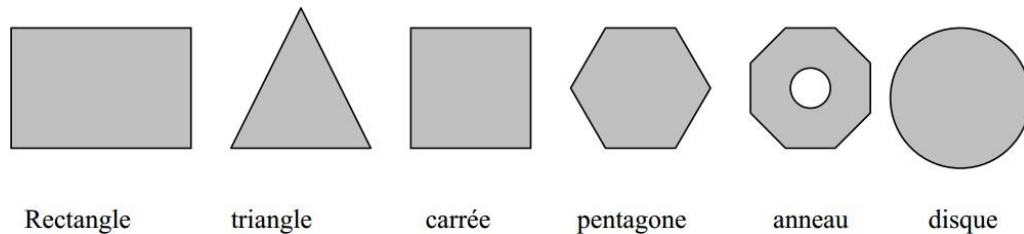


Figure I.8 : différentes formes d'élément rayonnant

Parmi toutes les formes des éléments rayonnants, le rectangle est le plus facile à appréhender pour la compréhension des mécanismes de rayonnement des antennes patch. Les antennes imprimées possèdent comme on a déjà souligné une facilité d'intégration et elles sont largement utilisées, leur applications couvrent un large domaine de fréquences (100 MHz à 100 GHz).

I.5.2 Domaine d'application des antennes imprimées

Les antennes imprimées, en raison de leur faible coût et de leur facilité d'intégration, trouvent des applications variées dans plusieurs domaines :

- **Télécommunications** : Elles sont utilisées dans les systèmes de communication par satellites, les réseaux de téléphonie mobile et les objets communicants. [13]
- **Aéronautique** : ces antennes, grâce à leur conception légère et compacte, sont parfaitement adaptées aux utilisations aéronautiques, où elles minimisent la traînée et préservent l'efficacité énergétique des appareils. [14]
- **Identification sans contact (RFID)** : Elles servent dans les systèmes d'identification par radiofréquence, facilitant la traçabilité et la gestion des objets.
- **Biomédical** : Leur utilisation dans le domaine médical inclut l'identification des patients et le suivi de leurs dossiers médicaux, ainsi que la gestion du matériel médical.

I.5.3 Les avantages des antennes imprimées

- **Faible poids et encombrement réduit** : Leur conception compacte facilite leur

intégration dans divers appareils électroniques.

- **Faible coût de fabrication** : Le procédé de fabrication est économique, permettant une production en masse aisée.
- **Polyvalence en termes de polarisation** : Elles peuvent émettre en polarisation linéaire ou circulaire, selon les besoins de l'application.
- **Large gamme de fréquences** : Elles sont opérationnelles sur une large gamme de fréquences, de 100 MHz à 100 GHz [15]

I.5.4 Inconvénients des antennes imprimées :

- **Bande passante étroite** : Elles ont généralement une bande passante limitée, souvent associée à des tolérances de fabrication.
- **Gain moyen faible** : Le gain est souvent limité, généralement autour de 6 dB.
- **Limitations de puissance** : Elles supportent généralement des puissances faibles, inférieures à 100 W.
- **Facteur de qualité élevé** : Un facteur de qualité élevé peut conduire à une bande passante étroite et à un rendement réduit

I.6 Les antenne ULB

I.6.1 La technologie ultra large bande

I.6.1.1 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.

$$BP_{relative} = 2 \times \frac{f_H - f_L}{f_H + f_L} > \begin{cases} 0.25 \text{ selon DARPA} \\ 0.25 \text{ selon FCC} \end{cases}$$

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) [17].

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 I.1 : classification fréquentielle des systèmes par FCC [18].

I.6.1.2 Réglementations de la technologie ULB

I.6.1.2.1 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 [19].

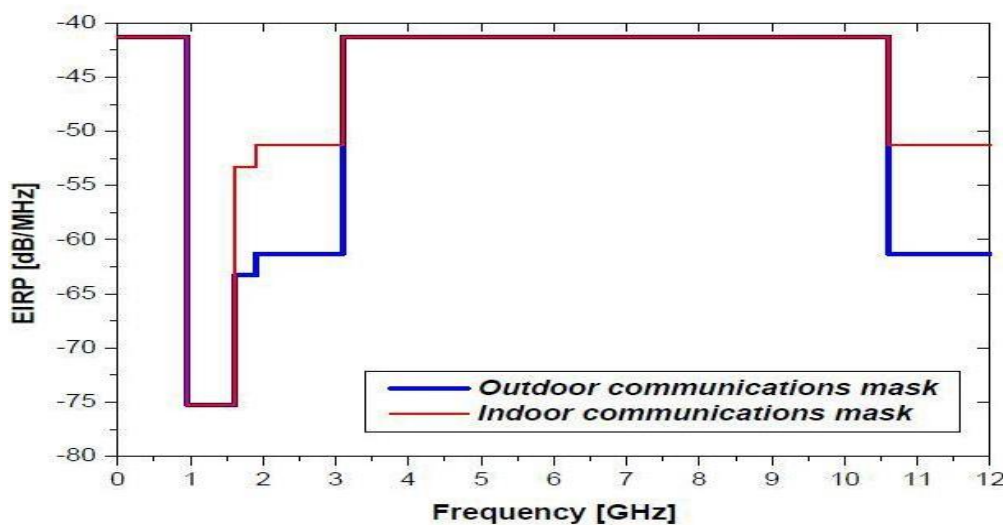


Figure 1.9: Spectre d'émission imposé par la FCC aux USA [20]

I.6.1.2.2 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 [19].

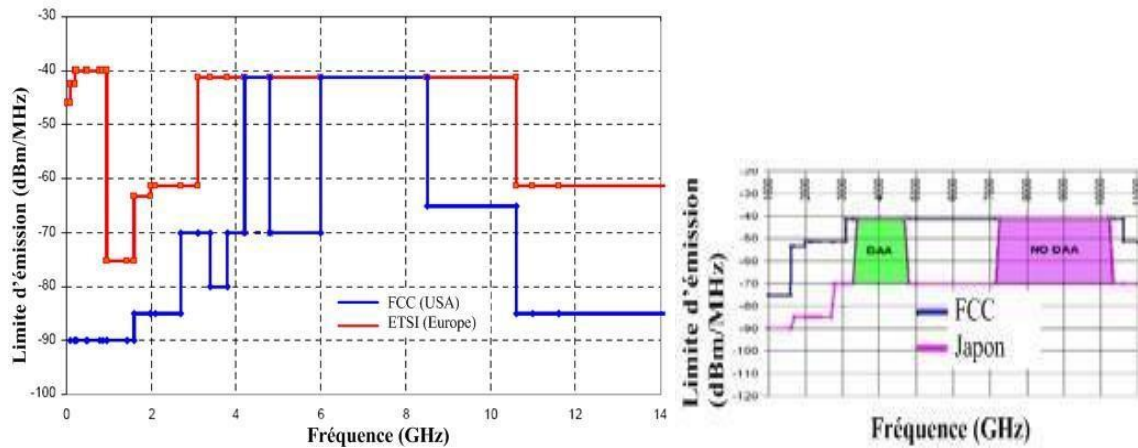


Figure I.10 : Projets de limites d'émission de signaux ULB en Europe et au Japon [19].

I.6.1.3 Caractéristiques principales d'ULB

I.6.1.3.1 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 :

$$C = B \times \log_2(1 + SNR)$$

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) [18].

I.6.1.3.2 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 [21].

I.6.1.3.3 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 [20].

I.6.1.4 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.	

Table I.2: Avantages et inconvénients de l'Ultra Large Bande [21].

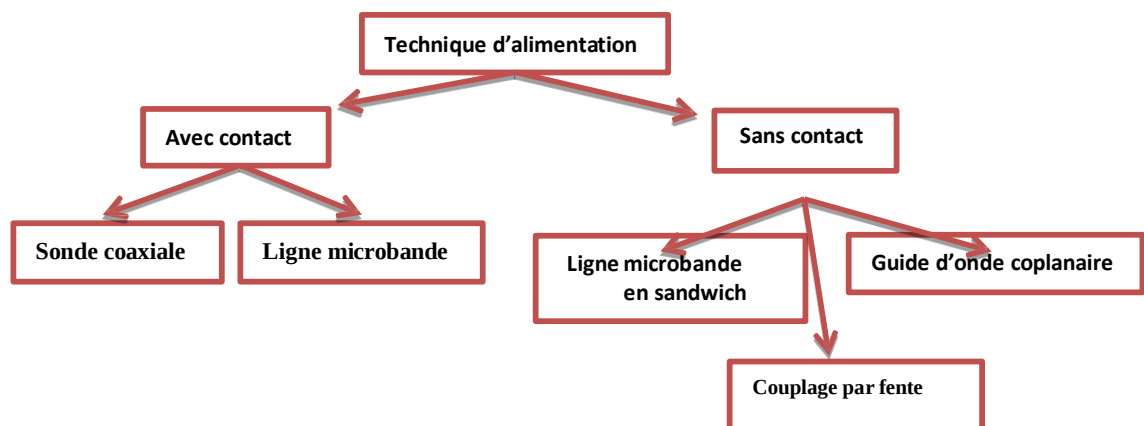
I.6.1.5 Application d'ULB

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 [22]

- 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

I.7 Les techniques d'alimentation

L'alimentation des antennes imprimée, repose essentiellement sur deux classes d'excitation ; excitation avec contact et excitation sans contact. Dans les méthodes d'excitation avec contact, la puissance est acheminée aux patches rayonnants en utilisant un élément de contact tels le câble coaxial et la ligne microbande. Dans la deuxième classe d'excitation, le couplage électromagnétique est utilisé pour transmettre la puissance de la ligne microbande au patch rayonnant. Les trois techniques d'alimentation les plus utilisées sont la ligne microbande, sonde coaxiale, couplage par fente [23] [24]



FigureI.11 : Les techniques d'alimentation

I.7.1 Alimentation avec contact

I.7.1.1 Sonde coaxiale

Le câble de la sonde coaxiale traverse le plan de masse et le substrat. Le conducteur central est connecté sur l'élément rayonnant, et le conducteur extérieur est connecté au plan de masse [25] comme monter dans la figure (I.12), Cette alimentation est très utilisée avec les patches de formes circulaire et annulaire.

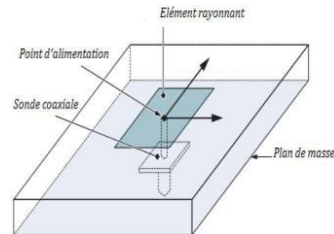


Figure I.12 : Alimentation du patch par un câble coaxial.

I.7.1.2 Ligne microbande

Faite par une ligne microbande de largeur plus petite par rapport au patch, cette ligne est gravée avec le patch en même temps (figure I.13). Elle est très utilisée dans les réseaux d'antennes imprimées de différentes formes [25].

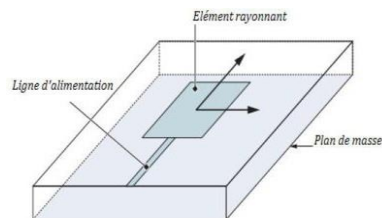


Figure I.13 : Alimentation du patch par une ligne microbande.

L'alimentation peut se faire par la connexion directe à une ligne microbande (Figure I.14), dont le point de jonction est situé sur l'axe de symétrie de l'élément ou décalé par rapport à cet axe de symétrie, si cela permet une meilleure adaptation d'impédance. L'alimentation axiale avec encoche donne de bons résultats [26], [27].

Elle est très utilisée dans les réseaux d'antennes imprimées de différentes formes.

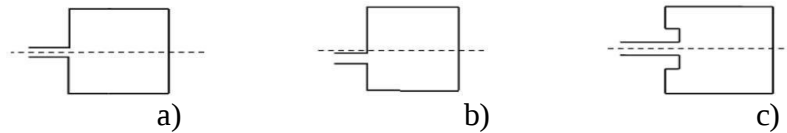


Figure I.14 : L'alimentation par une ligne microbande axiale(a), décalée (b) et avec Encoche (c)

I.7.2 Alimentation sans contact (par proximité)

I.7.2.1 Ligne microbande en sandwich

Le couplage électromagnétique a l'avantage de permettre la Une antenne plaquée peut également être alimentée par couplage électromagnétique entre la ligne micro-ruban et l'élément rayonnant. Dans cette configuration, le résonateur et la ligne d'alimentation se trouvent du même côté du plan de masse (voir Figure I.15). L'antenne est composée de deux substrats, avec une ligne micro-ruban située sur le substrat inférieur, se terminant en circuit ouvert sous le patch imprimé sur le substrat supérieur

Réalisation du patch rayonnant sur un substrat relativement épais, afin d'améliorer la bande passante, pendant que la ligne d'alimentation est imprimée sur un substrat plus mince, afin de réduire les rayonnements et les couplages parasites [24].

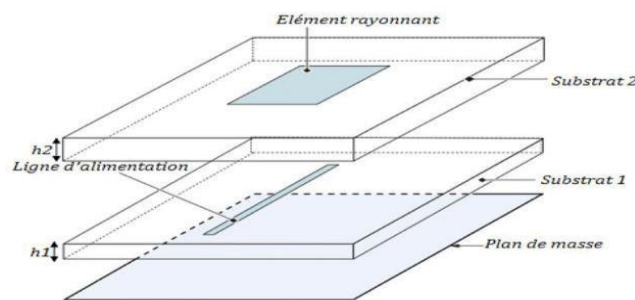


Figure I.15 : Ligne microbande en sandwich.

I.7.2.2 Guide d'onde coplanaire

L'élément rayonnant se trouve sur la face supérieure du substrat de fente rayonnante. La ligne d'alimentation et le plan de masse se trouvent à la même façade inférieure du substrat (Figure I.16).

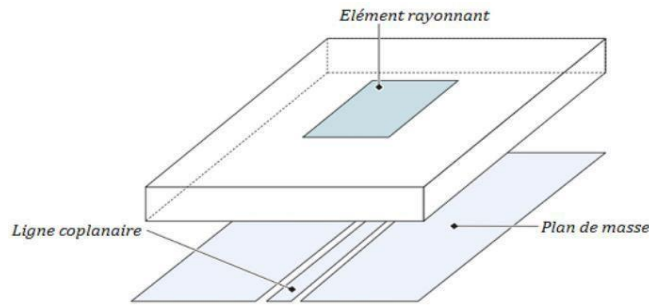


Figure I.16 : Alimentation du patch par un guide d'onde coplanaire.

I.7.2.3 Couplage par fente

Une ligne est disposée au-dessus du plan de masse, qui est entaillé d'une fente sous le patch afin que l'énergie amenée par la ligne soit communiquée à l'antenne (Figure I.17) [28]

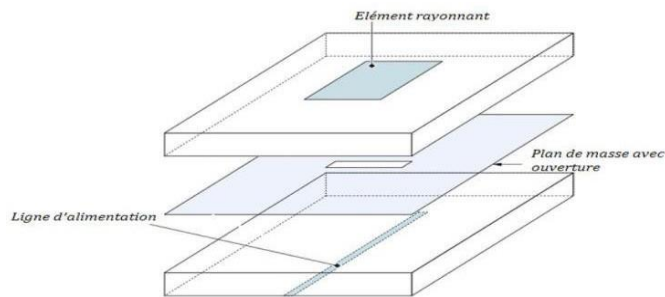


Figure I.17: Alimentation du patch par le couplage par fente.

I.8 Conclusion :

Ce chapitre a établi les fondements nécessaires à la compréhension des antennes et de leur rôle indispensable dans les systèmes de communication sans fil. Il a permis d'examiner les principes de base relatifs à leur fonctionnement, en insistant sur leurs principales caractéristiques ainsi que sur leur importance dans les processus d'émission et de réception des ondes électromagnétiques.[29]

La présentation des technologies ultra large bande (ULB) a ensuite permis de souligner leur fort potentiel Dans divers domaines d'application modernes. Reposant sur l'utilisation d'une bande passante très étendue (généralement supérieure à 500 MHz), l'ULB se distingue par sa capacité à

offrir des débits élevés, une grande précision en matière de localisation, ainsi qu'une faible consommation énergétique. Ces qualités en font une solution particulièrement adaptée aux besoins actuels, notamment Pour la géolocalisation en environnement intérieur, les systèmes radar de courte portée et les communications sécurisées dans des milieux complexes.[30]

La conception d'antennes compatibles avec la technologie ULB pose des défis particuliers, principalement liés à l'exigence d'une très large bande passante. Pour y répondre, plusieurs recherches ont été menées afin de concevoir des antennes capables d'assurer des performances optimales sur de larges plages de fréquences. Parmi les solutions explorées, on retrouve des configurations géométriques variées telles que les antennes octogonales et triangulaires, ainsi que des structures miniaturisées basées sur des formes fractales, répondant aux contraintes techniques des applications sans fil actuelles.[31]

En conclusion, les avancées dans la conception des antennes et l'émergence des technologies ultra large bande ouvrent de nouvelles perspectives pour les systèmes de communication sans fil. Les recherches continues dans ce domaine sont essentielles pour surmonter les défis techniques et exploiter pleinement le potentiel de ces technologies dans les applications futures.

Chapitre II

Les antennes dans les domaines biomédicales

II.1 Introduction

Les antennes jouent un rôle essentiel dans les dispositifs médicaux implantables, permettant la communication sans fil entre le corps humain et les équipements externes. Ces antennes sont conçues pour fonctionner efficacement à l'intérieur du corps, en tenant compte des défis uniques tels que la miniaturisation, la biocompatibilité et les pertes dues aux tissus biologiques.

La médecine sans fil a considérablement élargi les capacités des soins médicaux conventionnels en intégrant des technologies de communication sans fil permettant la surveillance et le traitement des patients à distance. Elle a notamment ouvert la voie à la télémédecine, qui rend possibles les consultations médicales à distance, le suivi continu des patients et la prestation de soins à domicile. Parallèlement, les dispositifs médicaux électroniques intègrent des capteurs intelligents et des technologies avancées pour assurer une surveillance en temps réel de divers paramètres physiologiques tels que les signes vitaux, la fréquence cardiaque, la pression artérielle, et bien d'autres indicateurs de santé.[32].

Dans ce chapitre, nous examinerons en profondeur les multiples facettes de la médecine sans fil, incluant la télémédecine, les dispositifs médicaux électroniques, l'utilisation des antennes ultra large bande (ULB) en biomédecine, l'imagerie médicale, ainsi que les propriétés diélectriques du corps humain. L'accent sera mis sur les bénéfices, les domaines d'application et les défis techniques de ces technologies, tout en analysant leur influence sur l'amélioration des soins de santé et la qualité de vie des patients.

II.2 La médecine sans fil

L'intégration des technologies sans fil dans le domaine médical révolutionne la transmission des données de santé en rendant la communication plus fluide. Elle ouvre de nouvelles perspectives pour optimiser les soins. Les professionnels de santé disposent désormais d'outils performants pour surveiller en continu les signes vitaux des patients, intervenir en urgence ou suivre l'évolution des traitements sur le long terme. Les dispositifs médicaux sans fil permettent également aux patients et à leurs aidants de gérer plus facilement et en toute sécurité leur santé au quotidien, ce qui améliore leur confort de vie. Cette technologie favorise une relation plus interactive et personnalisée entre soignants et patients, renforçant ainsi l'efficacité des prises en charge.. [33]

Parmi les dispositifs médicaux sans fil les plus largement adoptés figurent les glucomètres, les pompes à insuline, les échographes portables, les tensiomètres et les moniteurs ECG. L'évolution technologique récente a conduit au développement de dispositifs médicaux miniaturisés, ingérables ou implantables, capables de fonctionner de manière autonome au sein du corps humain. Ces systèmes offrent des avantages significatifs en matière de précision, d'efficacité énergétique, d'ergonomie et de portabilité. Couplés à des protocoles de communication sans fil de nouvelle génération — tels que la 4G, le Bluetooth Low Energy (BLE), ZigBee ou ANT — ces dispositifs permettent une transmission sécurisée et en temps réel des données physiologiques. On anticipe que cette technologie évoluera vers des unités totalement autonomes, capables non seulement de diagnostiquer, mais également de transmettre les données cliniques vers les dossiers médicaux électroniques (DME), et potentiellement d'administrer des thérapies ciblées. Cette progression marque une étape clé vers une médecine plus connectée, personnalisée et proactive. [33]

L'adoption croissante des smartphones, tant par le grand public que par les professionnels de santé, ouvre la voie à une exploitation étendue des capacités des dispositifs portables dans le domaine médical. Ces appareils sont capables de collecter, analyser et transmettre des données cliniques en temps réel, indépendamment de la localisation géographique de l'utilisateur, ce qui en fait des outils particulièrement adaptés aux environnements mobiles. Le concept de santé mobile (m-santé) gagne ainsi en popularité, soutenu par la prolifération d'applications médicales dédiées sur les plateformes mobiles. Celles-ci couvrent un large éventail de pathologies et de besoins cliniques, allant du suivi des maladies chroniques à l'accompagnement thérapeutique personnalisé. Des recherches ont mis en évidence l'efficacité des dispositifs mobiles pour fournir un soutien clinique sur le terrain, tout en renforçant l'autogestion des patients via des fonctions d'éducation à la santé et de télésurveillance.

La télémédecine La télémédecine, longtemps perçue comme une solution futuriste réservée à un avenir lointain, s'est aujourd'hui imposée comme une composante essentielle et incontournable du système de santé moderne. Grâce aux avancées fulgurantes des technologies de l'information et de la communication, elle regroupe désormais un large éventail de pratiques médicales réalisées à distance, telles que la consultation vidéo, la télé-expertise entre professionnels, la télésurveillance des patients atteints de maladies chroniques ou encore le télé-suivi post-opératoire. Ces outils numériques permettent de surmonter les barrières géographiques, réduisent les délais d'accès aux soins, et offrent une continuité médicale, notamment dans les zones rurales ou sous-médicalisées. En bouleversant les modes traditionnels de consultation, la télémédecine redéfinit en profondeur la relation entre les patients et les professionnels de santé, instaurant de nouveaux modèles de suivi plus flexibles, plus accessibles, et parfois plus réactifs. Elle représente ainsi un levier majeur de modernisation du système de soins, tout en posant des défis importants en matière d'éthique, de sécurité des données et d'équité d'accès.



Figure II.1 : Un système de Bio-télémétrie Numérique sans fil qui surveille les signes vitaux à l'aide d'un téléphone intelligent [33].

II.3 La télémédecine

II.3.1 Définition

La télémédecine est une forme de pratique médicale qui repose sur l'utilisation des technologies de télécommunication pour la transmission à distance d'informations médicales (telles que des images, des comptes rendus ou des enregistrements), en vue de permettre l'établissement d'un diagnostic, la formulation d'un avis spécialisé, le suivi continu d'un patient ou la prise de décisions thérapeutiques.[34]

Les technologies numériques appliquées au domaine de la santé, regroupées sous le terme de « santé numérique » ou « télésanté », englobent un vaste champ d'innovations. Elles ouvrent de nouvelles perspectives en matière d'accès aux soins, réorganisent les modalités de prise en charge, transforment les pratiques professionnelles et contribuent à la formation continue des acteurs de santé [35]

Les applications de la télémédecine sont variées : elles vont de la télémédecine médicale, qui permet la réalisation à distance d'actes médicaux pour les patients, à la télémédecine informative, dédiée à la diffusion des connaissances médicales et des protocoles de prise en

charge des soins [35]

La télémédecine incarne l'intégration des technologies de l'information et de la communication au sein du secteur médical. Bien qu'elle ne puisse se substituer au contact direct entre le médecin et son patient, elle constitue un outil complémentaire mis au service de la pratique médicale [36].

Les premiers programmes de télémédecine ont été développés dans des pays à faible densité de population, dans le but de pallier l'isolement géographique de certaines communautés et de garantir un accès équitable aux soins [36].

II.3.2 Les cinq composantes de la télémédecine

Selon l'article L.6316-1 du Code de la santé publique, la télémédecine se définit comme « une forme de pratique médicale à distance utilisant les technologies de l'information et de la communication ». Elle s'articule autour de cinq types d'actes : la télésurveillance médicale, la téléconsultation, la télé-expertise, la téléassistance médicale, ainsi que la régulation médicale [37].

II.3.2.1 Télésurveillance médicale

La télésurveillance médicale a pour objectif de permettre à un médecin d'interpréter à distance les données cliniques ou biologiques nécessaires au suivi d'un patient. Elle autorise ainsi la prise de décisions médicales à distance concernant la prise en charge du patient, et peut, le cas échéant, conduire à la délégation de certaines interventions à un autre professionnel de santé. [35]

Elle permet [38]:

- D'améliorer le suivi médical à distance (post thérapeutique, préventif et curatif) et à domicile des personnes âgées en perte d'autonomie ou atteintes de pathologies chroniques
- De fournir un accompagnement personnalisé à la personne concernée.
- D'éviter le prolongement de certaines hospitalisations et d'anticiper le retour au domicile

II.3.2.2 Téléconsultation

La téléconsultation a pour finalité de permettre à un professionnel médical de réaliser, à distance, une consultation auprès d'un patient. Un autre professionnel de santé peut, le cas échéant, être présent aux côtés du patient afin d'assister le médecin au cours de la téléconsultation [35]

II.3.2.3 Télé-expertise

La télé-expertise vise à permettre à un professionnel médical de solliciter, à distance, l'avis d'un ou de plusieurs confrères en raison de leurs compétences spécifiques ou de leur expertise dans un

domaine particulier [35]

II.3.2.4 Téléassistance médicale

La téléassistance médicale a pour rôle de permettre à un professionnel médical d'apporter, à distance, son assistance à un autre professionnel de santé lors de la réalisation d'un acte médical [35]

II.3.2.5 Régulation médicale

La régulation médicale constitue un acte médical réalisé à distance, généralement par téléphone, par un médecin régulateur. Elle a pour objectif d'orienter le patient vers la prise en charge la plus appropriée, en adaptant la réponse au niveau de soins requis par son état de santé [39]

II.3.3 Les domaines de la télémédecine

Les grands domaines concernés par la télémédecine [40] :

- Diagnostic.
- Traitement (et coordination).
- Recherche.
- Évaluation.
- Formation

II.3.4 Exemples de spécialités :

Quelques exemples de spécialités [40]:

- Téléconsultation : Consultation, diagnostic et suivi du patient à distance
- Télé-Expertise : Demande d'un deuxième avis à un médecin référent (Médecin Expert).
- Téléassistance à domicile : Téléalarme pour personnes âgées, femmes enceintes, handicapés...
- Téléassistance des voyageurs isolés : Nautisme, montagne, trekking ...
- Télésurveillance : surveillance du patient à distance.
- Téléformation (e-learning) : Formation et enseignement médical à distance.
- Télé-Médico-Social : Encadrement du patient maintenu à domicile.
- Télétransmission : Transferts d'informations médicales entre professionnels de santé et patient (Réseaux de soins).
- Télé-Radiologie : Interprétation d'examens radiologiques à distance (diagnostic et

Expertise).

- **Télé-Chirurgie** : Opération chirurgicale assistée à distance par ordinateur.
- **Télé-Psychiatrie** : Consultation, diagnostic et suivi d'un patient par un psychiatre.
- **Télé-Staff** : Réunion de professionnels de santé en visioconférence

II.3.5 Objectifs principaux de la télémédecine

- Améliorer l'accès aux soins, notamment en zones rurales.
- Réduire les déplacements inutiles.
- Faciliter le suivi des maladies chroniques.
- Gagner du temps dans l'organisation des soins

II.3.6 Avantages de la télémédecine

- **Accessibilité accrue aux soins** : La télémédecine permet aux patients vivant dans des régions éloignées d'accéder à des soins spécialisés sans se déplacer. [41]
- **Économie de temps et d'argent** : Elle réduit les déplacements, ce qui limite les frais liés aux transports ou à l'absence de travail. [42]
- **Suivi des maladies chroniques** : Grâce à la télésurveillance (par exemple, tension, glycémie), les médecins peuvent suivre les patients atteints de pathologies chroniques à distance.
- **Collaboration interdisciplinaire** : Les outils de télémédecine favorisent la coordination entre professionnels de santé, notamment via la télé-expertise. [43]

II.4 Dispositifs électroniques médicales

II.4.1 Définition

Un dispositif médical est défini comme un produit de santé dont l'action à visée médicale repose sur un mécanisme d'ordre principalement mécanique, et non pharmacologique. Cette catégorie englobe une grande diversité de produits répondant à des finalités diagnostiques, thérapeutiques ou compensatoires.

Exemple : un pansement servant à protéger une plaie, une prothèse destinée à remplacer une

articulation défaillante, un scanner permettant de visualiser l'intérieur du corps pour établir un diagnostic, ou encore un défibrillateur externe délivrant une décharge électrique afin de rétablir un rythme cardiaque normal, sont tous considérés comme des dispositifs médicaux [44]

II.4.2 Les types de dispositifs électroniques médicaux

Le dispositif médical non implantable (comme les appareils auditifs)

Le dispositif médical implantable (comme les stimulateurs cardiaques)

II.4.3 Exemple sur les dispositifs électronique médical

II.4.3.1 Le pacemaker (Stimulateur cardiaque)

Le pacemaker, également appelé stimulateur cardiaque, est un dispositif médical implantable destiné à réguler le rythme cardiaque en délivrant des impulsions électriques au cœur. Il est utilisé principalement en cas de bradycardie (ralentissement excessif du rythme cardiaque), lorsque le cœur ne bat pas suffisamment vite pour répondre aux besoins de l'organisme.[45]

➤ Fonctionnement

Le pacemaker est constitué d'un boîtier contenant une batterie et des circuits électroniques, ainsi que d'une ou plusieurs sondes (électrodes) reliées au cœur. Ce dispositif surveille en permanence l'activité électrique cardiaque et, en cas de besoin, émet des impulsions électriques pour stimuler le muscle cardiaque et maintenir une fréquence cardiaque adéquate. Certains modèles sont également capables de s'adapter à l'activité physique du patient, en augmentant la fréquence cardiaque lors d'un effort. [45]

➤ Indications

Le pacemaker est indiqué dans les cas suivants :

- Bradycardie persistante ou paroxystique.
- Troubles de la conduction cardiaque (par exemple, bloc auriculo-ventriculaire).
- Syndrome du sinus malade.
- Insuffisance cardiaque nécessitant une resynchronisation cardiaque

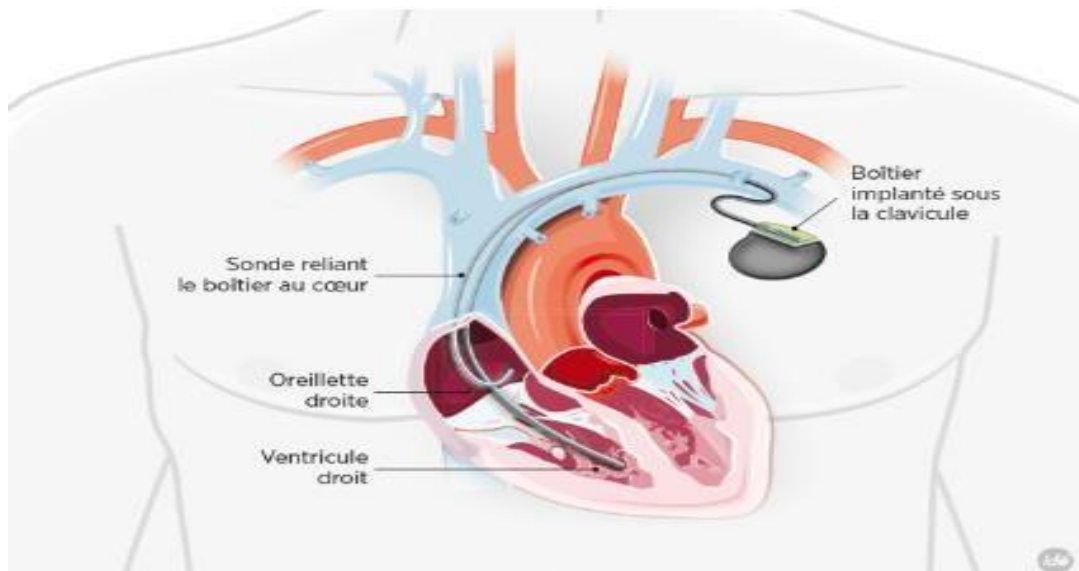


Figure II.2 : Implant Pacemaker [46].

II.4.3.2 Implant cochléaire

L'implant cochléaire est un dispositif électronique conçu pour restaurer partiellement l'audition chez les personnes atteintes d'une surdité sévère à profonde, ainsi que chez certains patients souffrant d'acouphènes. Il fonctionne en transformant l'énergie sonore mécanique en signaux électriques, permettant ainsi la stimulation directe du nerf auditif [47]

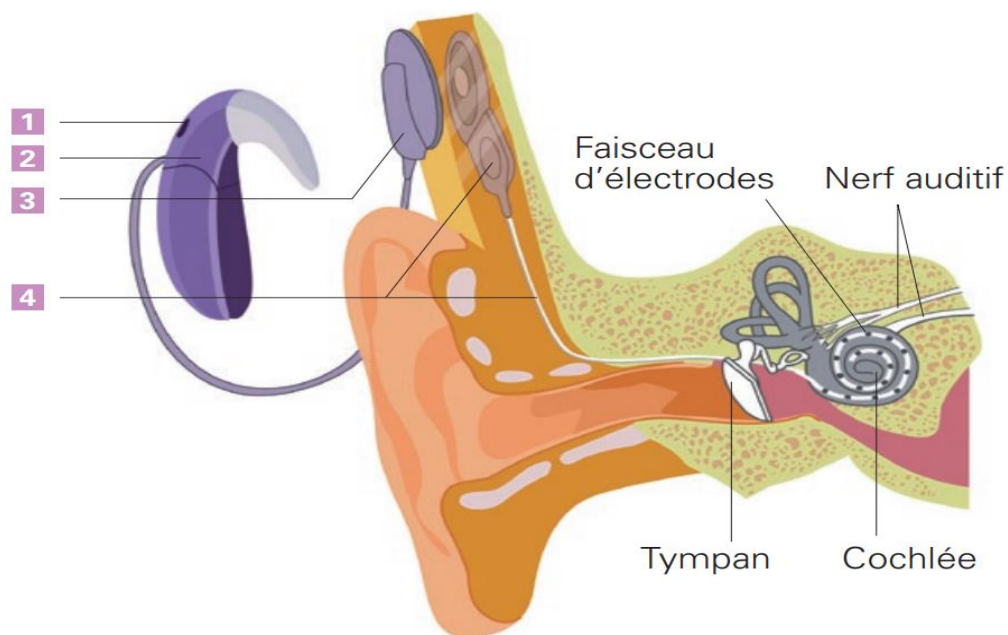


Figure II.3 : implant cochléaire [48]

Tel que :

- 1 ➡ microphone
- 2 ➡ processeur vocal
- 3 ➡ bobine de transmission
- 4 ➡ récepteur

L'implant cochléaire est un dispositif auditif constitué de deux éléments complémentaires :

- **Une partie interne**, implantée chirurgicalement ;
- **Une partie externe**, composée d'un contour d'oreille associé à une antenne.

Bien que fonctionnellement distincts, ces deux composants sont indissociables. Le système ne devient pleinement opérationnel qu'après l'activation et les premiers réglages de la partie externe [47]

➤ **Fonctionnement :**

Le fonctionnement de l'implant cochléaire [47] :

1. Le microphone de l'appareil externe, appelé processeur vocal, capte les sons, les voix.
2. Le processeur vocal les transforme en signaux numériques.
3. A travers l'antenne, ces informations numériques sont envoyées à la partie interne
4. Le récepteur-émetteur de la partie interne transforme ces informations en signaux électriques.
5. Ces signaux sont transmis au faisceau d'électrodes pour stimuler le nerf auditif.
6. Le cerveau analyse les signaux reçus.

II.4.3.3 Implant rétinien :

Un implant rétinien est un dispositif biomédical implantable conçu pour restaurer partiellement la perception visuelle chez les patients atteints de pathologies dégénératives de la rétine, telles que la rétinite pigmentaire ou la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) [49]. Il fonctionne en remplaçant ou en suppléant les cellules photo réceptrices défectueuses de la rétine, tout en utilisant les voies visuelles restantes pour transmettre l'information au cortex visuel.

Le système est composé de microélectrodes implantées soit au niveau de la rétine interne (implant épirétinien), soit sous la rétine (implant subrétinien). Dans le cas des implants épirétiniens, les signaux visuels sont captés par une caméra externe (souvent intégrée à une paire de lunettes), puis convertis en signaux électriques envoyés à l'implant [50]. Les implants subrétiniens, quant à eux, utilisent des photodiodes internes qui réagissent directement à la lumière pour stimuler les neurones rétiniens.

Ces implants ne permettent pas une récupération complète de la vision, mais peuvent offrir une perception partielle des formes, des contrastes et des mouvements, améliorant ainsi l'autonomie fonctionnelle et la qualité de vie des patients. Les avancées récentes en neurostimulation et bioélectronique laissent entrevoir des améliorations futures prometteuses [51]

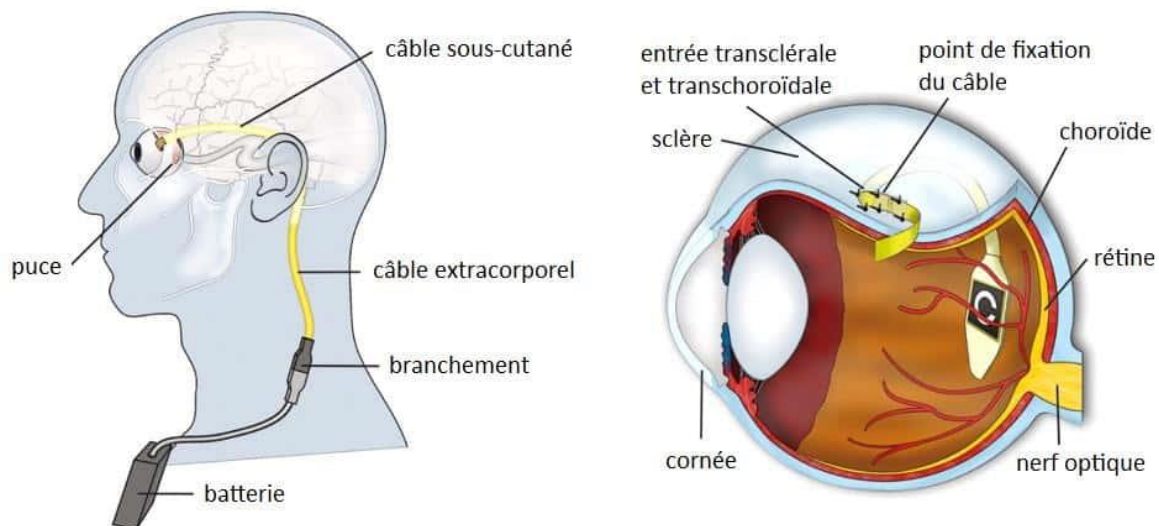


Figure II.4 : implant rétinien [52]

II.4.3.4 La capsule endoscopique

La capsule endoscopique est un dispositif médical miniaturisé, généralement de la taille d'une Gélule (environ 11 × 26 mm), destiné à explorer visuellement l'ensemble du tractus gastro-intestinal, en particulier l'intestin grêle, qui est difficilement accessible par l'endoscopie traditionnelle (Inserm, 2023).

Composée d'une caméra miniaturisée, d'un système d'éclairage à LED, d'un émetteur radio, d'une

batterie, et parfois de capteurs intelligents, la capsule est ingérée par voie orale et progresse naturellement dans le tube digestif grâce aux mouvements péristaltiques. Elle transmet en temps réel des images numériques vers un enregistreur externe porté par le patient [53]

Cette technologie est non invasive, indolore, et particulièrement utile pour diagnostiquer des pathologies telles que :

- les saignements digestifs obscurs
- la maladie de Crohn,
- les polypes,
- ou encore les tumeurs de l'intestin grêle

Des versions avancées, appelées capsules robotisées ou contrôlées à distance, sont actuellement en développement. Celles-ci permettent un contrôle directionnel, une navigation magnétique, voire des capacités de biopsie miniaturisée dans les prototypes les plus récents [54]

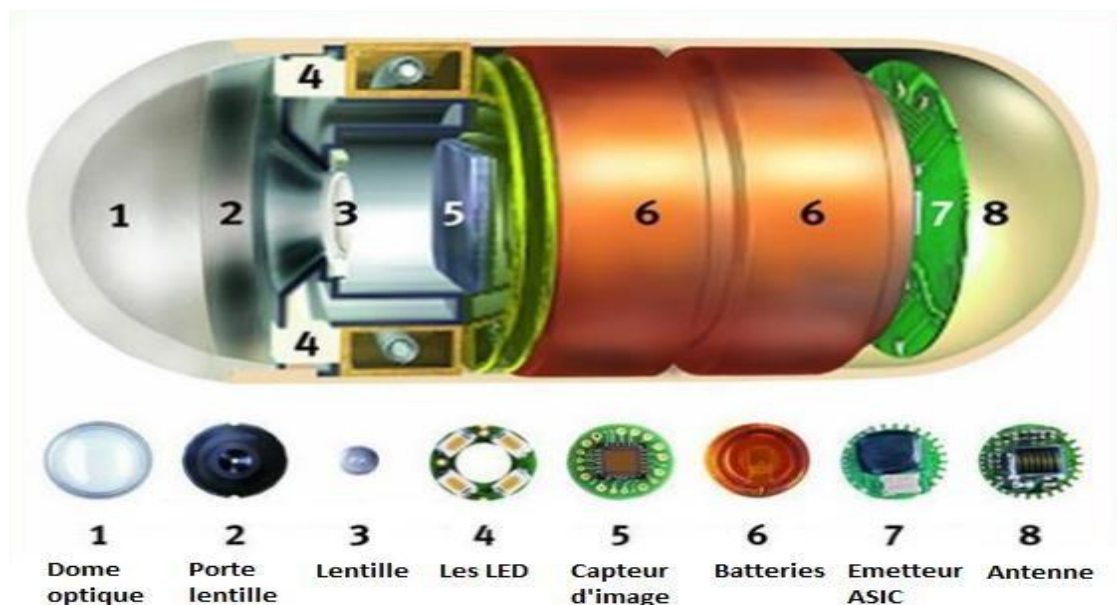


Figure II.5 : Structure de la capsule endoscopique [55]

II.4.3.5 Dosimètre in vivo :

Un dosimètre in vivo est un dispositif de mesure utilisé en radiothérapie pour évaluer la dose réelle de rayonnement reçue par un patient au cours d'un traitement. Contrairement aux dosimètres

standards utilisés pour le contrôle de la machine ou du personnel, le dosimètre *in vivo* est directement appliqué ou inséré sur ou dans le corps du patient, permettant une mesure personnalisée et localisée de la dose délivrée aux tissus irradiés [56]

Ce type de dosimétrie repose sur différents types de détecteurs :

- Diodes semi-conductrices
 - Thermo luminescent dosimètres (TLD)
 - Films radioscopiques
 - Ou encore dosimètres optiquement stimulables (OSL)
- (International Atomic Energy Agency – IAEA, 2021).

L'objectif principal de la dosimétrie *in vivo* est d'assurer la conformité entre la dose prescrite et la dose réellement administrée, en détectant d'éventuelles erreurs de positionnement, de calibrage, ou de paramètres de traitement. Elle joue ainsi un rôle crucial dans le contrôle qualité des traitements de radiothérapie, en particulier dans les techniques avancées comme l'IMRT (modulation d'intensité) ou la radiothérapie stéréotaxique [57]



Figure II.6 : Dosimètre in VIVO [58]

II.5 Les antennes implantables (les antennes sans fil dans le Corps humain)

II.5.1 Antennes sans fil dans les applications biomédicales

Les avancées en technologie sans fil et la miniaturisation des antennes et composants électroniques ont largement contribué à l'essor de la télémédecine. Aujourd'hui, les systèmes de communication sans fil sont de plus en plus intégrés aux dispositifs biomédicaux, tant implantés à l'intérieur du corps que portés à l'extérieur, dans le cadre des diagnostics médicaux et du suivi thérapeutique.

Parmi les dispositifs médicaux implantables fonctionnant grâce à cette technologie, on peut citer le stimulateur cardiaque (pacemaker), le défibrillateur automatique implantable, ou encore la capsule endoscopique. Du côté des systèmes externes, des dispositifs tels que les moniteurs de fréquence cardiaque, de pression artérielle, de saturation en oxygène, de respiration ou encore d'électrocardiogramme (ECG), fournissent des données précises et en temps réel sur l'état de santé du patient. Ces équipements portables, couplés à des liaisons sans fil à courte portée, peuvent être connectés à des systèmes de contrôle et de surveillance, ce qui améliore le confort du patient, favorise sa mobilité et réduit les coûts d'hospitalisation [59]

Par ailleurs, les réseaux corporels (Body Area Network ou BAN) sont également utilisés en télémédecine pour transmettre les données physiologiques recueillies par des biocapteurs situés à l'intérieur ou à la surface du corps. Ces données sont acheminées vers des centres de télésurveillance via des réseaux comme le GPRS, permettant un suivi médical continu de l'état du patient, à distance [60].

II.6 L'utilisation des antennes ultras large bande dans le domaine biomédicale

Le signal ultra-large bande (ULB) possède la capacité de traverser divers types d'obstacles tels que le corps humain, les murs, le sol, la neige ou encore la boue. Cette particularité ouvre la voie à de nombreuses applications prometteuses dans le domaine médical. On retrouve ainsi son potentiel dans des environnements variés tels que les hôpitaux, les blocs opératoires, les soins à domicile, les unités de réanimation, la pédiatrie clinique ou encore lors d'opérations de secours, notamment pour détecter les battements de cœur sous les décombres. [61] Parmi les principales utilisations de la technologie radar ULB et des communications sans fil en médecine, on peut citer :

II.6.1 Radar ULB

Les signaux à ultra-large bande (ULB) ont la capacité de traverser le corps humain, ce qui en fait une technologie particulièrement adaptée à l'imagerie médicale. Chaque type de tissu ou de masse corporelle possède des propriétés de réflexion spécifiques. Grâce à la nature impulsionnelle et brève des signaux ULB, ces différences sont mises à profit pour générer des images plus précises des organes, en capturant également leurs mouvements. Cette technique permet de visualiser une grande variété d'organes, tels que les cordes vocales, les vaisseaux sanguins, les intestins, le cœur, les poumons, la cage thoracique, la vessie, ainsi que le fœtus [17].

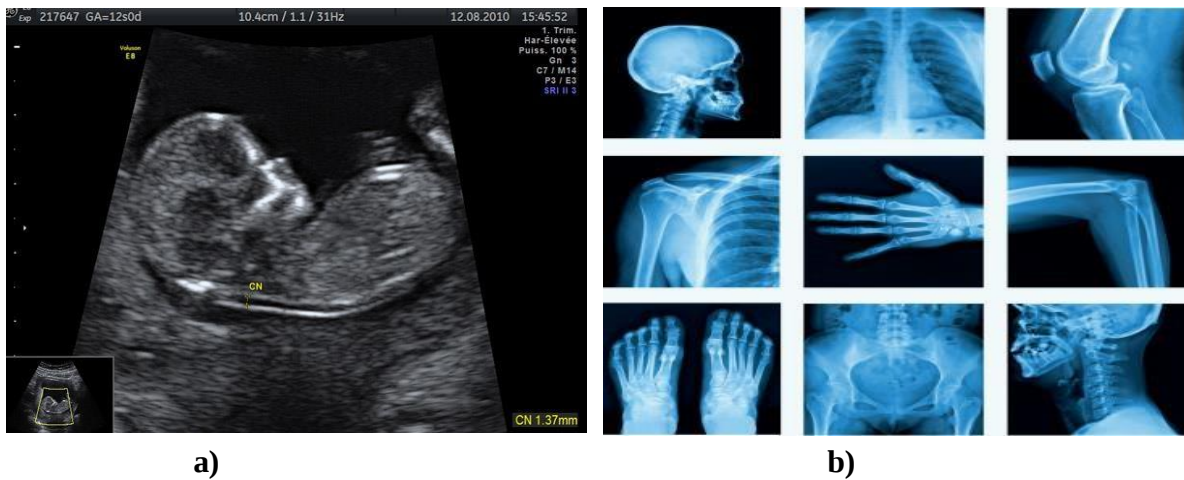


Figure II.7 : (a) Fœtale détecter, (b) La détection de l'os [62], [63]

II.6.2 Dispositifs sans fil sans contact

Dans les salles d'opération, il est crucial de préserver un environnement stérile afin de limiter les risques d'infection. Toutefois, certaines actions nécessitent encore l'usage d'outils non stériles,

Comme l'activation de l'éclairage ou la prise de notes pendant une intervention. Dans ce contexte, le recours à des technologies sans contact devient particulièrement pertinent. Les signaux à ultra-large bande (ULB) offrent un réel avantage en la matière. Leur intégration dans des dispositifs sans fil permet de concevoir des salles d'opération intelligentes, où les différentes fonctions peuvent être contrôlées à distance, sans contact direct. Cette approche contribue efficacement au maintien de la stérilité en réduisant les risques de contamination croisée lors des actes chirurgicaux [17]

II.6.3 Télésurveillance continue

La technologie à ultra-large bande (ULB) se prête particulièrement bien à la télésurveillance des patients, constituant une alternative prometteuse aux ultrasons. Elle permet un suivi à distance, non invasif et continu, sur de longues périodes, sans nécessiter de contact physique. Cette caractéristique la rend idéale pour la mise en place de dispositifs de soins à distance. En outre, l'ULB peut être intégrée à des systèmes RFID pour assurer une localisation en temps réel, précise et fiable des patients, du personnel soignant et du matériel médical essentiel au sein des établissements de santé.

Par ailleurs, cette technologie peut être associée à des capteurs pour surveiller divers paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque, la pression artérielle, la température corporelle et d'autres signes vitaux. La transmission de ces données se fait sans fil, ce qui améliore considérablement le confort des patients tout en simplifiant le travail du personnel médical, en comparaison aux capteurs traditionnels filaires.



Figure II.8 : La Télésurveillance continue [64]

II.6.4 Les avantages de la technologie ULB

Parmi les principales raisons motivant l'adoption de la technologie radar à ultra-large bande (ULB) dans le domaine médical, on peut citer notamment :

- **Faible puissance**

Les dispositifs à ultra-large bande (ULB) fonctionnent avec des niveaux de puissance extrêmement faibles. D'après les études menées, l'énergie émise par ces dispositifs est jugée sûre

et sans danger pour l'être humain. Cela rend la technologie ULB parfaitement adaptée à une utilisation prolongée auprès des patients, notamment dans le cadre d'une surveillance continue.

Alimentés par des batteries à faible consommation, ces systèmes peuvent fonctionner sur de longues durées sans engendrer d'effets secondaires indésirables [65], [66].

- **Faible coût et maintenance**

Un des atouts majeurs des appareils à ultra-large bande (ULB) réside dans la possibilité de les concevoir à partir de composants électroniques standards déjà disponibles sur le marché. Cette particularité contribue à réduire les coûts de production, tout en assurant une utilisation simple et une grande adaptabilité aux différents besoins du secteur médical. Par ailleurs, leur fabrication à grande échelle est également simplifiée, ce qui favorise leur déploiement dans divers contextes cliniques [17]

II.7 Imagerie médicale :

L'imagerie médicale désigne l'ensemble des techniques permettant de visualiser l'intérieur du corps humain à des fins diagnostiques, thérapeutiques et parfois chirurgicales. Ces méthodes sont essentielles pour détecter, surveiller et traiter diverses pathologies, allant des fractures aux cancers, en passant par les maladies cardiaques et neurologiques.

Les principales techniques d'imagerie médicale incluent :

- **La radiographie (rayons X) :** C'est la technique la plus ancienne et la plus couramment utilisée, notamment pour visualiser les fractures osseuses. Elle repose sur l'utilisation des rayons X qui traversent le corps et produisent une image sur un film radiographique. Cette méthode est rapide et efficace, mais elle expose le patient à des radiations ionisantes [67]
- **L'échographie :** Utilisée principalement pour visualiser les organes internes comme le foie, les reins ou les organes reproducteurs, l'échographie repose sur des ondes sonores de haute fréquence. Elle est non-invasive et n'implique pas de radiations ionisantes, ce qui la rend particulièrement sûre [68]
- **La tomodensitométrie (scanner) :** Cette technique utilise des rayons X et un ordinateur pour produire des images en coupe transversale du corps. Elle permet une analyse plus détaillée que la radiographie traditionnelle et est utilisée pour détecter des pathologies

Complexes comme les cancers ou les accidents vasculaires cérébraux. [69]

- **L'imagerie par résonance magnétique (IRM)** : L'IRM utilise des champs magnétiques puissants et des ondes radio pour produire des images détaillées des tissus mous du corps, comme le cerveau, les muscles et les ligaments. Elle est particulièrement utile dans le Diagnostic des troubles neurologiques et musculosquelettiques [70]
- **La médecine nucléaire (Tep et SPECT)** : Ces techniques utilisent des traceurs radioactifs pour examiner les fonctions biologiques des organes et tissus. La tomographie par émission de positrons (TEP) et la tomographie par émission de photons uniques (SPECT) sont souvent utilisées dans le cadre de l'oncologie, de la cardiologie et de la neurologie
- **La radiologie interventionnelle** : Il s'agit de l'utilisation des techniques d'imagerie pour guider des procédures thérapeutiques, comme les biopsies, les drains ou l'embolisation. Elle est de plus en plus utilisée dans le traitement des cancers ou des affections vasculaires. [71]

II.8 Conclusion :

Ce chapitre a exploré le rôle fondamental des antennes dans le domaine biomédical, mettant en lumière leur importance dans les dispositifs médicaux sans fil, la télémédecine et les systèmes de surveillance à distance. Les antennes permettent une communication efficace entre les capteurs implantés ou portables et les équipements externes, facilitant ainsi le suivi en temps réel de paramètres vitaux tels que la fréquence cardiaque, la pression artérielle et la saturation en oxygène. La conception d'antennes adaptées aux environnements biologiques présente des défis uniques, notamment en raison des propriétés diélectriques variables des tissus humains. Des recherches ont été menées pour développer des antennes ultra-large bande (ULB) capables de fonctionner efficacement dans ces conditions. Par exemple, une étude a abouti à la conception d'une antenne ULB opérant dans la plage de fréquences de 1 à 9 GHz, imprimée sur un substrat FR-4, démontrant ainsi la faisabilité de telles conceptions pour des applications biomédicales.

Les applications des antennes biomédicales sont vastes et en constante évolution. Elles incluent la détection précoce de maladies, la surveillance continue des patients et l'amélioration de la qualité de vie des personnes atteintes de maladies chroniques. Les progrès dans la miniaturisation, la biocompatibilité et l'efficacité énergétique des antennes ouvrent de nouvelles perspectives pour des systèmes de santé plus connectés et réactifs.

En somme, les antennes jouent un rôle crucial dans l'avancement des technologies biomédicales, offrant des solutions innovantes pour le suivi et le traitement des patients. Les recherches continues dans ce domaine sont essentielles pour surmonter les défis techniques et améliorer les performances des dispositifs médicaux sans fil.

Chapitre III

Simulation et réalisation.

III.1 Introduction

Dans le domaine biomédical, les antennes à ultra large bande (ULB) occupent une place essentielle en raison de leur capacité à transmettre et à recevoir des signaux couvrant une large gamme de fréquences. Ces antennes sont particulièrement adaptées aux exigences des applications biomédicales modernes, telles que la télémédecine, les dispositifs médicaux sans fil implantables ou portables, ainsi que les systèmes d'imagerie médicale haute résolution. Leur bande passante étendue permet de garantir une transmission de données rapide, fiable et avec une faible latence, ce qui est crucial dans les contextes cliniques.

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à la conception, la simulation et la caractérisation expérimentale d'une antenne ULB destinée à des applications biomédicales. Pour cela, nous utiliserons le logiciel CST Microwave Studio, un outil de référence pour la modélisation électromagnétique 3D. Nous présenterons dans un premier temps les principales fonctionnalités de ce logiciel, avant de détailler les étapes de conception de l'antenne imprimée, de son optimisation et de sa fabrication. Ensuite, nous aborderons les mesures expérimentales, en mettant le coefficient de réflexion (S_{11}) et du diagramme de rayonnement, afin d'évaluer les performances réelles de l'antenne et de valider son adéquation avec les contraintes des environnements biomédicaux.

III.2 Description générale de l'interface CST

CST Studio Suite (Computer Simulation Technology) est une plateforme logicielle intégrée regroupant un ensemble de solveurs numériques dédiés à la modélisation et à l'analyse de phénomènes électromagnétiques (EM) sur une large gamme de fréquences. Elle permet l'étude précise de systèmes EM complexes en s'appuyant sur des approches de simulation hybrides, combinant différents types de solveurs (FEM, FDTD, MoM, TLM, etc.) selon les exigences physiques et géométriques du problème. [72]

Cette approche multi physique facilite l'analyse complète de systèmes dans leur environnement opérationnel, tout en réduisant significativement les cycles de conception et de prototypage. Au-delà des applications EM classiques, CST Studio Suite s'adapte à des domaines connexes comme la conception d'antennes, de composants RF, de moteurs électriques, ou encore à des applications avancées en recherche scientifique, en intégrant des couplages thermiques, mécaniques ou de compatibilité électromagnétique (CEM).

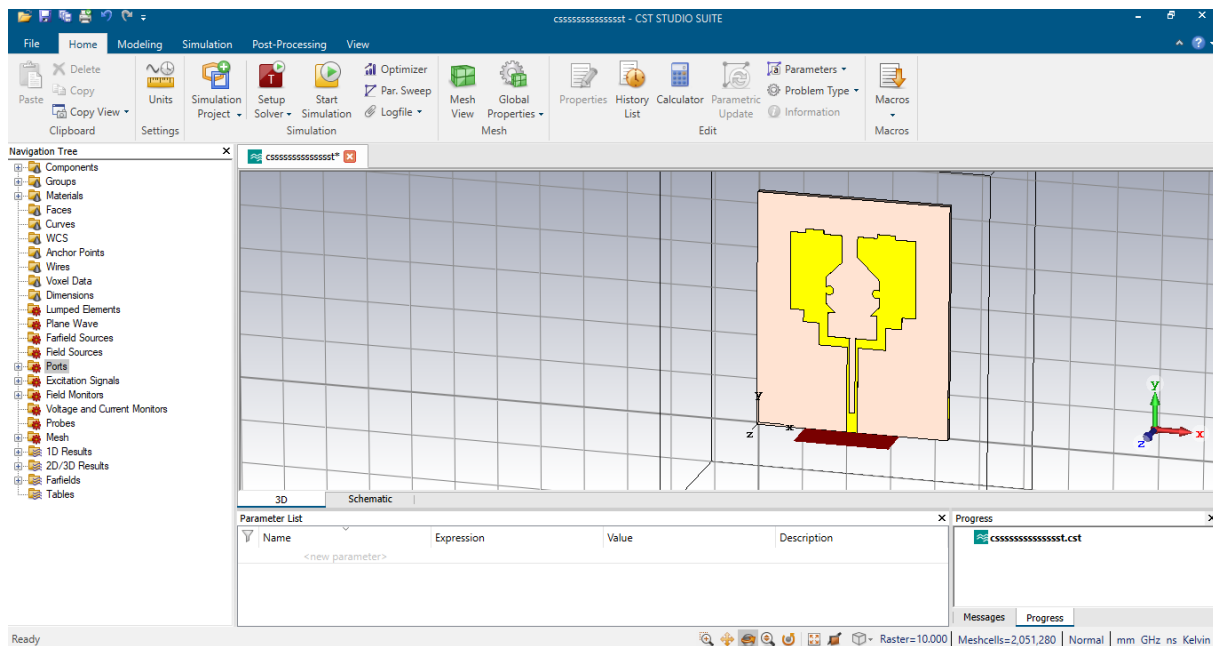


Figure III.1 : l'interface du CST studio

En haut de l'interface, se trouve une barre d'outils contenant des raccourcis vers les principales fonctions du menu.

- À gauche, un arbre de navigation permet d'accéder facilement aux éléments du projet, comme la structure ou les résultats de simulation.
- Au centre, le plan de travail affiche la structure modélisée en trois dimensions.
- En bas de l'interface, vous trouverez :
 - Une liste de paramètres regroupant les variables utilisées dans la simulation.
 - Une zone de messages indiquant si chaque étape s'est déroulée correctement ou affichant les éventuelles erreurs.

III.3 Description de l'antenne de base

L'antenne patch retenue est de forme rectangulaire et alimentée par une ligne micro-ruban. L'antenne est composée d'un patch rectangulaire imprimé sur la face supérieure d'un substrat en **FR-4** caractérisé par une permittivité relative $\epsilon_r = 4.3$, une tangente de perte égale à 0.025 et une épaisseur de **1,5 mm**. Le plan de masse situé sur la face inférieure du substrat et de longueur $L_g=21$, L'alimentation est assurée par une ligne microbande de longueur $L_f=24$ présentant une impédance de **50 Ohms**.

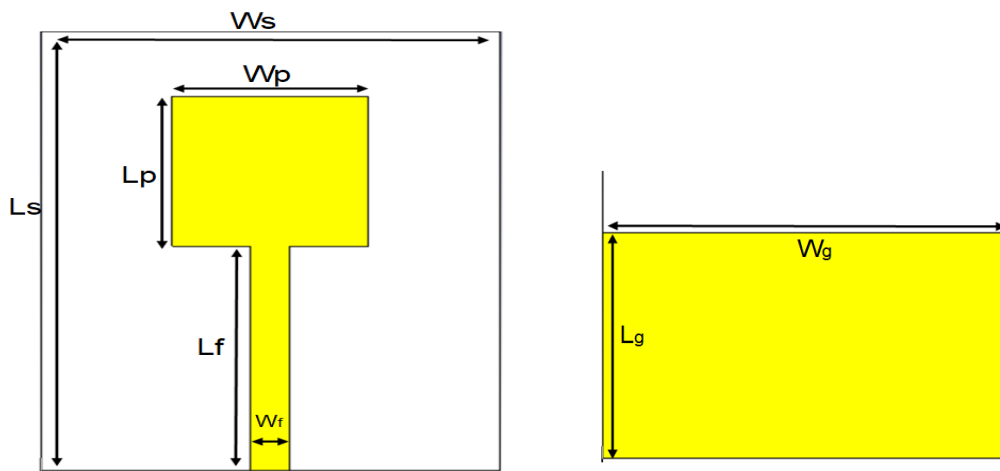
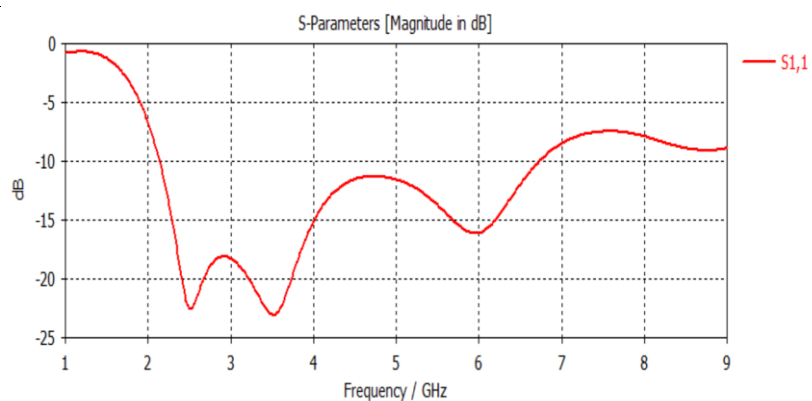
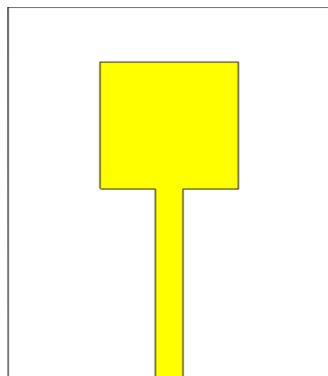


Figure III.2 : Géométrie de l'antenne de base

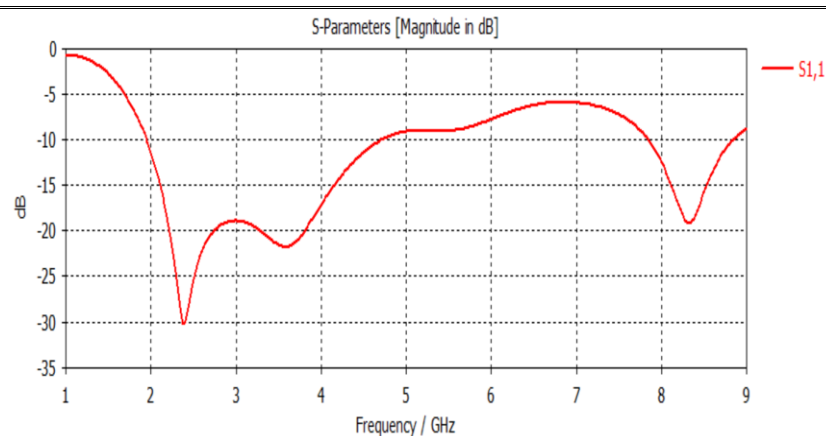
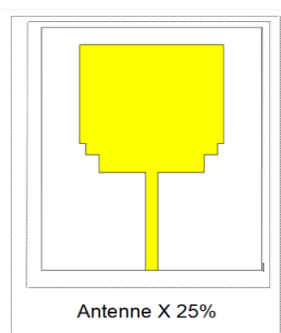
Paramètre	(mm)
W_s	35
L_s	47
W_f	3
L_f	24
W_p	15
L_p	16
L_g	21

Tableau III.1 : Paramètres géométriques de l'antenne de base

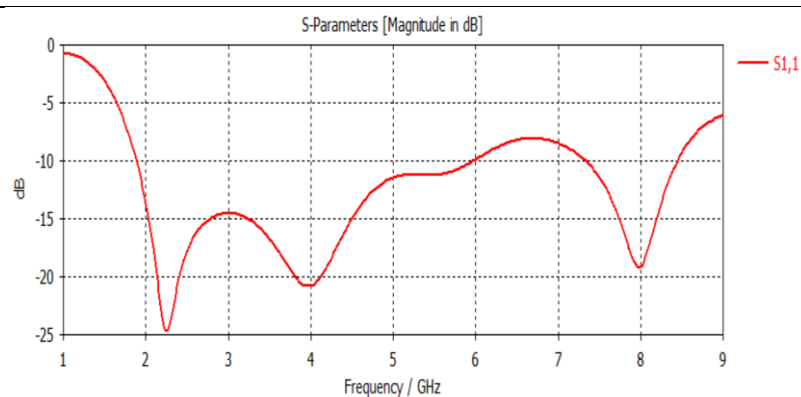
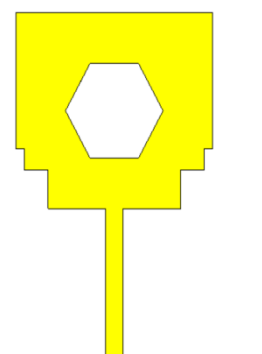
III.4 Les étapes de conception



L'antenne 01 de base est ultra large bande avec une gamme de fréquences de $f_1 = 2.14$ GHz à $f_2 = 6.75$ GHz.



L'antenne 02 reste ultra large bande, avec une gamme de fréquences s'étendant de $f_1 = 1.94$ GHz à $f_2 = 4.72$ GHz.



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 $f_1 = 1.9$ GHz à $f_2 = 5.97$ GHz.

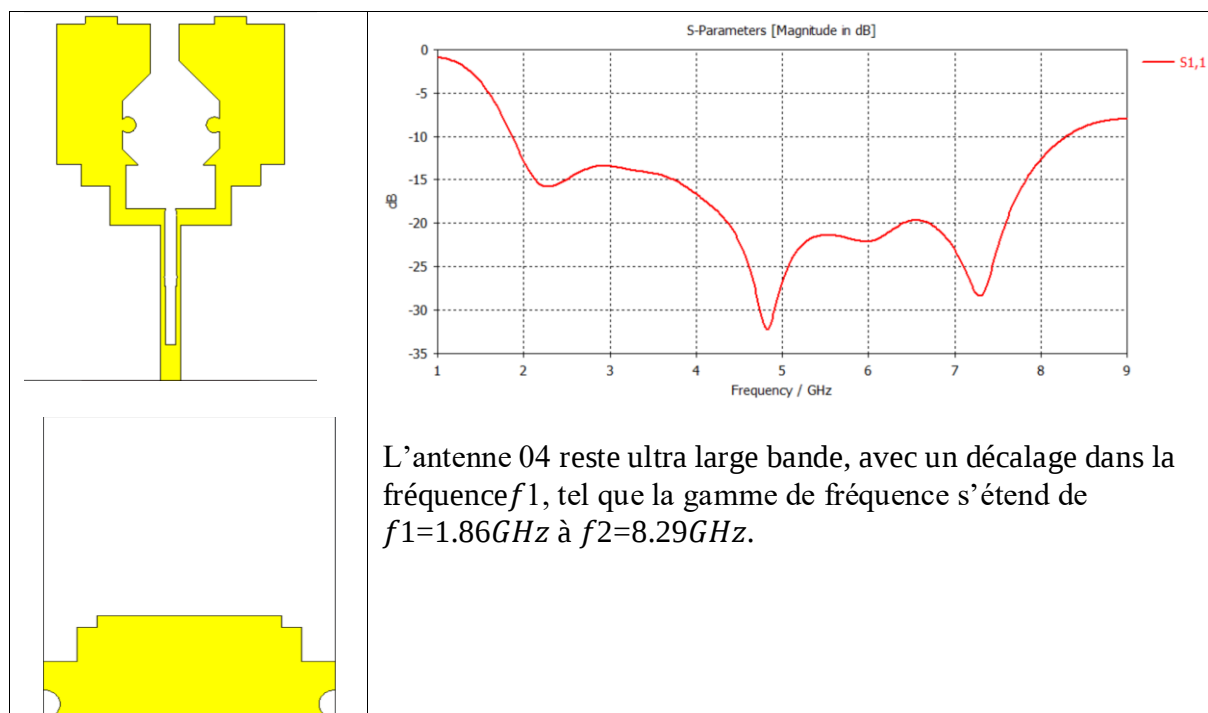


Tableau III.2 : Les étapes de conception

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

III.5 Dimensionnement de l'antenne optimisée

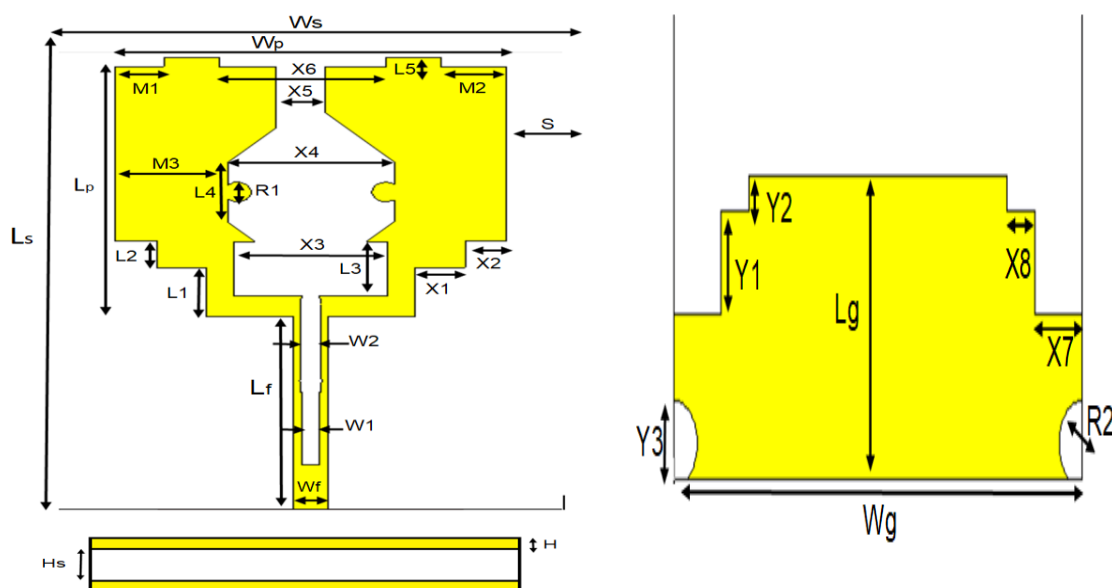


Figure III.3: Dimensionnement de l'antenne optimisée

L_g	17.4	W_g	W_s	X_7	5
L_s	53	W_s	43.2	X_8	3
L_f	19.4	W_f	2	M_1	3.5
L_p	25.2	W_p	28.2	M_2	4.7
L_1	5	W_1	1.2	M_3	8.1
L_2	2.68	W_2	1.4	S	7.5
L_3	5.5	X_1	3.6	R	9
L_4	6	X_2	3	R_1	1
L_5	0.9	X_3	11	R_2	2.5
Y_1	6	X_4	12	H	0.035
Y_2	2	X_5	3.5	HS	1.5
Y_3	4.5	X_6	12		

Tableau III.3: les différents paramètres de l'antenne.

III.6 Réalisation et mesure expérimentale

III.6.1 Description du matériel et réalisation

Le graveur de circuits imprimés LPKF ProtoMat S103 est conçu pour le prototypage ainsi que pour la fabrication de petites séries. Il est spécialement configuré pour répondre aux exigences des applications en radiofréquence (RF) et micro-ondes. Son limiteur de profondeur pneumatique sans contact permet également le traitement de substrats souples et flexibles aux surfaces délicates. Par ailleurs, le ProtoMat S103 offre la possibilité de détacher avec précision des circuits imprimés flexibles, même de formes irrégulières, à partir de panneaux plus grands

Le logiciel système **LPKF Circuit Pro** est une application performante qui intègre deux fonctions clés de la fabrication de circuits imprimés : l'édition des fichiers de conception et la gestion des machines. Les traceurs de circuits imprimés LPKF sont pilotés par cette application, fonctionnant sous Windows.

Circuit Pro permet d'importer facilement vos données CAO ainsi que vos listes d'outils et d'ouvertures, et vous accompagne étape par étape tout au long du processus de fabrication. Les données de conception sont divisées en différentes étapes, puis préparées en vue de la production. Des assistants intégrés facilitent la navigation à travers les différentes étapes, en signalant les actions nécessaires comme le remplacement manuel d'un outil ou le retournement du matériau pour la réalisation de circuits double face. [73]

Le logiciel offre également la possibilité de générer des modèles pour les masques de soudure et d'imprimer les légendes. En fonction du modèle de machine utilisé, Circuit Pro prend aussi en charge le changement automatique des outils avec ajustement de précision.

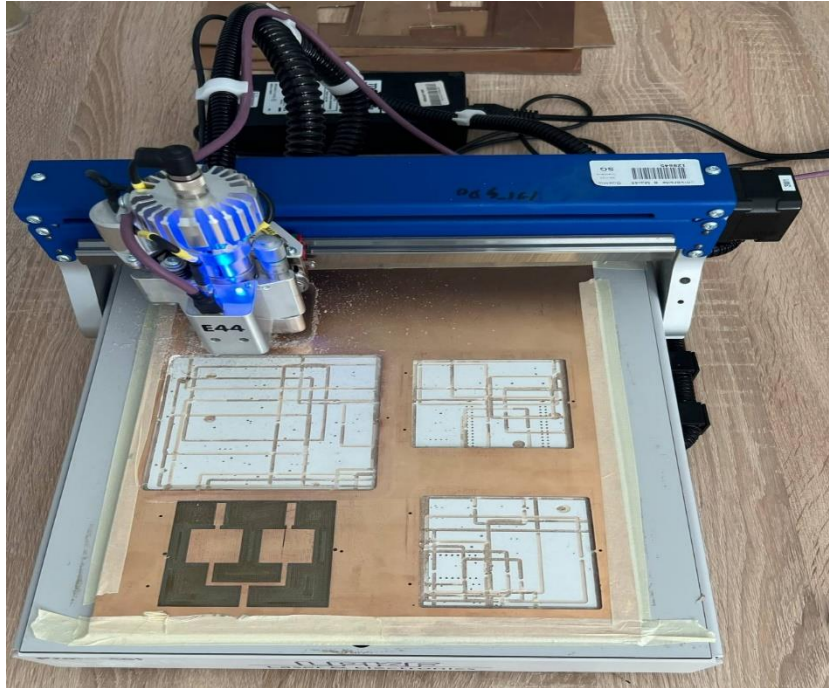


Figure III.4: la machine ProtoMap

L'antenne réalisée dans la machine ProtoMap est présentée dans la figure III.5

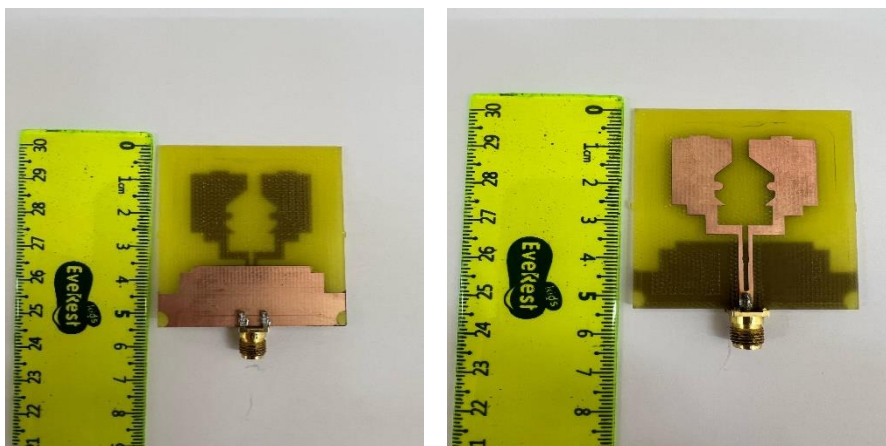


Figure III.5: l'antenne réalisée.

III.7 Mesures expérimentales

III.7.1 Mesure de coefficient de réflexion S_{11}

La mesure est réalisée par un analyseur de réseau ZNB 20-VECTOR NETWORK fonctionne de 100 kHz à 20GHz disponible dans notre département (figure 3.6)

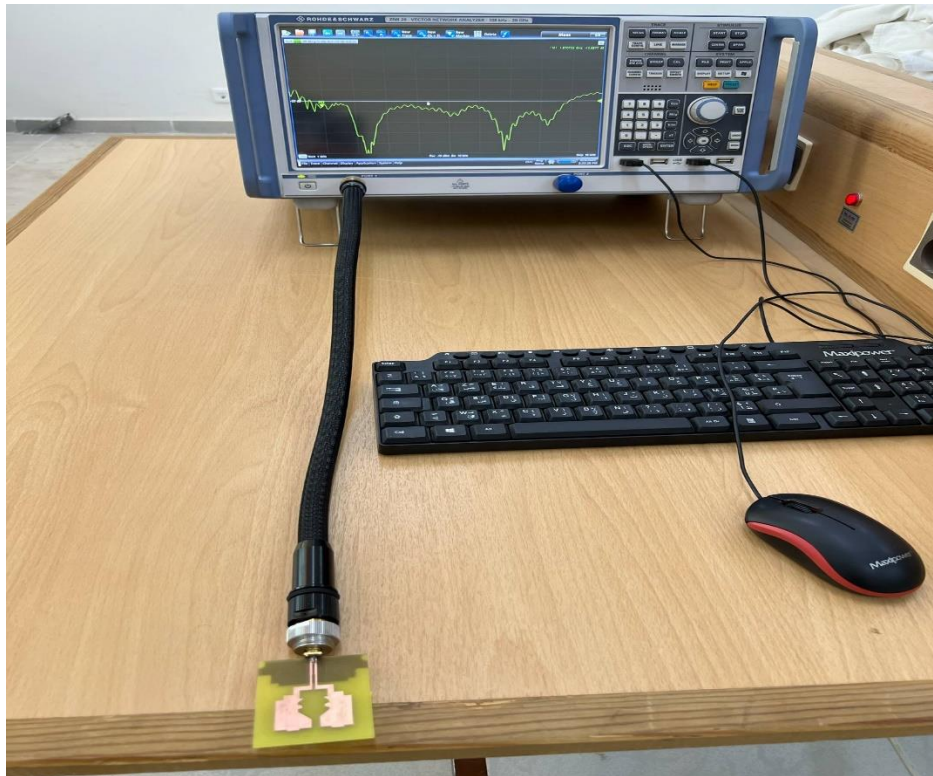


Figure III.6: ZNB 20-VECTOR NETWORK ANALYSER.

Après calibration de l'analyseur de réseaux sur la bande 1-9 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 III.7

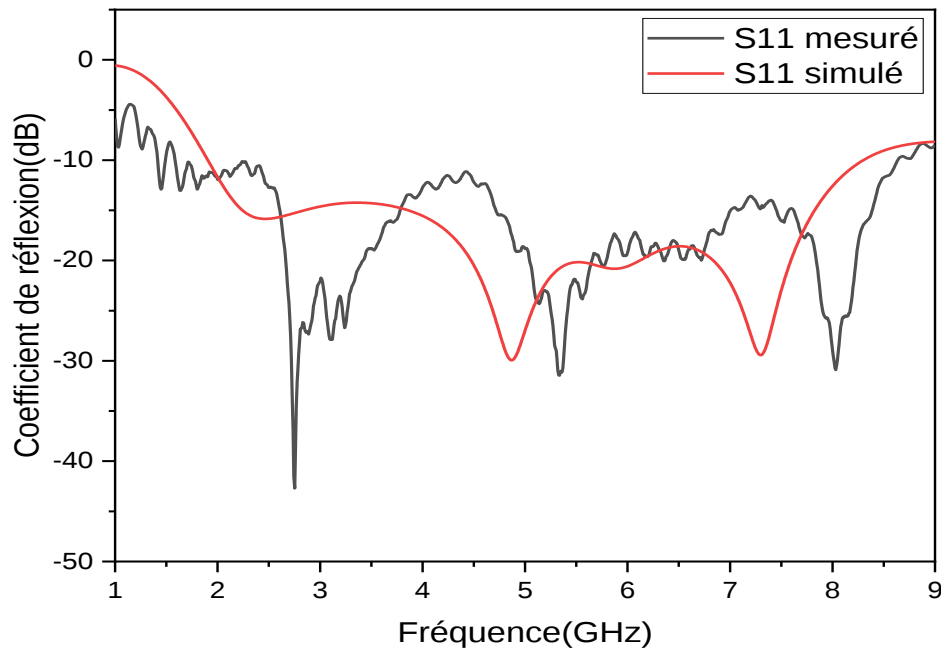


Figure III.7: Comparaison entre le S_{11} simulé et mesuré

D'après cette figure les résultats obtenus simulés et mesurés sont quasiment convergents entre eux, nous constatons dans la bande de fréquence 2GHz à 3.5GHz que les résultats de mesure et de simulation ne sont pas en concordance. Nous remarquons aussi un petit décalage de $\Delta F=0.5\text{GHz}$ à partir de la fréquence 3.5 GHz entre les deux courbes. Cette différence est peut être liée aux : Erreurs dimensionnelles résultant d'une gravure imprécise lors de la phase de fabrication, à L'emplacement du connecteur SMA ou bien à la qualité de soudure. La variation de S_{11} de l'antenne réalisée dans la bande 2GHz à 9GHz montre trois pics de fréquences : $f_1=2.7\text{GHz}$ (-45dB), $f_2=5.3\text{GHz}$ (-31dB), $f_3=8.1\text{GHz}$ (-31dB) .

III.7.2 Taux d'onde stationnaire (VSWR)

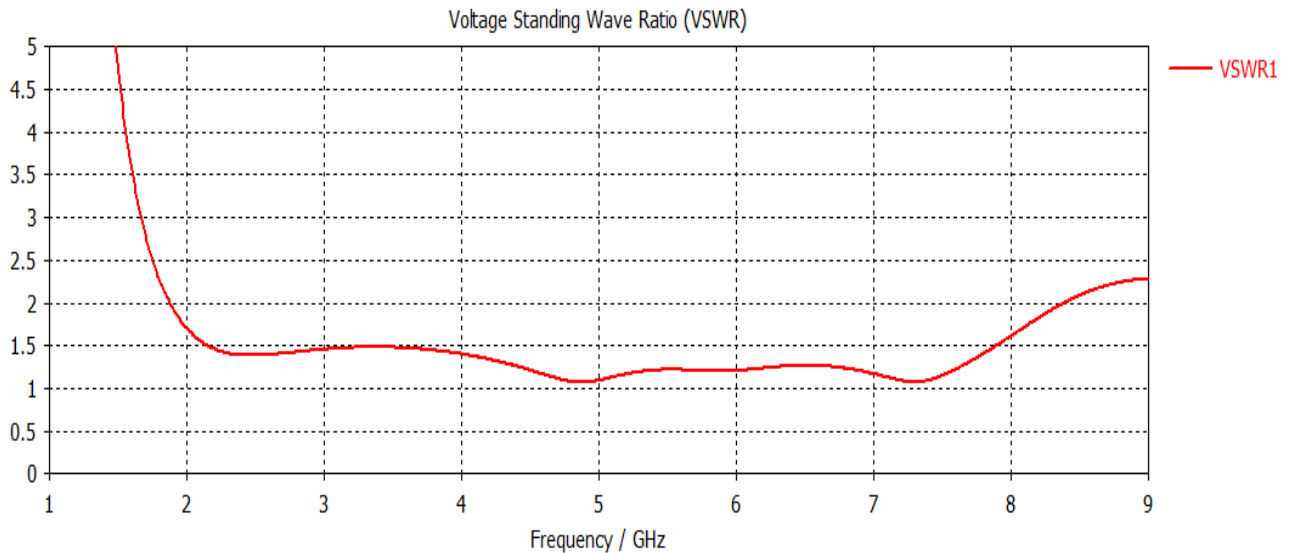


Figure III.8 : VSWR simulé en fonction de la fréquence.

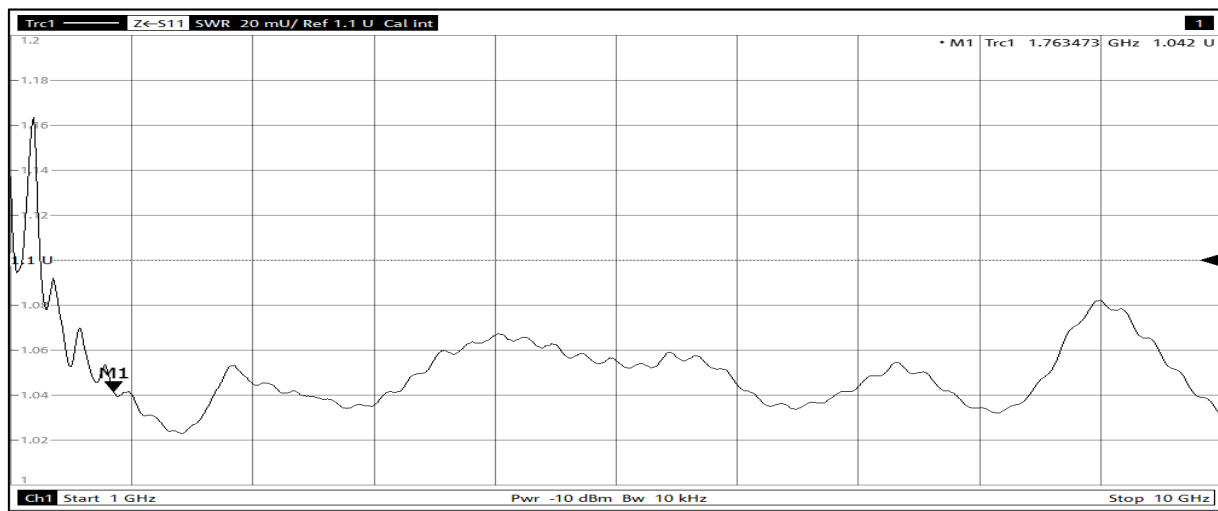


Figure III.9: VSWR mesuré en fonction de la fréquence.

Nous observons que à travers les deux figures, une concordance entre les résultats de mesure et de simulation du VSWR. La valeur du rapport d'ondes stationnaires (VSWR), inférieure à 2 sur la plage de fréquences allant de 1 GHz à 9 GHz, indique une bonne adaptation de l'antenne dans cette gamme.

III.7.3 Impédance caractéristique Z_{11}

La figure III.10 et figure III.11 montrant l'impédance Z_{11} réelle et imaginaire simulée et mesurée d'une antenne à l'aide de l'analyseur de réseau

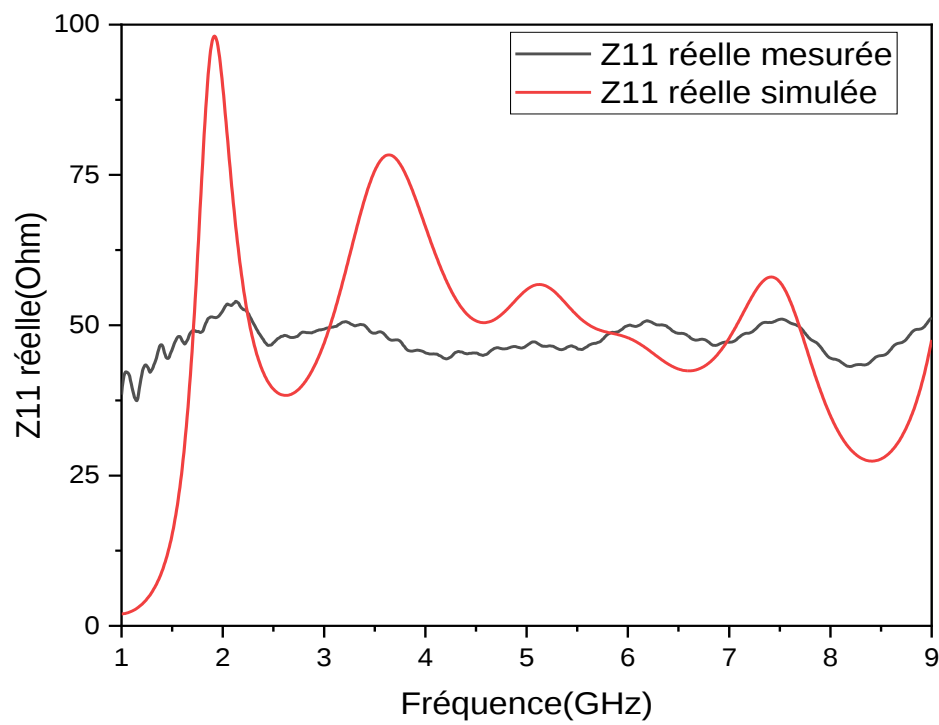


Figure III.10: impédance réelle simulée et mesurée de l'antenne biomédicale.

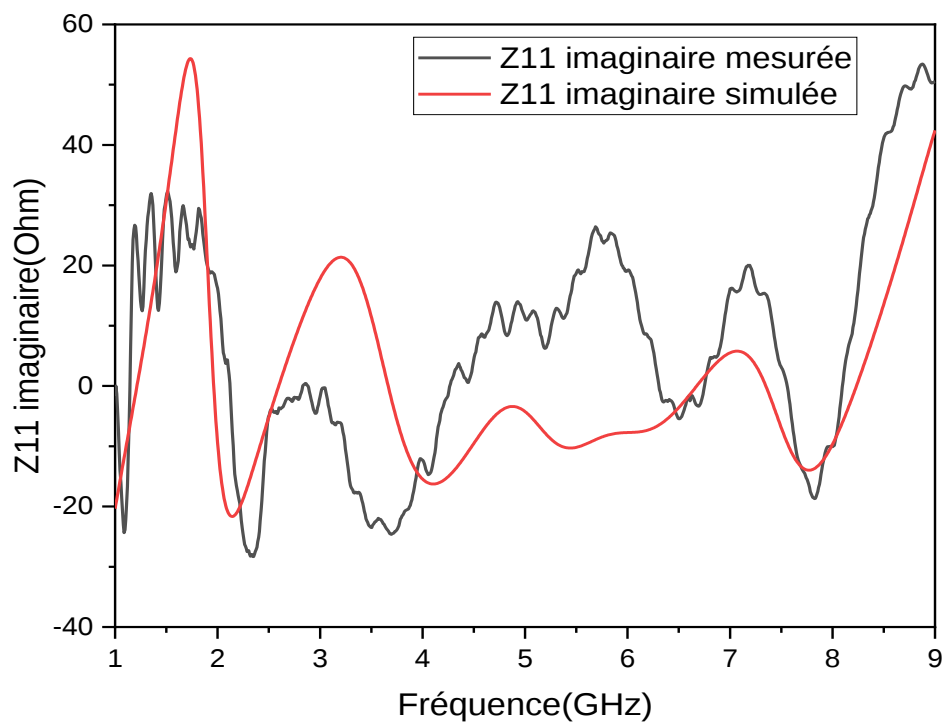


Figure III.11 : Impédance imaginaire simulée et mesurée de l'antenne biomédicale.

On constate que les résultats des mesures et des simulations sont quasiment identiques. La figure III.11 montre 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 90 ohms et un minimum de 37 ohms. Pour la partie imaginaire de l'impédance d'entrée, on obtient une variation entre $+j20$ et $-j21$ dans la bande passante de l'antenne et oscillent autour de 0 ohms.

III.7.4 Mesure du diagramme de rayonnement

Le banc de mesure est un système automatisé qui permet de caractériser avec précision la performance directionnelle d'une antenne en mesurant la répartition spatiale de son rayonnement, et se compose de : antenne réalisée, antenne de référence, positionneur angulaire rotatif, analyseur de réseau vectoriel, câbles coaxiaux RF, ordinateur avec logiciel de contrôle et d'analyse, règle graduée pour l'espacement inter-antennes.

Les mesures de diagramme de rayonnement sont réalisés à :

- A la fréquence de 2 GHz
- Dans deux positions (Verticale, Horizontale).

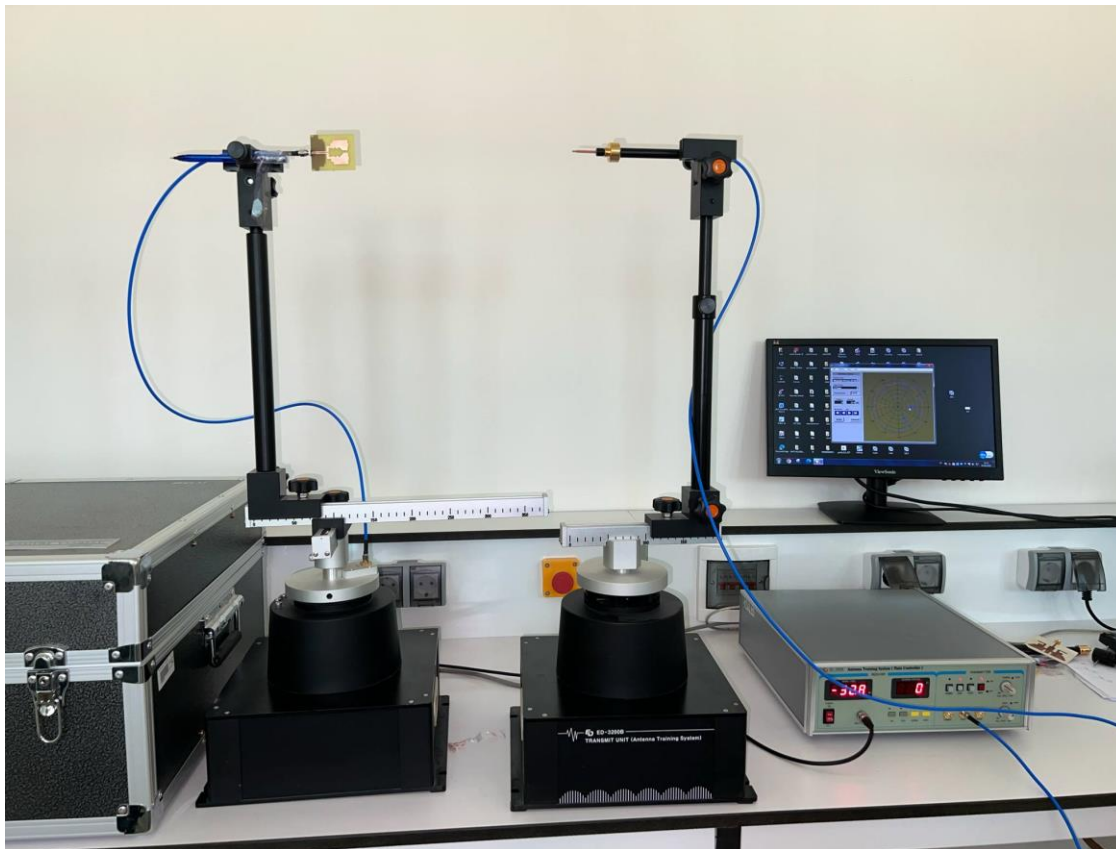


Figure III.12: Banc de mesure de diagramme de rayonnement

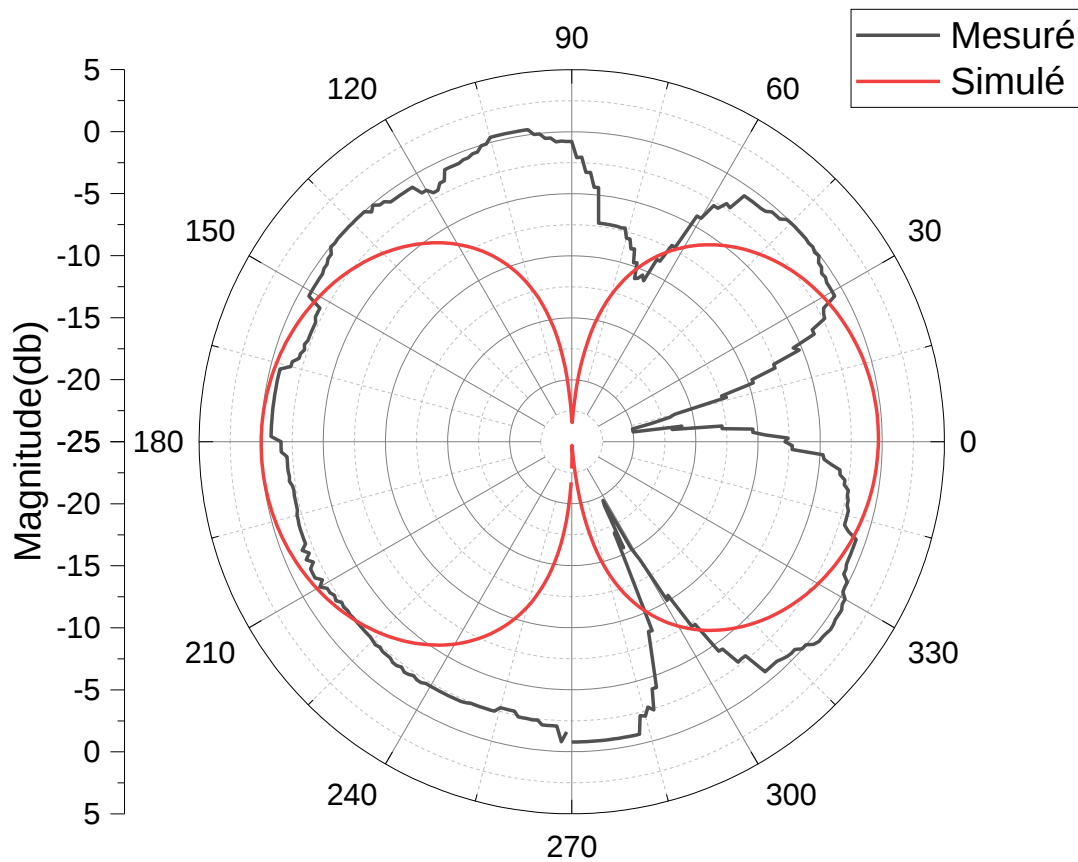


Figure III.13: Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan E.

Les diagrammes simulé et mesuré dans le plan E sont quasiment identiques et présente bien une forme en huit ce qui signifie que l'antenne proposée est Bi-directive. Nous remarquons que le diagramme mesuré a une chute de puissance de -20dB à la direction 12 degrés et un décalage de rayonnement. Cette atténuation peut être liée aux interférences et les rayonnements externes dans la salle des mesures.

- Pour le diagramme simulé les lobes principaux sont symétriques et semblent centrés autour de 0 degrés et 180 degrés, le gain simulé maximal est d'environ -10 dB dans ces directions
- Pour le diagramme mesuré les lobes principaux sont également présents autour de 0 degrés et 180 degrés, mais ils sont moins symétriques et présentent quelques variations. le gain mesuré maximal est légèrement supérieur au gain simulé, atteignant environ -5 dB

et plus proche de 0 dB dans certaines directions au sein de ces lobes

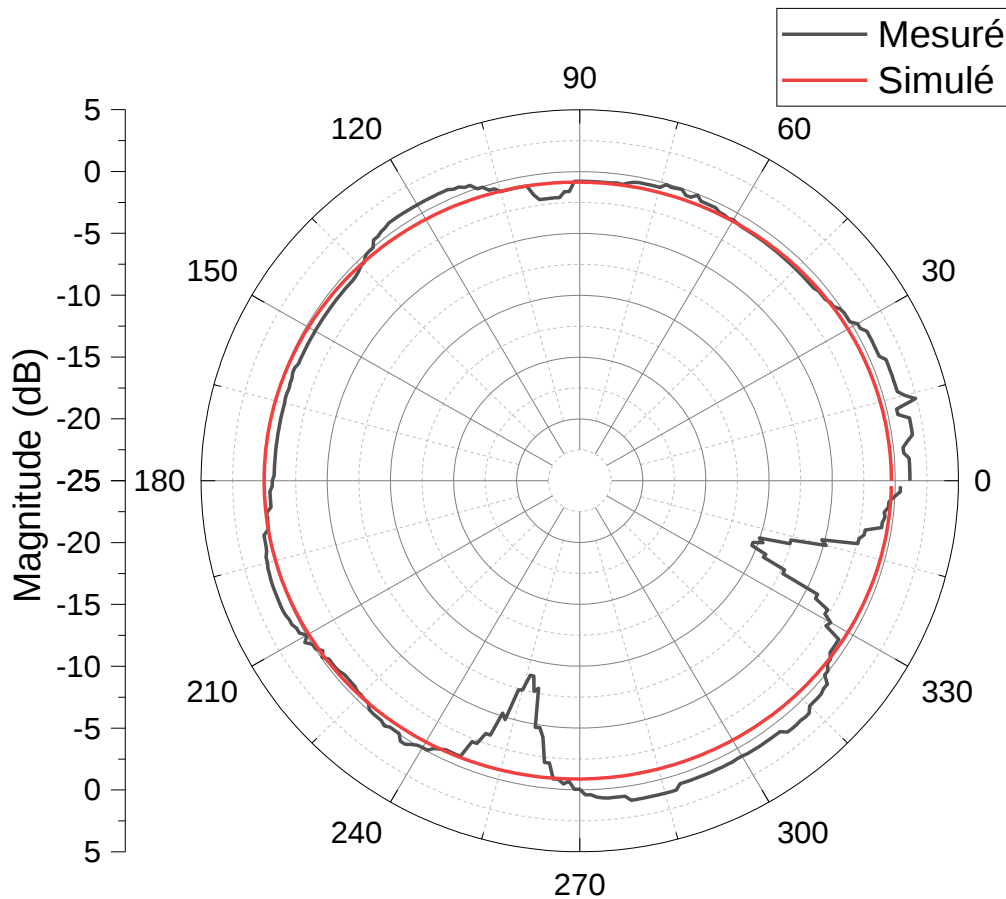


Figure III.14 : Diagramme de rayonnement simulée et mesurée dans le plan H.

La figure 3.14 montre que l'antenne est omnidirectionnelle qui rayonne dans toutes les directions. Le diagramme de rayonnement simulé et mesuré est quasiment identique. On remarque présence des chutes dans le diagramme mesuré à la direction 257° (-8 dB) et à la direction 340° (-10dB). Ces chutes de puissances peuvent être liées aux interférences et les rayonnements externes dans la salle des mesures.

III.8 Test de détection

L'efficacité de l'antenne proposée pour des applications biomédicales, notamment dans la détection de tumeurs, a été validée expérimentalement. Pour ce faire, le prototype fabriqué a

d'abord été placé à une distance de 15 mm d'un morceau de chair de poulet sain, comme illustré à la figure III.15. Ensuite, dans des conditions identiques, l'antenne a été positionnée à la même distance d'un autre échantillon de chair de poulet contenant une bille métallique enfouie, représentant une tumeur simulée.

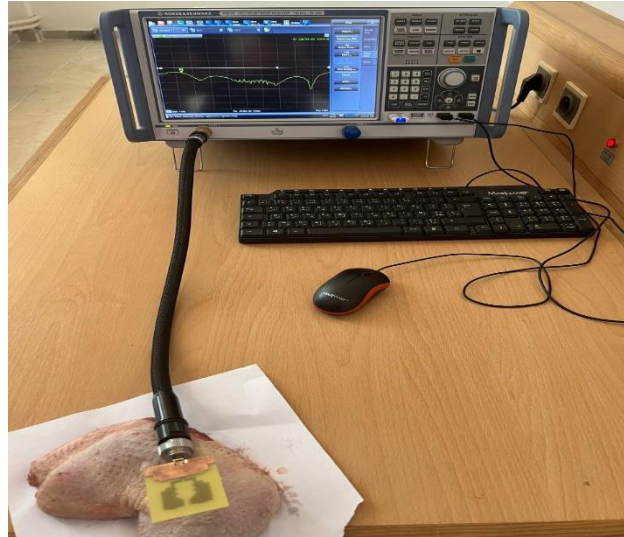


Figure III.15 : Mesure de coefficient de réflexion pour la détection des tumeurs.

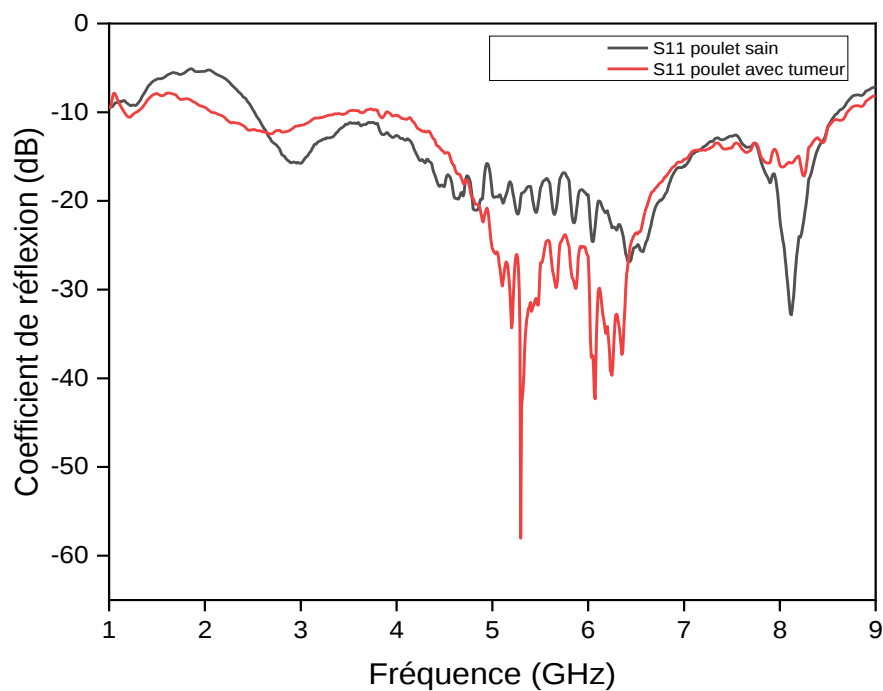


Figure III.16 : Mesure de coefficient de réflexion avec et sans tumeur.

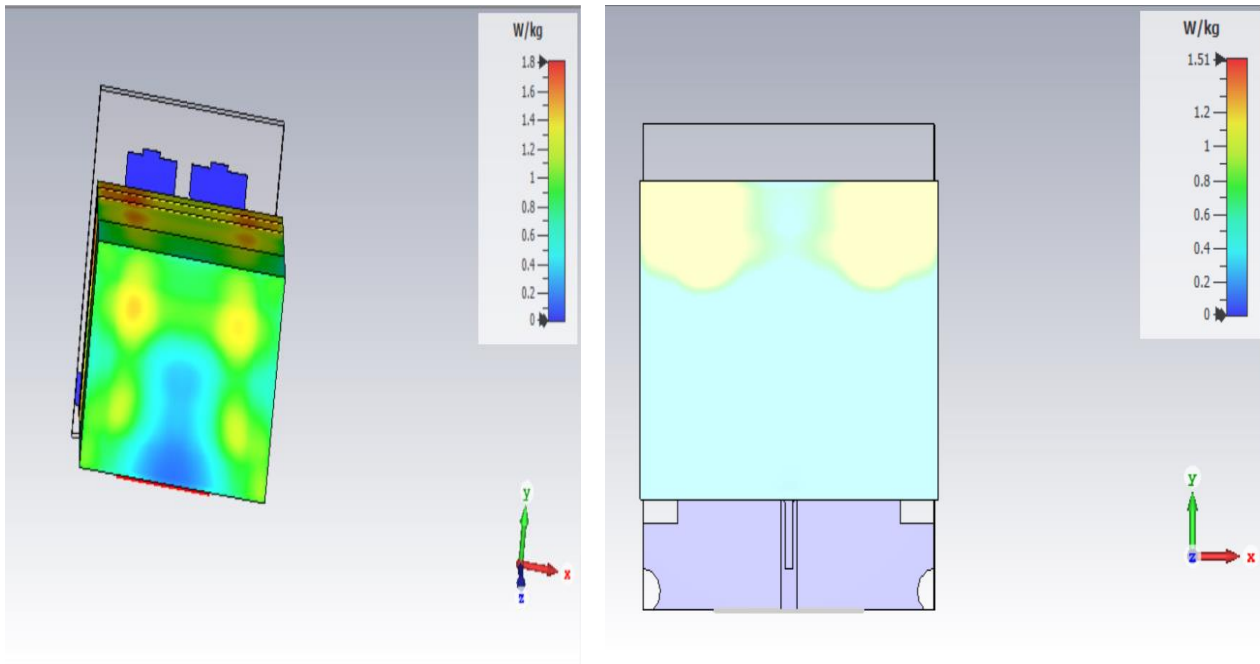
Les résultats du coefficient de réflexion mesuré de l'antenne proposé pour les deux cas sont comparés à la figure III.16. Il est clairement que la présence de la tumeur (la boule de fer) présente plusieurs perturbations sur le coefficient de réflexion dans la bande de travail de l'antenne proposée. Notamment dans la bande de fréquence 5 à 7GHz ou la présence de la tumeur a amélioré la valeur de coefficient de réflexion avec des pics atteint jusqu'à (-60dB) par rapport à l'absence de la tumeur où ces derniers

Autour de -25dB. Nous remarquons aussi une perturbation de S_{11} à la fréquence 8GHz (-33dB). Ces résultats obtenus signifient que les tissus biologiques sains et tumoraux possèdent des propriétés diélectriques (perméabilité et conductivité) différentes. Nous concluons à partir des résultats que l'antenne fabriquée est adaptée aux applications de détection des tumeurs.

III.9 SAR :

SAR (ou débit d'absorption spécifique en français) est une mesure qui indique la quantité d'énergie électromagnétique absorbée par le corps humain, exprimée en watts par kilogramme (W/kg), lorsqu'il est exposé à un champ électromagnétique, La SAR est employée pour fixer des normes de sécurité permettant de veiller à ce que l'exposition aux ondes électromagnétiques demeure à des niveaux acceptables pour la santé

La figure III.17 montre les valeurs du SAR de l'antenne en présence du tissu biologique, aux fréquences suivantes : $f_1 = 6 \text{ GHz}$, $f_2 = 7 \text{ GHz}$.

a) $f_1 = 6 \text{ GHz}$,b) $f_2 = 7 \text{ GHz}$ **Figure III.17** : SAR d'antenne avec le tissu biologique.

Dans cette partie, nous avons calculé les valeurs du SAR pour deux fréquences différentes : $f_1 = 6 \text{ GHz}$ (1.8 W/kg), $f_2 = 7 \text{ GHz}$ (1.51 W/kg) en considérant une masse de tissu de 10 grammes. Nous avons également pris en compte une limite de SAR fixée à 2 W/kg , couramment utilisée comme critère de sécurité. Cette limite vise à garantir que l'exposition aux champs électromagnétiques demeure en deçà des niveaux jugés sans danger pour la santé humaine.

Pour calculer les valeurs de SAR d'après le S_{11} nous avons la formule suivante

- $SAR_{moyen} = \frac{P_{abs}}{m}$

F1= 6

- $P_{abs} = P_{incident} \times (1 - |S_{11}|^2)$
- $P_{incident} = 12 \text{ dBm} = 15.85 \text{ mW}$
- $|S_{11}|^2 = 0.008512$
- $(1 - |S_{11}|^2) = 0.991488$
- $P_{abs} = 15.85 \times 0.991488 = 15.71$
- $SAR_{moyen} = \frac{P_{abs}}{m}$
- $SAR_{moyen} = \frac{15.71}{10} = 1.57 \text{ W/Kg}$

F2 = 7GHZ

- $P_{abs} = P_{incident} \times (1 - |S_{11}|^2)$
- $P_{incident} = 12 \text{ dBm} = 15.85 \text{ mW}$
- $|S_{11}|^2 = 0.001698$
- $(1 - |S_{11}|^2) = 0.998302$
- $P_{abs} = 15.85 \times 0.998302 = 15.82$
- $SAR_{moyen} = \frac{P_{abs}}{m}$
- $SAR_{moyen} = \frac{15.82}{10} = 1.58 \text{ W/Kg}$

Nous remarquons que les valeurs calculées sont plus proches aux valeurs mesurées dans CST

III.10 Conclusion :

Ce chapitre traite de la simulation, de la fabrication et de l'évaluation d'une antenne patch ultra large bande, spécialement conçue pour répondre aux exigences des applications biomédicales. Les différentes étapes de conception, allant de la modélisation numérique à la réalisation physique, sont détaillées et analysées. Les résultats expérimentaux obtenus montrent une bonne Concordance avec les simulations, validant ainsi la performance du prototype. De manière générale, les mesures confirment que l'antenne développée répond aux spécifications nécessaires Pour une utilisation efficace dans le domaine biomédical.

Conclusion générale

Ce mémoire a porté sur la conception et la réalisation d'une antenne ultra large bande (ULB) destinée aux applications biomédicales, couvrant une gamme de fréquences allant de 1GHz à 9 GHz. L'objectif principal de cette étude était de développer une antenne optimisée répondant aux exigences biomédicales, notamment en termes de compacité, de performance et de fiabilité.

Une revue approfondie des notions fondamentales liées aux antennes a été réalisée. Nous avons étudié les différents types d'antennes, en concentrant sur les antennes imprimées, leurs caractéristiques, ainsi que les diverses techniques d'alimentation. Les applications biomédicales exploitent les antennes ULB pour des domaines tels que l'imagerie médicale, la télésurveillance et la télémédecine, grâce à leur large bande passante, leur haute résolution et leur fiabilité.

Dans cette optique, nous avons conçu une antenne patch ULB sur un substrat FR-4, aux dimensions globales de $53 \times 43,2 \times 1,55 \text{ cm}^3$. Des simulations numériques avancées ont été menées à l'aide du logiciel CST. Les performances de l'antenne ont été optimisées par simulation, puis vérifiées par une caractérisation expérimentale après fabrication. Les résultats expérimentaux ont confirmé la pertinence de notre approche et démontré que l'antenne développée répond efficacement aux exigences des applications biomédicales.

En conclusion, ce mémoire met en évidence l'importance de la conception d'une antenne ULB innovante dans la bande de 1 GHz à 9 GHz pour les applications médicales modernes. L'antenne proposée constitue un outil prometteur pour le diagnostic, la surveillance et le traitement des pathologies, en offrant des performances optimales dans des environnements critiques et sensibles.

Des perspectives intéressantes s'ouvrent pour la suite de ce travail, notamment l'intégration de matériaux biocompatibles pour une utilisation plus directe sur ou dans le corps humain, ainsi que la miniaturisation de la structure pour des dispositifs portables ou implantables. Par ailleurs, l'adaptation de l'antenne à des supports flexibles et son intégration dans des systèmes connectés, exploitant des technologies avancées telles que la 5G ou l'intelligence artificielle, pourraient renforcer son efficacité et étendre son champ d'application en télémédecine et en médecine personnalisée.

Bibliographies

- [1] <https://www.studysmarter.fr/resumes/ingenierie/ingenierie-des-telecommunications/antennes/>
- [2] <https://www.techno-science.net/>
- [3] <https://fr.uncuco.com/>
- [4] <https://www.radio.fr/s/techno-science>
- [5] Salhi Fethallah, Gargauoa Med Amine "Conception d'une antenne large bande pour les Applications satellitaires ", université d'ain témouchent belhaj bouchaib Mémoire de Master , 2021
- [6] <https://www.radio-land.fr/fr/155-large-bande>
- [7] https://www.bmweb.fr/radio/mat_antennes
- [8] https://lms.fun-mooc.fr/c4x/MinesTelecom/04009/asset/MOOC_fiche_antenne_v4.pdf
- [9] A. Boyer « Cours_antennes_oct11_v4_5RT », INSA Toulouse, octobre 2011
- [10] Abdenour Yassine, Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie " Étude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales", 2019.
- [11] D. Daniels, "Surface-penetrating radar", British Library Cataloguing in Publication Data, 1996.
- [12] Leila Chouitti, "contribution à l'étude d'antenne imprimées rectangulaires doubles bandes et multi-bandes tenant compte de l'effet de couplage", Thèse magistère, Institut d'électronique, Université de Constantine, 2009.
- [13] <https://www.techniques-ingenieur.fr/>
- [14] <https://www.thalesgroup.com/fr>
- [15] <https://www.clicours.com/les-antennes-imprimees-pour-les-laptops>
- [16] <https://fr.scribd.com/documen>
- [17] Zitouni Ahmed, "Etude et conception d'antennes ULB standards et à bandes rejetées, Thèse de Doctorat, Université Abou-Bekr Belkaid Tlemcen, Juin 2014.
- [18] Adrien Godard. " Conception et réalisation d'un radar ultra large bande impulsionnel agile (300MHz-3GHz) ". Thèse de Doctorat. Université de Limoges, 2019.
- [19] Laurence Babour . " Etude et conception d'antennes ultra large bande " thèse de doctorat , Institut de Microélectronique, Electromagnétisme et Photonique , Grenobl, 7 mai 2009.
- [20] Jianxin Liang, "Antenna study and design for ultra WideBand communication applications", thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université de London, 2006.
- [21] Soltane Samia, "Etude et Caractérisation d'antennes imprimé pour système ultra-large band

”, Mémoire de master Université Mohamed Khider Biskra, novembre 2015

[22]Ziani kararti, ” étude et conception d’antenne ultra large bande ” thèse magister, université Abou bakr belkaid-Tlemcen, 2011

[23]D. Khedrouche, " Modélisation des antennes microbandes par une analyse tridimensionnelle rigoureuse en utilisant une méthode intégrale," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 06/ 2009.

[24]D. Aissaoui, " Analyse a l’aide de modèles équivalents d’antennes imprimées alimentées par ligne adaptées ", Mémoire de Magister, Université de Abou Baker BelkaidTlemcen , 03/2007

[25]M. Titaouine, " Analyse des antennes microrubans de forme arbitraire par la méthode des moments et le modèle généralisé de la cavité", Thèse de Doctorat, Université de Sétif, 09/ 2007

[26]B .Zaoui , "Modélisation d'une antenne microruban compacte", Master academique , Université EchahidHamma Lakhdar El oued,06/2015

[27]L. I. Basilio, M. A. Khayat, J. Williams, S. A. Long, "The dependence of the input impedance on feed position of probe and microstrip line fed patch antennas ", IEEE trans. AntennasPropagat. , vol. 49, pp. 45-47, 01/ 2001

[28]O. Picon,Coll, "Les Antennes, théorie, conception et applications", Dunod, Paris, 978-2-10-051989-7, 2009

[29] Bitchikh, Mounira. « Les antennes ultra large bande dans le domaine des communications mobiles. » Thèse de doctorat École Nationale Polytechnique, 2014.

[30] Guebougub, Nassima. « Contribution à l’étude des techniques de miniaturisation des antennes. Application aux réseaux sans fil et Ultra Large Bande. » thèse de doctorat, Université 8 Mai 1945 Guelma, 2022.

[31] Deghfel, Walid. Étude et conception d’une antenne patch ultra large bande ULB à bande rejetée.*Mémoire de Mster* Université Mohamed Boudiaf - M’Sila, 2017

[32] Hasna Boudra, ” Un Prototype de système de télésurveillance médicale basé sur les capteurs et les réseaux de capteurs sans fil”,Mémoire de Master Université du Québec à montreal, 2014

[33] Abdenour Yassine, ” Étude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales”, diplôme de MASTER, Université Aboubakr Belkaïd–Tlemcen –,2018

[34] Marion ALBOUY-LLATY, "La télémédecine", Télémédecine - Staff SP 30/03/2011.

[35] GHOUALI Samir, Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie, "

Développement d'applications de Télémédecine sur Smartphones", thèse de doctorat 21 Juin 2017.

[36] A. Franco, "La télémédecine au service de l'autonomie", La revue de médecine interne, vol. 24 ,pp. 390-393 ,2003

[37] collège de médecine du Québec, "La médecine la télémédecine et les technologies de l'information et de la télécommunication", 02 /2015 GUIDE D'EXERCICE

[38] Sandrine DEGOS, Joëlle BOUET, Rozenn GUELLEC, Rebecca AMMAR, "Pipame - E-santé : faire émerger l'offre française en répondant aux besoins présents et futurs des acteurs de santé", Date de parution : 2016, Couverture : Hélène Allias-Denis, Brigitte Baroin ; Édition : Martine Automme, Nicole Merle-Lamoot, ISBN : 978-2-11-139399-9

[39] Braun F., Berthier F, "Les interconnexions de la Régulation Médicale", Conférence Congrès Urgences 2009, chapitre 81. Paris ; 2009, pp.817-29.

[40] F. Brunet –28 octobre 2010, " La télémédecine".

[41] www.indexsante.ca

[42] <https://www.livi.fr>

[43] <https://journaldesinfirmiers.fr>

[44] Federaal agentschap voor geneesmiddelen en gezondheidsproducten, Agence fédérale des médicaments et des produits de santé, Eurostation II, " Informations sur les dispositifs médicaux à destination des patients".

[45](https://www.larousse.fr/encyclopedia/medical/stimulateur_cardiaque

[46] Loumé, Lise. "Implantation du plus petit pacemaker au monde". www.sciencesetavenir.fr. [Online] juin 2014

[47] centre hospitalier universitaire de Toulouse " Implant cochléaire " Professeur Olivier Deguine pôle céphalique.

[48] <https://www.curic.ch/quest-ce-quun-implant-cochleaire>

[49]"La rétine artificielle : un espoir pour les malvoyants."
<https://www.inserm.fr>

[50]"Implant rétinien – Technologie biomédicale au service de la vision."
<https://www.usherbrooke.ca>

[51] Publications sur les implants visuels et la neurostimulation rétinienne.
<https://www.nature.com/natbiomedeng>)

[52] <https://www.futura-sciences.com/sante/actualites/medecine-retine-artificielle-dispositif-prometteur-dmla-25951>

[53] <https://www.sfed.org/>

[54] <https://www.nature.com/nrgastro/articles>

[55] Boudechiche Djamel Eddine, « Codage vidéo distribué pour les images médicales ». thèse de doctorat Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou.2018

[56] <https://www.cancer.fr/>

[57] <https://www.estro.org/>

[58] <https://images.app.goo.gl/xfH1uTia4t5rhY629>

[59] D. M. Pozar, "Microwave engineering", thèse de doctorat 4th ed. Hoboken, NJ : Wiley, 2012.

[60] Dupont J. Conception d'antennes de communication à travers le corps humain [thèse de doctorat]. Paris: Université Paris-Est, École doctorale MSTIC; 2023.

[61] Staderini, "UWB Radars in Medicine", available online:

http://www.roke.co.uk/download/papers/uwb_research_at_rmr_uwb2003.pdf R..

[62] <https://www.gyneco-online.com/sites/default/files/images/big/fig.6b.JPG>

[63] https://www.epicura.be/images/EpiCURA/PDF/Brochures/Triptique_rayons_X_web.pdf

[64] <https://www.icanopee.fr/telesurveillance-medicale-tout-change-cet-ete-et-icanopee-vous-accompagne/>

[65] J. H. Merritt; J.L. Gel and W.D. Hurt, "Considerations for human exposure standard for fast-rise-time high-peak-power electromagnetic pulses ", Aviation, Space, and Environmental Medicine, vol. 66, no. 6 pp. 586-589, June 1995.

[66] J. R. Jauchem; R.L. Seaman; H.M. Lehnert; S.P.Mathur; K.L. Ryan; M.R. Frei and 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.

[67] Poirier A, Dupont B, Martin C, Lefevre D, et al. Radiologie et imagerie médicale. Éditeur; 2018.

- [68] Doubilet PM, Israel GM, Kruskal JB, Roubidoux MA, Bude RO. "Diagnostic ultrasound: A review of recent advances. Radiology." 2017;284(2):345–360. "
- [69] Suri JS, Mandal M, Elkin C, Krishnamurthy N. "Advances in computed tomography for medical imaging". Med Image Anal.;33: 20–45. 2016.
- [70] Barkovich AJ. "Pediatric neuroimaging". 6th ed. Philadelphia (PA): Wolters Kluwer; 2018.
- [71] van Sonnenberg E, D'Agostino H, Erturk S. Interventional radiology: A new era. Radiol Clin North Am. Nov;52(6):1015–1034, 2014
- [72]<https://www.keonys.com/cst-studio-suite-logiciel-de-simulation-electromagnetique-em/>
- [73] <https://www.lumatron.eu/view/data/5762/LPKF%20Manuals/2575-circuitpro-1-5-basic-manual-en.pdf>

