

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

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

Faculté des Sciences et de la technologie

Département Electronique

Mémoire

Présenté pour obtenir

LE DIPLOME DE MASTER

FILIERE : TELECOMUNICATION

Spécialité : Systèmes des Télécommunications

Par

- **RAOUACHE FOUAD**
- **MHAMDIA ABD ELMALEK**

Intitulé

*Conception et Réalisation d'un Système rectenna pour le Transfert de
Puissance sans Fil pour les nœuds On-Body des Réseaux WBAN*

Soutenu le : 21 juin 2022

Devant le Jury composé de :

<i>Nom & Prénom</i>	<i>Grade</i>	<i>Qualité</i>	<i>Etablissement</i>
<i>M.BOUTTOUT FARID</i>	<i>MCB</i>	<i>Président</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>M. BEHIH MOHAMED</i>	<i>MAA</i>	<i>Encadreur</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>DR.ADOUI IBTISSEME</i>	<i>MCB</i>	<i>Examineur</i>	<i>Univ-BBA</i>

Année Universitaire 2021/2022

REMERCIEMENT

Tout d'abord, nous voudrions remercier Dieu " الله "
Tout Puissant de nous Avoir donné le courage, la patience, la volonté
et la santé pour mener à bien ce modeste travail.

Toute notre gratitude et remerciements pour notre encadreur
M. MOHAMED BEHIA, pour avoir proposé ce sujet passionnant, pour
son expertise et pour tout le soutien et les conseils qu'il nous a apportés
tout au long de notre travail.

Nous remercions les membres du jury d'avoir accepté et évalué
ce travail.

Nous remercions également sincèrement tous les enseignants
Pour leur aide à nous encadrer et à nous éduquer tout au long de
notre parcours académique.

Nous tenons à remercier toutes nos familles, en particulier nos
parents qui nous ont soutenus et conseillés tout au long de notre
travail.

Enfin, nous remercions tous ceux qui ont contribué de près ou
de loin Dans le développement de ce travail.

Merci ...

Dédicaces

Je dédie ce travail à :

*Mes parents, pour tous les sacrifices qu'ils ont fait, pour tout l'amour qu'ils m'ont montré et leur soutien pendant tous les moments de ma vie, que dieu les garde en bonne santé...
Que ce travail soit le fruit de vos sacrifices et le modeste témoignage de mon plus. Profond respect et mon plus grand amour*

*Mes frères et sœurs, Ali, Boubaker, hamza, Amina, salima,
merci pour votre aide, vos encouragements et vos prières.
Le soutien de ma famille, de mes oncles, tantes et amis.*

RAOUACHE FOUAD

Dédicaces

Je remercie DIEU le clément, le miséricordieux. Gloire à Allah que maître le monde.

La prière de Dieu soit sur son prophète Mohammed sur sa famille et tous ses compagnons

Je dédie mon travail :

A mon père et ma mère qui ont été passionnés par mon parcours scolaire et ne M'ont pas oublié dans leurs prières, que Dieu les protège

A mon héros frère et chères sœur

A tous mes proches et amis

MHAMDIA ABD ELMALEK

Sommaire

Résumé.....	XII
Abstract.....	XII
المخلص.....	XII
INTRODUCTION GENERALE.....	1
Chapitre I	
I.1. Introduction	2
I.2. Les équations de Maxwell	2
I.2.1. Conditions aux limites et conditions d'interface	4
I.2.2. Les ondes électromagnétiques et l'équation d'onde	5
I.3. Définition de l'antenne	6
I.4. Caractéristiques des antennes	7
I.4.1. Diagramme de rayonnement	7
I.4.2. La directivité	9
I.4.3. Efficacité d'antenne	9
I.4.4. Gain.....	10
I.4.5. Impédance d'entrée.....	10
I.4.6. Polarisation	11
I.4.7. Coefficient de réflexion	11
I.4.8. Rapport d'onde stationnaire (VSWR).....	12
I.4.9. La bande passante (BP).....	13
I.5. Les différents types des antennes	13
I.5.1. Antenne active :	14
I.5.2. Antenne Imprimée	14
I.5.3. Antenne dipôle	15
I.5.4. Antenne à boucle magnétique	16
I.5.5. Antenne cornet	17
I.5.6. Antenne à réflecteur parabolique	17
I.5.7. Antenne à réseau de fentes.....	18
I.5.8. L'antennes PIFA	18
I.6. conclusion.....	19
CHAPITRE II	
II.1. Introduction	20
II.2. les réseaux sans fil.....	20
II.2.1. Classification des réseaux sans fil	20
II.3. Les réseau de capteurs.....	21
II.3.1 Définition.....	21
II.3.2. Applications des réseaux de capteurs	21

II.4. des réseaux WBAN	22
II.4.1. Définition.....	22
II.4.2. Les bandes des fréquences des réseaux WBAN	23
II.4.3. Scénarios de communication des réseaux WBAN	23
II.4.4. Techniques des capteurs des réseaux WBAN	24
II.5. Historique de transfert de puissance sans fil	25
II.6. Définition et principe du transfert de puissance sans fil	26
II.7. Classification des technologies de WPT	27
II.7.1. Le transfert radiatif (Fonctionnement en champ lointain).....	28
II.7.2. Le transfert non radiatif (Fonctionnement en champ proche)	28
II.8. Les technologies radiatives	29
II.8.1. Transfert de puissance sans fil par micro-ondes.....	29
II.8.2. Transmission de puissance sans fil par faisceaux laser	30
II.9. Les technologies non radiatives	31
II.9.1. Transfert de puissance sans fil par Couplage inductif.....	31
II.9.2. Transfert de puissance sans fil par résonance magnétique	33
II.9.3. Transfert de puissance par couplage capacitif.....	34
II.10. Applications des systèmes WPT	35
II.11. Conclusion.....	36
Chapitre III	
III.1. Introduction.....	37
III.2. Eléments et considérations.....	37
III.3. Simulation et conception	39
III.3.1. L'emplacement du nœud on-body.....	40
III.3.2. Conception, et simulation de l'antenne réceptrice	40
III.3.3. Résultats de simulation.....	43
a. Coefficient de réflexion.....	43
b. Diagramme du rayonnement du gain.....	44
c. Taux d'onde stationnaire VSWR	45
III.3.4. Conception et simulation du circuit du système WPT.....	46
a. L'environnement équilibre harmonique (<i>Harmonic Balance</i>).....	47
b. L'environnement des paramètres S (<i>S Paramaters</i>).....	48
III.4. Prototypage et réalisation.....	49
III.5. Conclusion	51
Conclusion général	52
Bibliographe	

Liste des Figures

Chapitre I

Figure I.1. Rayonnement d'une antenne.....	6
Figure I.2. Systèmes de coordonnées pour l'analyse de l'antenne	7
Figure I.3. Régions du champ d'une antenne.....	8
Figure I.4. Ports de référence et les pertes d'une antenne	10
Figure I.5. Antenne en mode de transmission et son schéma équivalent.....	11
Figure I.6. Circuit équivalent d'antenne en émission.....	12
Figure I.7. Mesure de la bande passante à partir du tracé de coefficient de réflexion.....	13
Figure I.8. Antenne plaquée avec alimentation à couplage électromagnétique.....	14
Figure I.9. Antenne Imprimée	15
Figure I.10. Antenne dipolaire	15
Figure I.11. Boucle magnétique.....	16
Figure I. 12. Antenne cornet.....	17
Figure I. 13. Antenne à réflecteur parabolique.....	18
Figure 1.14. Réseau de fentes.....	18
Figure I.15. La description géométrique de l'antenne PIFA.....	19

Chapitre II

Figure II.1. Classification de réseaux sans fil.....	21
Figure II.2. Réseau WBAN : Nœuds et applications.....	22
Figure II.3. Scénarios de communication des réseaux WBAN.....	23
Figure II.4. Exemples de capteurs WBAN.....	24
Figure II.5. Système de surveillance sans fil endoscope.....	25
Figure II.6. Principe du transfert de puissance sans fil.....	27
Figure II.7. Classification du transfert d'énergie sans fil.....	29
Figure II.8. Principe de transfert d'énergie sans fil par micro-onde.....	30
FigureII.9. Principe du transfert de puissance en utilisant les ondes optiques.....	31
Figure II.10. Modèles de systèmes de charge sans fil pour couplage inductif.....	32
Figure II.11. Principe de transfert d'énergie sans fil par lien inductive.....	32
Figure II.12. Schéma du montage utilisé pour la WPT par couplage magnétique résonant.....	33
Figure II.13. Circuit équivalent pour le système de résonateur couplé.....	33
Figure II.14. Structure typique d'un système de transfert de puissance capacitif (CPT).....	34
Figure II.15. Applications du système de transfert d'énergie sans fil WPT.....	35

Chapitre III

Figure III.1. Organigramme de conception, simulation, et réalisation du système WPT	38
Figure III.2. Structure du système WPT (système Rectenna).....	39
Figure III.3. Modèle 3D du bras gauche.....	40
Figure III.4. Structure de l'antenne dipôle à balun simulée.....	41
Figure III.5. L'alimentation de l'antenne conçue.....	42
Figure III.6. L'antenne dipôle dans une position on-body.....	42
Figure III.7. Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne dipôle.....	44
Figure III.8. Diagramme de rayonnement 3D de gain en puissance de l'antenne dipôle.....	45
Figure III.9. VSWR de l'antenne dipôle.....	45
Figure III.10. Schéma du circuit du système WPT simulé sous ADS.....	46
Figure III.11. La représentation temporelle (a), et (b) fréquentiel du signal généré par la source P_1Tone.....	47
Figure III.12. Coefficient de réflexion simulé pour le système de WPT.....	48
Figure III.13. L'amplitude de la tension DC (VOUT1- VOUT2) obtenue par le système WPT	49
Figure III.14. Système WPT (avant de souder les composants).....	49
Figure III.15. L'étape de l'insolation pour la fabrication des circuits imprimés.....	50
Figure III.16. Révélateur et plaque insolée en cours de révélation.....	50
Figure III.17. Etape de la gravure de circuits imprimés.....	51
Figure III.18. Prototypage du système de WPT réalisé dans un position on-body	51

Liste des tableaux

Tableau II.1. Capteurs WBAN et technique de fonctionnement.....	24
Tableau II.2. Capteurs WBAN et surveillance des maladies.....	25
Tableau III.1. Les propriétés diélectriques du muscle, de la peau, et de la graisse.....	40
Tableau III.2. Dimensions des éléments de l'antenne réceptrice de notre système de WPT on-body.....	43

Liste des abréviations

WPT	:	Wireless Power Transfer
GSM	:	Global System Mobile
PAN	:	Personal Area Network
LAN	:	Local Area Network
MAN	:	Metropolitan Area Network
WAN	:	Wide Area Network
WBAN	:	Wireless Body Area Network
RCSF	:	réseaux de captures sans fil
IEEE	:	Institute of Electrical and Electronics Engineers
MICS	:	Medical Implant Communications Service
ISM	:	Industrial, Scientific, & Medical radio frequency band
UWB	:	Ultra Wide Band
DC	:	Direct Courant
MPT	:	Micro-wave Power Transfer
LPT	:	Laser Power Transfer
CPT	:	Capacitive Power Transfer
IPT	:	Inductive Power Transfer
MCR	:	Megantic resonance coupling
LD	:	Laser Diode
PV	:	photo Voltaïque
HFSS	:	High Frequency Structure Simulator
ADS	:	Advanced Design System
PCB	:	Printed Circuit Board
GND	:	Ground Plane
UV	:	Ultraviolet

Notation

\vec{E}	:	L'intensité du champ électrique [Volt/m]
\vec{H}	:	L'intensité du champ magnétique [A/m]
\vec{D}	:	La densité du flux électrique [C/m ²]
\vec{B}	:	La densité du flux magnétique [Tesla]
\vec{J}	:	La densité du courant électrique [A/m ²]
ρ	:	La densité des charges électriques [C/m ³]
ε	:	La permittivité [F/m]
μ	:	La perméabilité [H/m]
σ	:	La conductivité
Φ	:	Le flux magnétique.
ψ	:	Le flux électrique.
λ	:	La longueur d'onde.
D	:	La plus grande dimension de l'antenne.
D	:	La directivité.
U	:	L'intensité de rayonnement dans la direction privilégiée (w/stéradian (unité d'angle solide)).
U_0	:	L'intensité de rayonnement d'une source isotrope.
P_{rad}	:	La puissance totale rayonnée par l'antenne.
e_r	:	L'efficacité de réflexion.
e_c	:	L'efficacité de conduction.
e_d	:	L'efficacité de diélectrique.
G	:	Le gain.
P_{in}	:	Puissance totale d'entrée (acceptée).
Z_A	:	L'impédance de l'antenne.
R_A	:	La résistance d'entrée.
X_A	:	La réactance de l'impédance d'entrée.
R_r	:	La résistance de rayonnement de l'antenne.
R_L	:	La résistance de perte de l'antenne.

Z_{in}	:	Impédance d'entrée de l'antenne.
Z_c	:	Impédance caractéristique de la ligne.
S_{11}	:	Coefficient de Réflexion.
I	:	Le courant.
q	:	La charge.
L_{DEV}	:	La dimension maximale de l'émetteur de puissance.
$\tan \delta$:	Le coefficient de perte diélectrique.
W	:	La largeur [mm].
L	:	La longueur [mm].

Résumé

Réseaux corporels sans fil WBAN, standardisés par IEEE 802.15.6, sont des réseaux personnels constitués d'un ensemble de nœuds In-, On-, et/ou Off-Body.

Ce travail a pour but de concevoir, de simuler, et de réaliser un système Rectenna constitué d'une antenne réceptrice, un circuit d'adaptation d'impédance, un rectifieur, un circuit stabilisateur, et une batterie pour les tests pour le transfert de puissance sans fil WPT dans la bande ISM 2.45 GHz, de structure planeaire,

Le logiciel HFSS a été utilisé pour la conception, et la simulation, et l'étude paramétrique et des performances de l'antenne réceptrice. Pour la conception, la simulation, et l'optimisation du circuit de ce système, le logiciel ADS a été utilisé. Les résultats obtenus ont été représentés, et commenté. La réalisation d'un prototype a été faite.

Mots clés : ISM, Rectenna, Transfert de puissance sans fil, WBAN.

Abstract

WBAN wireless body networks, standardized by IEEE 802.15.6, are personal networks consisting of a set of In-, On-, and/or Off-Body nodes.

The aim of this work is to design, simulate and produce a Rectenna system consisting of a receiving antenna, an impedance adaptation circuit, a rectifier, a stabilizer circuit, and a battery for testing for WPT wireless power transfer in the 2.45 GHz ISM band, of planar structure, The HFSS software was used for the design, simulation, parametric and performance study of the receiving antenna. For the design, simulation, and circuit optimization of this system, ADS software was used. The results obtained were represented and commented on. A prototype was produced.

Keywords : ISM, Rectenna, Wireless Power Transfer, WBAN.

الملخص

شبكات الجسم اللاسلكية WBAN ، الموحدة بواسطة IEEE 802.15.6 ، هي شبكات شخصية تتكون من مجموعة من العقد In- و On- و/أو خارج الجسم. الهدف من هذا العمل هو تصميم ومحاكاة وإنتاج نظام Rectenna يتكون من هوائي استقبال، ودائرة تكيف معاوقة، ومصّحح، ودائرة تثبيت، وبطارية لاختبار نقل الطاقة اللاسلكية WPT في نطاق ISM 2.45 جيجا هرتز، من الهيكل المستوي، وقد استخدم برنامج HFSS في تصميم الهوائي المتلقي ومحاكاته ودراسة خصائصه وأدائه. من أجل التصميم والمحاكاة وتحسين الدوائر لهذا النظام، تم استخدام برنامج ADS. تم تمثيل النتائج التي تم الحصول عليها والتعليق عليها. تم إنتاج نموذج أولي.

الكلمات الرئيسية : ، نقل الطاقة اللاسلكي Rectenna , ISM, WBAN

Introduction générale

Introduction générale

De nos jours, les réseaux sans fil a inondé la quasi-totalité des domaines des télécommunications, dans la conception, et dans les technologies de fabrication des composant et des circuits radiofréquences et hyperfréquences.

Dans, et autour du corps humain, les réseaux sans fil ont été intégrés, pour des fins médicales et non-médicales, sous forme d'un standard appelée WBAN (*Wireless Body Area Network*). Ce type de réseau inclus des nœuds In-body, On-body, et/ou Off-body. Pour les applications cliniques et la télémétrie biomédicale.

Le transfert de puissance sans fil WPT (*Wireless power Transfer*) est une solution alternative qui offre des méthodes d'alimentation électrique non câblé, et aussi sans le besoin de changer les batteries, et cela surtout pour les dispositifs médicaux implantés (des nœuds In-body), et les routeurs placés sur le corps humain (les nœuds On-body). Le WPT par les systèmes Rectenna basés sur les ondes électromagnétiques rayonnées par une antenne, et les technologies des composants radiofréquences, et hyperfréquences, est une solution prometteuse pour les nœuds des réseaux WBAN. Pour cet objectif, il faut considérer aussi que le corps humain est milieu compliqué, possède des propriétés diélectriques variables.

L'objectif de ce mémoire est de faire la conception, la simulation, et réalisation d'un système Rectenna ISM 2.45GHz pour le transfert de puissance sans fil pour un nœud On-body des réseaux WBAN. Pour cela, notre travail est réparti comme suivant :

Le premier chapitre de cette mémoire, est consacré à une étude théorique sur le système d'équation de Maxwell, les antennes, ces caractéristiques principales, ainsi que les différents types d'antennes utilisés dans les réseaux WBAN.

Le deuxième chapitre discutera les principales notions des réseaux sans fil, les réseaux de capteurs, les réseaux WBAN, et les différentes technologies de transfert de puissance sans fil.

Dans le troisième chapitre, le processus de conception, de simulation, et de réalisation de notre système Rectenna ISM 2.45 GHz, sera détaillé en expliquant les différents phases et éléments. Les résultats obtenus seront représentés, montrés, discutés, et interprétés.

A la fin une conclusion générale englobera les connaissances acquises de notre modeste travail de projet de fin d'études.

Chapitre I Généralité sur les antennes

I.1. Introduction

En télécommunication, il existe trois agents de transmission de l'information; l'électron, l'onde électromagnétique, et l'onde lumineuse. Une antenne est un élément (dispositif) fondamental qui assure la communication entre un émetteur (une source de l'information) et un récepteur distants en utilisant les ondes électromagnétiques. En fait, elle est présente dans tous les systèmes de communication sans fil. D'une autre façon, une antenne est un appareil qui émet ou capte des ondes électromagnétiques. Physiquement, le principe de fonctionnement est régi par l'interaction entre les champs électrique et magnétique, ces deux quantités et autres quantités fortement liées. Pour comprendre, étudier, interpréter le lien, les équations de Maxwell doivent être utilisées.

Ce premier chapitre de ce mémoire est consacré à l'étude des équations de Maxwell, des notions fondamentales des antennes, et les principaux types d'antennes; les antennes monopoles, les antennes dipôles, les antennes planaires, et les antennes PIFA.

I.2. Les équations de Maxwell

C'est un ensemble de quatre équations regroupées le savant James Clerk *Maxwell* (1831-1879) exprimées par des équations différentielles liant le champ électromagnétique aux sources, apparaissant sous la forme de densités de courant et de densités de charges. En utilisant les outils d'analyse vectorielle, les équations de Maxwell permettent de démontrer différents théorèmes qui apparaissent comme indispensables lors de l'étude des antennes. Dans ces équations, il n'apparaît que des sources électriques qui sont les seules ayant une existence réelle. Ces sources sont constituées de particules chargées électriquement. Cependant, un artifice mathématique consiste à introduire des sources magnétiques dans les équations de Maxwell. La forme locale de ces équations est donnée en fonction des deux opérateurs mathématiques $\nabla \times$ (le rotationnel), et $\nabla \cdot$ (la divergence) comme suivant [1] :

$$\nabla \times \vec{E} = - \frac{d\vec{B}}{dt} \quad (\text{I.1})$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{d\vec{D}}{dt} \quad (\text{I.2})$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (\text{I.3})$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{I.4})$$

\vec{E} : L'intensité du champ électrique [Volt/m];

\vec{H} : L'intensité du champ magnétique [A/m];

\vec{D} : la densité du flux électrique [C/m²];

\vec{B} : la densité du flux magnétique [Tesla];

\vec{J} : la densité du courant électrique [A/m²];

ρ : la densité des charges électriques [C/m³];

Ces variables sont liées entre eux par les relations constitutives suivantes :

$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E} \quad (\text{I.5})$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (\text{I.6})$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (\text{I.7})$$

Où

ε (= $\varepsilon_r/\varepsilon_0$): La permittivité du milieu [F/m];

μ (= μ_r/μ_0) : La perméabilité du milieu [H/m];

σ : La conductivité du milieu.

Ces trois paramètres, qui définissent les propriétés diélectriques d'un milieu, ne sont pas forcément des paramètres simples. A noter que la permittivité du vide $\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$ [F/m], et la perméabilité du vide $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ [H/m].

L'équation (I.1), connue par l'équation de Maxwell-Faraday ou la loi d'induction de Faraday, précise que la variation du champ magnétique est le responsable sur la création du champ électrique. Sous la forme intégrale, cette équation devient comme suivante :

$$\oint_c \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\frac{d\Phi}{dt} \quad (\text{I.8})$$

Où Φ est le flux magnétique.

L'équation (I.2) est l'équation de Maxwell-Ampère, elle est pour dire qu'un courant électrique ou un flux électrique traverse une surface produit un champ magnétique circulant autour de tout parcours autour de cette surface. En utilisant les intégrales, cette équation devient :

$$\oint_c \vec{H} \cdot d\vec{l} = i + \frac{d\psi}{dt} \quad (\text{I.9})$$

Ou ψ est le flux électrique.

L'équation (I.3) est l'équation de Maxwell-Gauss qui montre que la densité de charge électrique est une source du champ électrique. Intégralement, elle devient :

$$\iint_s \vec{D} \cdot d\vec{s} = \iiint_v \rho dv \quad (\text{I.10})$$

L'équation (I.4) ou l'équation de Maxwell-Thomson signifie qu'il y'a pas de monopôles magnétiques (sud ou nord; charges magnétiques ponctuelles) source du champ magnétique. Sous forme intégrale, l'équation de Maxwell-Thomson s'écrit :

$$\iint_s \vec{B} \cdot d\vec{s} = 0 \quad (\text{I.11})$$

I.2.1. Conditions aux limites et conditions d'interface

L'utilisation des équations différentielles, pour résoudre les problèmes liés aux équations de Maxwell, nécessite la définition de conditions aux limites de la couverture de la région de traitement, ainsi que les conditions d'interfaces entre des milieux dont les propriétés diélectriques sont différentes. Les lois gouvernent les vecteurs des champs aux discontinuités dans les propriétés diélectriques des milieux dépendent de la nécessité que les formes intégrales des équations de Maxwell doivent être validées pour les surfaces et les contours de ces interfaces [2].

Considérant deux milieu M1 et M2 dont les propriétés sont différentes, dans ce cas, les équations (I.8) à (I.11) deviennent, à les interfaces de M1 et M2, respectivement, comme suivant :

$$n_{12} \times (\vec{E}_{M1} - \vec{E}_{M2}) = 0 \quad (\text{I.12})$$

C'est-à-dire que la composante tangentielle du champ électrique \vec{E} est toujours continue;

$$n_{12} \times (\vec{H}_{M1} - \vec{H}_{M2}) = J_s \quad (\text{I.13})$$

Ce qui veut dire que la composante tangentielle du champ magnétique \vec{H} est discontinue par une quantité correspondante à la densité du courant surfacique qui parcourt cette surface;

$$n_{12} \cdot (\vec{B}_{M1} - \vec{B}_{M2}) = 0 \quad (\text{I.14})$$

D'où la composante normale de la densité du flux magnétique \vec{B} est toujours continue;

$$n_{12} \cdot (\vec{D}_{M1} - \vec{D}_{M2}) = \rho_s \quad (\text{I.15})$$

Autrement dit, la composante normale de la densité du flux électrique \vec{D} est discontinue par une quantité correspondante à la charge surfacique ρ_s qui y présente.

L'obtention des conditions aux limites de la région considérée, se fait par l'extension des conditions d'interface. On considère que la région considérée est entourée par une autre région fictive (avec des propriétés électromagnétiques nulles ou infinies). Le milieu M2 est supposé comme région fictive, le forçement du vecteur du champ magnétique \vec{H} à zéro fournit les conditions aux limites au milieu M1; par exemple l'équation (I.12) devient comme suivant :

$$n_{12} \times \vec{E}_{M1} = 0 \quad (\text{I.16})$$

I.2.2. Les ondes électromagnétiques et l'équation d'onde

En électrostatique, le champ électrique est à cause de la présence de charges électriques, et en magnétostatique, le champ magnétique est généré par la présence de courants électriques.

Les équations de Maxwell est le lien de couplage entre le champ électrique et le champ magnétique, c'est-à-dire, elles déterminent le champ électromagnétique à partir des sources (la densité de charge ρ , et la densité de courant \vec{j}). Dans le vide où il n'y a pas besoin de support physique, les équations de Maxwell ont pour solution une onde. L'équation d'onde est obtenue en appliquant, par exemple, le rotationnel sur l'équation (I.2) [2] :

$$\nabla_x \nabla_x \vec{H} = \nabla_x \vec{j} + \frac{d}{dt} \nabla_x \vec{D} \quad (\text{I.17})$$

En utilisant les équations (I.5) et (I.7), les vecteurs \vec{j} et \vec{D} peuvent être éliminés. On suppose que les propriétés des milieux soient des scalaires, l'équation suivante est obtenue :

$$\nabla_x \nabla_x \vec{H} = \sigma \nabla_x \vec{E} + \varepsilon \frac{d}{dt} \nabla_x \vec{E} \quad (\text{I.18})$$

On remplace le terme $\nabla_x \vec{E}$ par son expression montrée par l'équation (I.1) :

$$\nabla_x \nabla_x \vec{H} = -\sigma \frac{d\vec{B}}{dt} - \varepsilon \frac{d^2 \vec{B}}{dt^2} \quad (\text{I.19})$$

Et aussi, on peut écrire :

$$\nabla_x \nabla_x \vec{H} = -\sigma \mu \frac{d\vec{H}}{dt} - \varepsilon \mu \frac{d^2 \vec{H}}{dt^2} \quad (\text{I.20})$$

Par l'application de la même procédure sur l'équation (I.1), on obtient une équation similaire en fonction du champ électrique :

$$\nabla_x \nabla_x \vec{E} = -\sigma \mu \frac{d\vec{E}}{dt} - \varepsilon \mu \frac{d^2 \vec{E}}{dt^2} \quad (\text{I.21})$$

L'application de l'identité mathématique $(\nabla_x \nabla_x \vec{A} = \nabla \nabla \cdot \vec{A} - \nabla^2 \vec{A})$ sur les deux équations (I.20) et (I.21) conduit aux équations d'onde suivantes :

$$\nabla^2 \vec{H} - \sigma \mu \frac{d\vec{H}}{dt} - \varepsilon \mu \frac{d^2 \vec{H}}{dt^2} = 0 \quad (\text{I.22})$$

$$\nabla^2 \vec{E} - \sigma \mu \frac{d\vec{E}}{dt} - \varepsilon \mu \frac{d^2 \vec{E}}{dt^2} = -\nabla \left(\frac{\rho}{\varepsilon} \right) \quad (\text{I.23})$$

I.3. Définition de l'antenne

Une antenne est un dispositif qui reçoit un signal, transportés par une ligne de transmission, le convertit en ondes électromagnétiques et le diffuse en espace libre, comme le montre la Figure (I.1). En mode réception, il capte simplement les ondes électromagnétiques incidentes et les reconvertit en un signal.

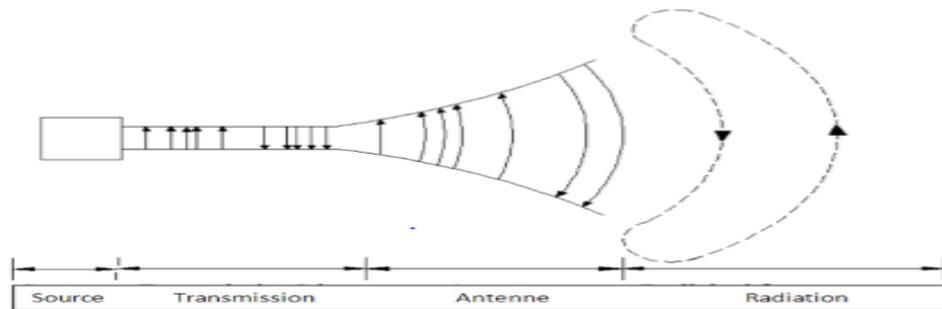


Figure I.1. Rayonnement d'une antenne [3].

Selon les exigences de l'application, l'antenne peut diriger l'énergie rayonnée dans n'importe quelle direction et la réduire ou l'annuler dans d'autres directions. En d'autres termes, l'antenne n'est plus seulement un outil de transmission, mais un dispositif de transition. Par conséquent, la forme de l'antenne est contrôlée par des besoins particuliers. C'est pourquoi, les antennes

prennent tantôt les formes d'ouverture, de patch, de réflecteurs, de lentilles, d'ensemble d'éléments, etc. Une bonne conception de l'antenne peut assouplir les exigences du système et améliorer la performance globale du système [3].

I.4. Caractéristiques des antennes

I.4.1. Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement d'une antenne est une représentation graphique d'une fonction mathématique des propriétés de rayonnement de l'antenne en fonction des coordonnées de l'espace, et il est donné, généralement, dans la région du champ lointain. Plusieurs paramètres de rayonnement peuvent être envisagés; la densité du flux de puissance, l'intensité de rayonnement, le module du champ, la directivité ou la polarisation. La distribution spatiale 2D ou 3D de l'énergie rayonnée en fonction de la position de l'observateur est parmi les propriétés les plus importantes. La figure (I.2) représente un système de coordonnées convenable.

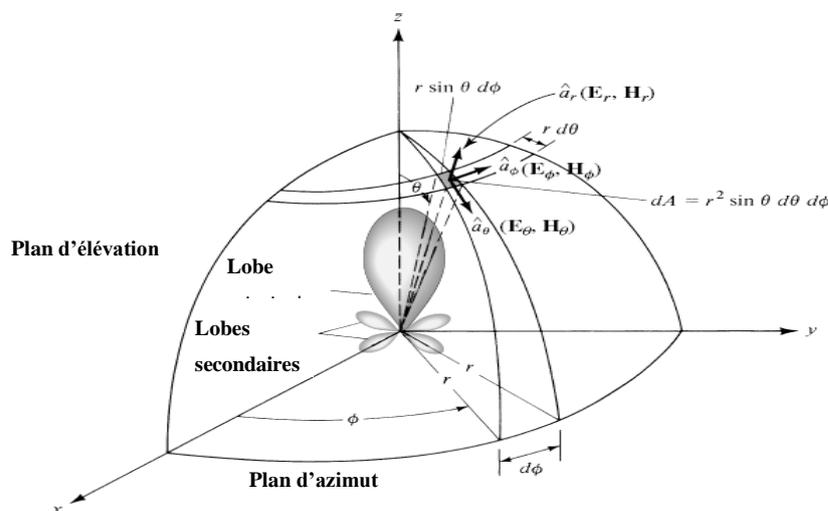


Figure I.2. Systèmes de coordonnées pour l'analyse de l'antenne.

Le tracé du champ électrique (magnétique) reçu pour un rayon constant est appelée diagramme d'amplitude de champ d'amplitude. D'autre part, le tracé de la variation spatiale de la densité de puissance le long d'un rayon constant est appelé diagramme d'amplitude de puissance [4].

I.4.1.1. Régions du champ

L'espace entourant une antenne est généralement divisé en trois régions; comme l'indique la figure (I.3),

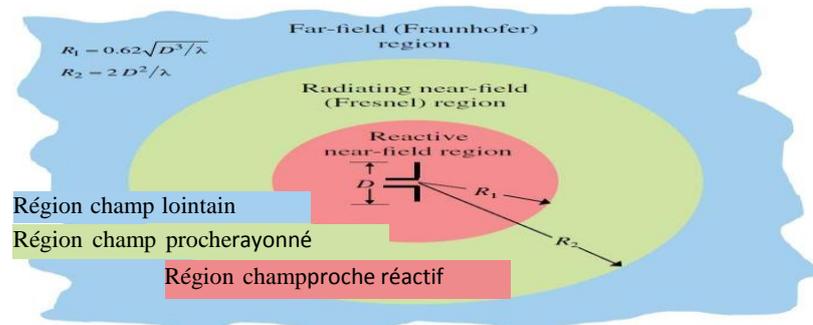


Figure I.3. Régions du champ d'une antenne.

Ces régions sont indiquées pour identifier la structure du champ dans chacune d'elles.

- a. **Région du champ proche réactif** : cette région est la partie de la région du champ proche entourant immédiatement l'antenne où le champ réactif prédomine. En général, la limite externe est la distance, de la surface de l'antenne, définie par l'équation :

$$R < 0,62 \sqrt{\frac{D^3}{\lambda}} \quad (\text{I.24})$$

où λ : est la longueur d'onde ;

et D : est la plus grande dimension de l'antenne.

- b. **Région du champ proche rayonné (Fresnel)** : c'est la région du champ comprise entre la région du champ proche réactive et la région du champ lointain où la distribution du champ dépend de la distance de l'antenne. Si l'antenne possède une dimension maximum inférieure à la longueur d'onde, cette région peut ne pas exister. La limite de cette région est la distance définie par :

$$0,62 \sqrt{\frac{D^3}{\lambda}} \leq R \quad (\text{I.25})$$

où D : est la plus grande dimension de l'antenne.

- c. **Région du champ lointain (Fraunhofer)** : cette région, connue par de Fraunhofer, est la région du champ où la distribution angulaire du champ est indépendante de la distance de l'antenne. La limite de cette région est la distance, de l'antenne, donnée par :

$$R \geq \frac{2D^2}{\lambda} \quad (\text{I.26})$$

Ici, les composantes du champ sont essentiellement transversale [4].

I.4.2. La directivité

Le calcul du rapport de l'intensité de rayonnement d'une antenne dans une direction donnée à l'intensité de rayonnement moyenne dans toutes les directions produit la directivité de l'antenne considérée. La direction de l'intensité de rayonnement maximale est utilisée lorsque la direction n'est pas indiquée. Ou plus simplement, la directivité d'une source non isotropique est égale au rapport de son intensité de rayonnement dans une direction donnée à celle d'une source isotrope. Ce rapport est exprimé par la relation [4] :

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} \quad (\text{I.27})$$

D : est la directivité;

U : est l'intensité de rayonnement dans la direction privilégiée (w/stéradian (unité d'angle solide));

U_0 : est l'intensité de rayonnement d'une source isotrope;

P_{rad} : est la puissance totale rayonnée par l'antenne.

I.4.3. Efficacité d'antenne

L'efficacité totale, connue par e_0 , est employée pour tenir compte des pertes sur les ports d'entrée (figure I.4 (a)) et dans la structure de l'antenne. Les pertes peuvent être dues (figure I.4 (b)) :

- a. Les réflexions en raison de la désadaptation entre la ligne de transmission et l'antenne;
- b. les pertes de conduction et diélectrique (RI^2);

En général, l'efficacité totale peut être écrite comme l'indique l'équation suivante [4] :

$$e_0 = e_r e_c e_d \quad (\text{I.28})$$

e_r : est l'efficacité de réflexion ($1 - \Gamma^2$);

e_c : est l'efficacité de conduction;

e_d : est l'efficacité de diélectrique;

Γ : est le coefficient de réflexion au port d'entrée de l'antenne.

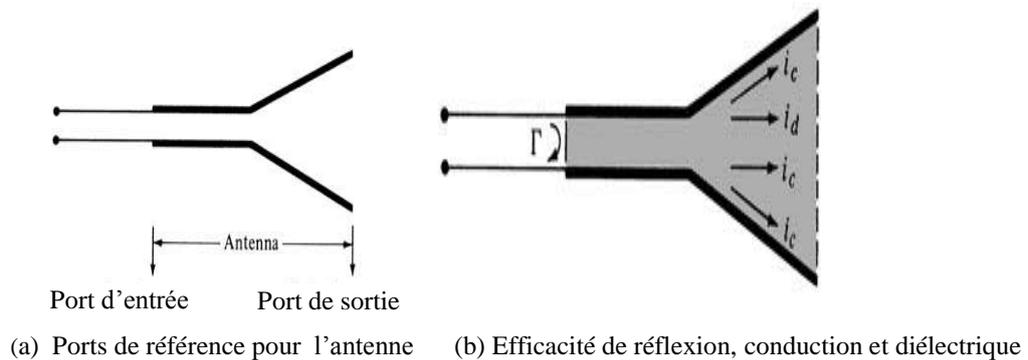


Figure I.4. Ports de référence et les pertes d'une antenne.

I.4.4. Gain

Le gain est un outil pour mesurer les performances d'une antenne. Bien qu'il soit étroitement lié à la directivité, il tient en compte l'efficacité de l'antenne aussi bien que ses capacités directionnelles. Le gain d'une antenne est le rapport de l'intensité, dans une direction donnée, à l'intensité de rayonnement qui serait obtenue si la puissance reçue par l'antenne étaient rayonnées isotropiquement. L'intensité de rayonnement correspondant à cette puissance est égale à la puissance reçue par l'antenne (la puissance d'entrée) divisée par 4π . Sous forme d'équation ceci peut être exprimé par :

$$G = 4\pi \frac{\text{intensité de rayonnement}}{\text{puissance totale d'entrée (reçue)}} = 4\pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (\text{I.29})$$

G : est le gain;

$U(\theta, \phi)$: est l'intensité de rayonnement dans la direction (θ, ϕ) ;

U_θ : est l'intensité du rayonnement dans une direction donnée contenue dans la composante du champ E_θ ;

U_ϕ : est l'intensité du rayonnement dans une direction donnée contenue dans la composante du champ E_ϕ ;

P_{in} : Puissance totale d'entrée (acceptée) [4].

I.4.5. Impédance d'entrée

L'impédance d'entrée est l'impédance présentée par une antenne à ses bornes ou le rapport des composants appropriés du champ électrique au champ magnétique à un point. L'impédance de l'antenne est donnée par la figure (I.5) [4] :

$$Z_A = R_A + jX_A \quad (\text{I.30})$$

Z_A : est l'impédance de l'antenne;

R_A : est la résistance d'entrée;

X_A : est la réactance de l'impédance d'entrée;

En général, la partie résistive se décompose en deux composantes :

$$R_A = R_r + R_L \quad (\text{I.31})$$

R_r : est la résistance de rayonnement de l'antenne;

R_L : est la résistance de perte de l'antenne.

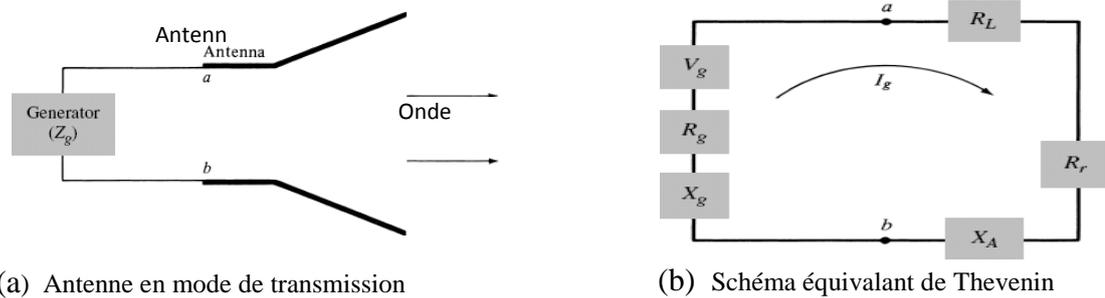


Figure I.5. Antenne en mode de transmission et son schéma équivalent.

I.4.6. Polarisation

La polarisation d'une antenne est donnée pour une direction donnée, elle est la polarisation de l'onde transmise (rayonnée) par l'antenne. La polarisation d'une onde rayonnée est définie comme la figure tracée, en fonction du temps, par l'extrémité du vecteur à un endroit fixe dans l'espace, et le sens dans lequel elle est tracée, comme observé le long de la direction de propagation. La polarisation peut être classifiée en linéaire, circulaire, ou elliptique. Pour la polarisation linéaire, le vecteur qui décrit le champ électrique à un point dans l'espace en fonction du temps est toujours dirigé suivant une ligne. En général la figure tracée est une ellipse, et le champ serait polarisé elliptiquement. Les polarisations linéaires et circulaires sont des cas particuliers de polarisation elliptique. Dans la pratique, les différentes parties du diagramme puissent avoir différentes polarisations [4].

I.4.7. Coefficient de réflexion

C'est le rapport d'amplitude entre l'onde incidente (transmise à l'antenne) et l'onde réfléchie du fait des discontinuités entre le circuit et l'antenne. Noté S_{11} [5]. Le coefficient de réflexion est un paramètre qui permet de quantifier la quantité du signal réfléchi par

rapport au signal incident. Généralement ce coefficient Γ est lié à l'impédance d'entrée de l'antenne et l'impédance caractéristique Z_c par la relation [6] :

$$\Gamma = \frac{Z_{in} - Z_c}{Z_{in} + Z_c} \quad (\text{I.32})$$

La représentation de Γ sous forme de paramètre S en dB est tel que :

$$S_{11dB} = 20\log(\Gamma) \quad (\text{I.33})$$

I.4.8. Rapport d'onde stationnaire (VSWR)

Pour meilleure efficacité d'une antenne, le transfert de puissance entre l'émetteur et l'antenne doit être maximal. Ce transfert ne s'effectue pas que s'il y'a adaptation entre l'impédance de l'antenne (Z_{in}) et celle de l'émetteur (Z_c). Selon le théorème de transfert de puissance maximale, cette dernière peut être transféré que si l'impédance de l'émetteur est un conjugué complexe de l'impédance de l'antenne et vice-versa (Figure I.6) [7].

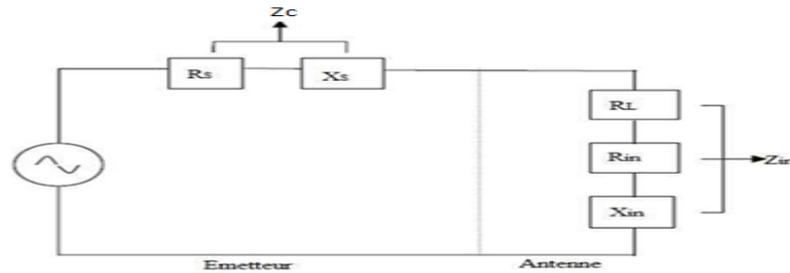


Figure I.6. Circuit équivalent d'antenne en émission.

Ainsi, la condition pour la correspondance est la suivante :

$$Z_{in} = Z_c^* \quad (\text{I.34})$$

Où

$$Z_{in} = R_{in} + jX_{in} \quad (\text{I.35})$$

$$Z_c = R_s + jX_s \quad (\text{I.36})$$

Si cette condition n'est pas satisfaite, et une partie de la puissance est réfléchi, cela conduit à la création d'ondes stationnaires, qui peut être caractérisé par un paramètre appelé le rapport d'ondes stationnaires de tension (*Voltage Standing Wave Ratio* : VSWR). Le VSWR est donné par :

$$VSWR = \frac{1 + \Gamma}{1 - \Gamma} \quad (\text{I.37})$$

I.4.9. La bande passante (BP)

La largeur de bande ou la bande passante, d'une antenne, définit le domaine de fréquences dans lequel le rayonnement de l'antenne présente les caractéristiques requises. Pour cette bande, les caractéristiques de l'antenne : l'impédance d'entrée, le diagramme de rayonnement, l'angle d'ouverture, la polarisation, etc... sont acceptables par rapport à celles obtenues avec la fréquence centrale (fréquence de référence). Comme l'indique la figure (I.7)

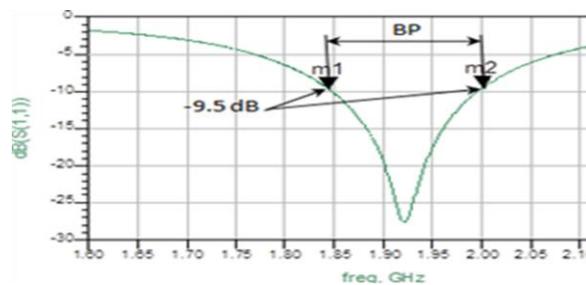


Figure I.7. Mesure de la bande passante à partir du tracé de coefficient de réflexion.

les valeurs des limites sur les critères de fonctionnement de l'antenne définissent un domaine de fréquences situé entre une valeur minimale f_{min} et une valeur maximale f_{max} . La bande passante est donnée par [8,9] :

$$BP (\%) = \left(\frac{f_{max} - f_{min}}{f_c} \right) 100\% \quad (\text{I.38})$$

f_{max} : est la fréquence maximale;

f_{min} : est la fréquence minimale;

f_c : la fréquence centrale.

I.5. Les différents types des antennes

Afin de comprendre comment s'effectue la transformation entre la puissance guidée et la puissance rayonnée, quelques types d'antennes pratiques seront présentés. La technologie de fabrication, le type de la source de rayonnement, et le type d'alimentation sont les critères les plus considérés pour la différenciation entre ces différents types.

I.5.1. Antenne active :

Les progrès réalisés sur la fabrication des antennes plaquées (Figure I.8), rendent possible le report d'un circuit actif sur l'antenne. L'antenne a des fonctions qui dépassent son rôle simple de transformateur d'énergie. Selon les fonctions électroniques adjointes, on obtient un dispositif complexe. On parle ainsi d'antennes intelligentes si le dispositif a une partie de contrôle et de commande [10]. Les antennes actives ont des applications très variées et nécessitent, essentiellement : la commutation, le déphasage dans les réseaux d'antennes, l'amplification (de puissance à l'émission ou faible bruit à la réception), et l'agilité en fréquence... Etc.

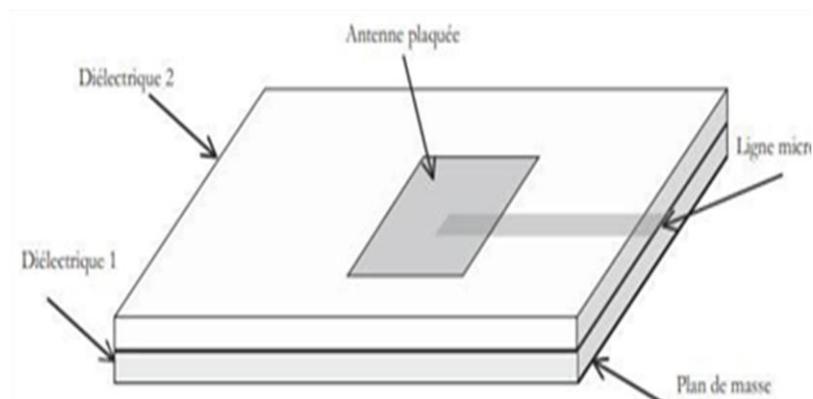


Figure I.8. Antenne plaquée avec alimentation à couplage électromagnétique.

I.5.2. Antenne Imprimée

L'antenne imprimée, ou antenne patch, est un type récent d'antenne dont le développement et l'utilisation sont de plus en plus fréquents. Comme il est montré par la figure (I.9), elle est constituée d'un diélectrique, possédant un plan de masse métallique sur une face. Sur l'autre face, une gravure métallique permet de supporter des courants de surface qui créent le rayonnement électromagnétique (Figure I.9). Les courants sont amenés du générateur à l'antenne par une ligne micro ruban (câble coaxial, ou une fente). Les gravures des parties métalliques peuvent prendre des formes très variées en fonction des objectifs fixés pour la répartition du rayonnement dans l'espace. Ceci donne une grande souplesse de conception [10]. Ce type d'antenne, parmi autre, est très répondeu au besoin des réseaux corporels sans fil WBAN (nœuds In-, On-, et/ou Off body), et la télémétrie biomédicale.

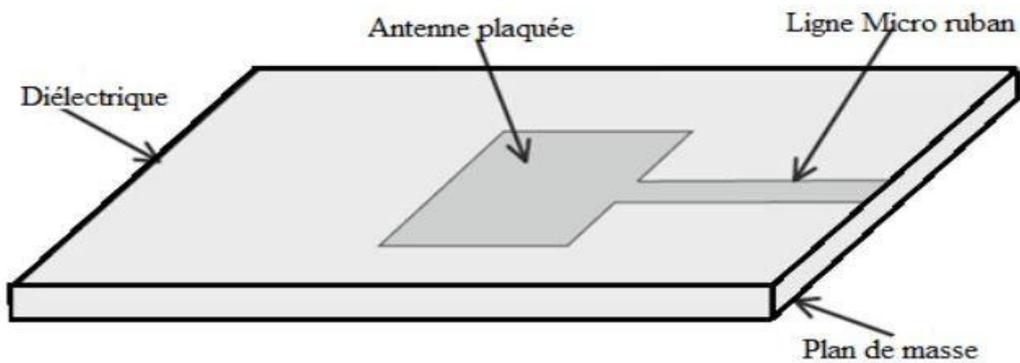


Figure I.9. Antenne Imprimée.

I.5.3. Antenne dipôle

L'antenne dipôle est constituée de deux fils alignés, très courts et reliés chacun à deux fils parallèles et très proches constituant une ligne bifilaire (Figure I.10).

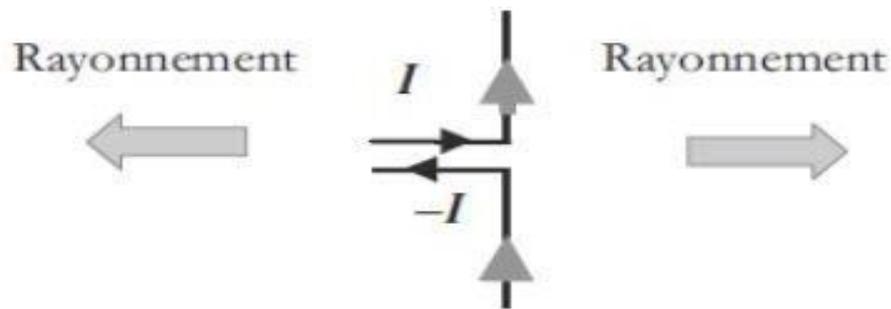


Figure I.10. Antenne dipolaire.

En émission, cette ligne est reliée à un générateur alternatif, caractérisé par sa fréquence et son impédance interne. À la réception, la ligne bifilaire est branchée sur un récepteur. Dans la ligne bifilaire, les courants sont de sens contraire, alors que dans le dipôle, les courants sont dans le même sens. L'influence de ces deux courants s'annule dans la ligne bifilaire. Ce sont les courants variables, de même sens, qui rayonnent et créent l'onde électromagnétique dans l'espace. Étant donnée la symétrie du dipôle, le rayonnement s'effectue autour de l'axe, matérialisé par le fil. Il est isotrope dans un plan perpendiculaire à cet axe. Le rayonnement est nul dans la direction du fil. On ne peut donc pas parler d'un rayonnement isotrope. À l'extrémité de chaque fil apparaissent des charges de signes opposées dont l'existence s'explique par la conservation de la charge. En effet, la relation de conservation suivante lie les charges au courant par l'équation suivante :

$$I = \frac{dq}{dt} \quad (\text{I.39})$$

I : est le courant;

q : est la charges;

D'autres antennes de même type sont obtenues avec des fils rayonnants plus longs. Ces antennes de type filaires ont de nombreuses applications ; récepteurs radio, et les antennes du talkie-walkie [10]. L'antenne dipôle peut prendre plusieurs configurations sous forme imprimée pour fournir un rayonnement très pratique pour plusieurs applications cliniques et autre dans les réseaux WBAN.

I.5.4. Antenne à boucle magnétique

La boucle magnétique est constituée d'un fil conducteur ayant une forme qui permet le retour du fil sur lui-même (Figure I.11). La boucle est ainsi branchée sur une ligne bifilaire reliée au générateur. Le rayonnement, à grande distance, est maximal dans le plan de la boucle et s'effectue de façon radiale. Le courant circulant dans le fil crée un champ magnétique qui se propage. Sa variation engendre le champ électrique associé, d'où le rayonnement électromagnétique associé.

En champ lointain, les boucles magnétiques ont été très utilisées pour les récepteurs de grandes, ondes radio sous forme d'un cadre sur lequel étaient enroulées plusieurs spires de fil. En champ proche, on les utilise dans tous les dispositifs RFID (Identification Radio Fréquence). Les cartes à puce sans contact sont munies de ce type d'antenne, incluse dans le support plastique. Les détecteurs d'objets métalliques sont aussi des boucles magnétiques sensibles au champ magnétique [10].

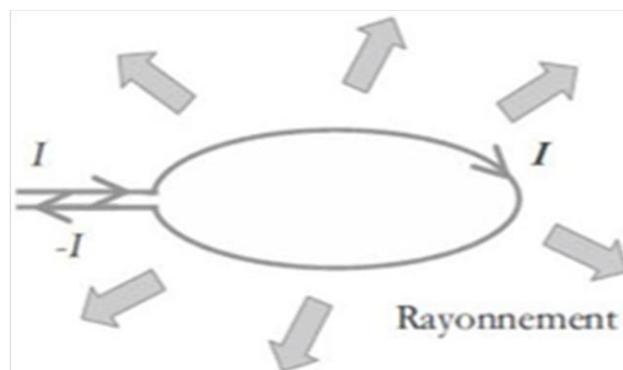


Figure I.11. Boucle magnétique.

I.5.5. Antenne cornet

Un dispositif très utilisé pour la propagation d'ondes guidées est le guide d'onde rectangulaire. Sa qualité de transmission est excellente, pour cette raison son utilisation est très répandue en hyper- fréquences. Le transformateur de puissance électromagnétique guidée en puissance rayonnée est l'antenne cornet (Figure I.12). Sa forme permet dépasser graduellement des dimensions du guide d'onde à l'espace libre. L'onde est ainsi naturellement projetée dans l'espace libre. C'est le même principe que le cornet acoustique.

Les transitions présentent des formes variées : linéaires, exponentielles... etc. Le cornet sert de dispositif d'adaptation entre l'impédance du cornet et celle du vide. De façon très naturelle, le rayonnement a lieu dans l'axe du guide d'onde. Cette antenne est plus directive que les précédentes, dans la mesure où la puissance n'est émise que dans une région de l'espace limitée. Le guide d'onde est un dispositif hyperfréquence très utilisé du fait des pertes très faibles engendrées par la propagation dans celui-ci, même à hautes fréquences et de sa capacité à supporter de la puissance. Les antennes cornets qui lui sont associées sont donc aussi très utilisées comme moyen de transformation de l'onde guidée en onde rayonnée. On les retrouve, dans toutes les bandes de fréquences, dans de nombreux systèmes tels que les radars, les antennes satellites... etc. [10].

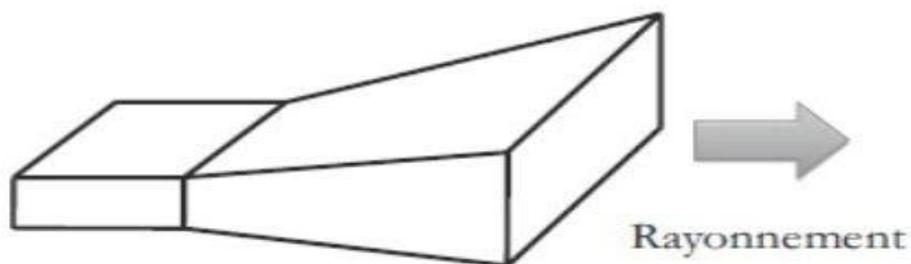


Figure I.12. Antenne cornet.

I.5.6. Antenne à réflecteur parabolique

L'antenne à réflecteur est constituée de la source d'émission associée à une partie métallique réfléchissante, souvent de forme parabolique (Figure I.13). La source, placée au foyer de la parabole envoie l'onde vers le réflecteur parabolique. Selon la Propriété bien connue de la parabole, tous les rayons sont réfléchis parallèlement. Ce type d'antenne est utilisé pour viser dans une direction très précise, puisque tous les rayons passant par le foyer sortent

parallèles. Par décalage de la source dans le plan focal, les rayons parallèles à la sortie du réflecteur, peuvent présenter une inclinaison par rapport à l'axe de la parabole [10].

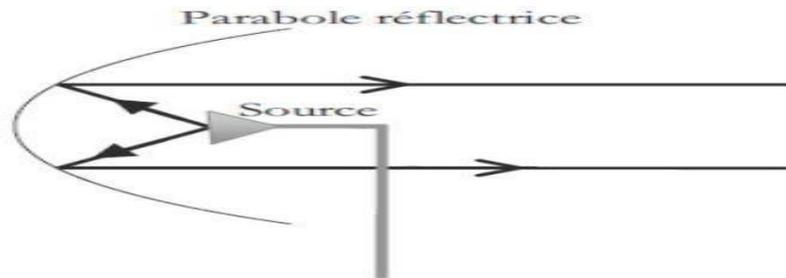


Figure I. 13. Antenne à réflecteur parabolique.

I.5.7. Antenne à réseau de fentes

En utilisant le guide d'onde comme dispositif de transmission, il est possible d'envisager un rayonnement dans une direction différente de l'axe du guide, en utilisant des fentes dans le corps du guide (Figure I.14). Le rayonnement s'effectue alors perpendiculairement au plan troué du guide.

Ce type de dispositif est utilisé lorsque le rayonnement doit être localisé. Par exemple, dans des tunnels, où la transmission des ondes s'effectue mal, on peut placer un réseau de fentes rayonnantes. En général la ligne est en haut du tunnel avec émission vers le bas [10].

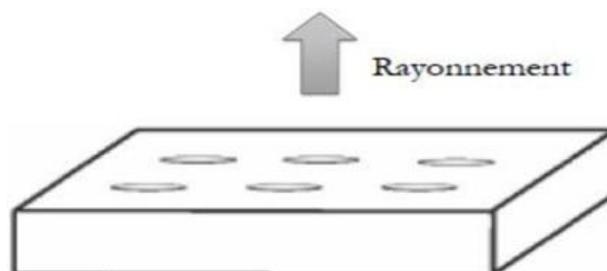


Figure I.14. Réseau de fentes.

I.5.8. L'antennes PIFA

Le PIFA est le résultat de la transformation de l'antenne en F inversé (IFA) d'une antenne horizontale élément filaire à une structure plane pour compenser sa perte de réglage et améliorer [11]. L'antenne PIFA (*Planar Inverted-F Antenna*) est une antenne quart d'onde intégrée et miniature en la comparant avec des antennes monopoles. Aussi, elle présente de

bons avantages par rapport à une antenne patch traditionnelle (coût et facilité de fabrication, petite taille, profil plus mince, bande passante).

Elle se caractérise principalement par la présence d'une plaque ou languette qui joue le rôle d'un court-circuit entre le patch rayonnant et le plan de masse comme le montre la figure(I.15) où h est la hauteur du court-circuit, W sa largeur, et D la distance séparant le court-circuit du point. La fréquence de résonance d'une antenne PIFA est approchée par l'équation :

$$L_1 + L_2 - w = \frac{\lambda}{4} \quad (\text{I.40})$$

où L_1 et L_2 sont les dimensions du patch rayonnant, et λ la longueur d'onde calculée pour le milieu séparant le patch et le plan de masse [12].

Les antennes PIFA conçues à la base des circuits imprimés sont très utilisés pour la télémétrie biomédicale du fait qu'elles permettent de fournir des performances pratiques avec des dimensions très réduites.

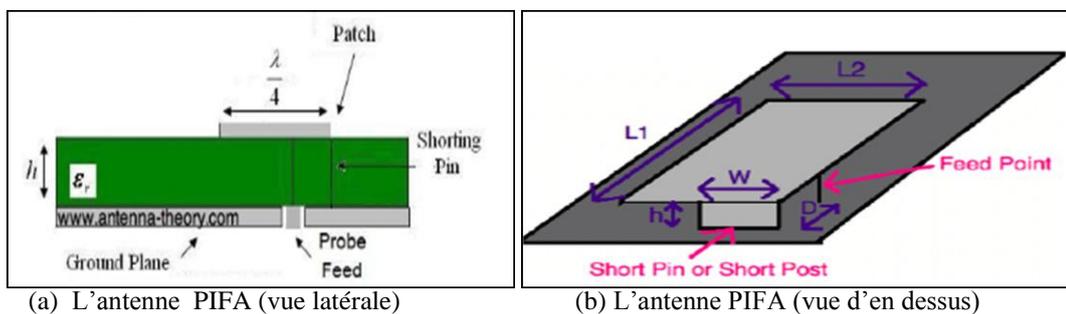


Figure I.15. La description géométrique de l'antenne PIFA.

I.6. conclusion

Ce chapitre a été consacré à l'étude du lien de transmission de l'énergie dans les réseaux sans fil. Cette transmission nécessite le couplage entre les deux champs électrique et magnétique, c'est le rôle de l'antenne. Les équations de Maxwell permettent de résoudre les problèmes liés à la propagation des ondes électromagnétiques. Plusieurs paramètres caractérisent les antennes doivent être considérés et précisés pour meilleures performances. En plus de la transformation de l'information, la puissance rayonnée par une antenne peut être utilisée aussi pour fournir une source de puissance pour alimenter les systèmes récepteurs comme on verra dans le deuxième chapitre.

CHAPITRE II

RESEAUX ET TRANSFER DE PUISSANCE SANS FIL

II.1. Introduction

le transfert de puissance, en utilisant les agents de transmissions de l'onde électromagnétique et le photon, s'appelle le transfert de puissance sans fil WPT, il s'agit d'une technologie prometteuse qui peut être utilisée dans plusieurs secteurs comme les téléphones intelligents, les ordinateurs portatifs, les dispositifs médicaux implantés dans le corps humain, les différents nœuds des réseaux corporels sans fil, etc.... Dans ce chapitre on va étudier la classification de réseaux sans fil et leur domaine d'application, en se basant sur le réseau WBAN à cause de sa importance pour la télémétrie biomédicale, la télémedecine, on a aussi étudié les différentes technologies et les systèmes accompagnés qui ont vu la lumière pour le WPT. Les avantages et les inconvénients de chacune d'eux seront cités, et aussi leurs domaines d'applications seront montrés.

II.2. les réseaux sans fil

II.2.1. Classification des réseaux sans fil

a. Les réseaux personnels sans fil (PAN (Personal Area Network)) :

Il concerne les réseaux sans fil d'une faible portée, interconnectent sur quelques mètres des équipements personnels tels que terminaux GSM, portables, organiseurs, etc... d'un même utilisateur [13].

b. Les réseaux locaux sans fil LAN (Local Area Network) :

C'est un réseau qui peut couvrir une portée de centaine mètres. Les terminaux existant dans la zone de couverture peuvent être connectés les uns aux autres. Les vitesses de ces réseaux varient aujourd'hui de quelques mégabits à des centaines de mégabits par seconde [13].

c. Les réseaux métropolitains sans fil MAN (Metropolitan Area Network) :

C'est un réseau permettant l'interconnexion des entreprises ou éventuellement des particuliers sur un réseau spécialisé à haut débit qui est géré à l'échelle d'une métropole. Ils doivent être capables d'interconnecter les réseaux locaux des différentes entreprises pour l'accès à l'internet et la téléphonie. C'est dans cette catégorie que l'on classe le WiMax [13].

d. Les réseaux étendus sans fil WAN (Wide Area Network) :

Sont destinés à transporter des données numériques sur des distances à l'échelle d'un pays, voire d'un continent ou de plusieurs continents. Le réseau est soit terrestre, et il utilise en ce

cas des infrastructures au niveau du sol, essentiellement de grands réseaux de fibre optique, soit hertzien, comme les réseaux satellite [13].

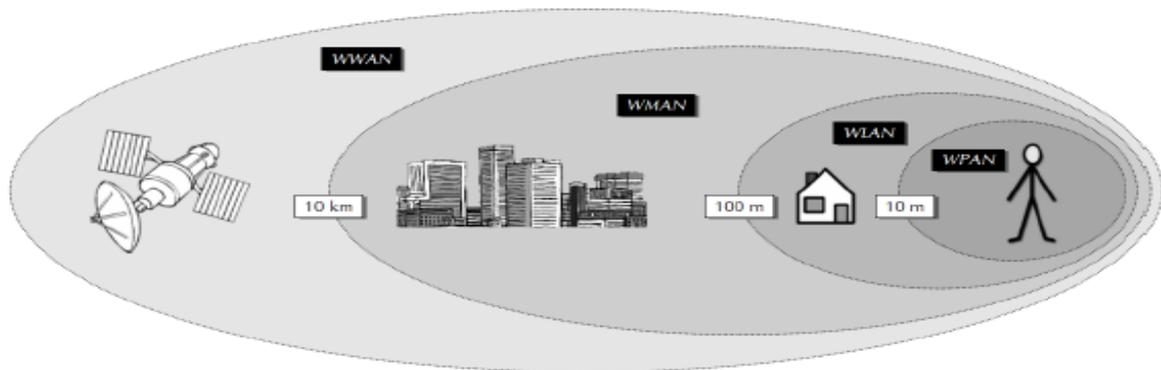


Figure II.1. Classification de réseaux sans fil.

II.3. Les réseaux de capteurs

II.3.1 Définition

Le réseau de capteurs sans fil (RCSF) est un ensemble de nœuds, allant de dizaines à des milliers d'éléments, qui communiquent sans fil, capables de collecter et de transmettre des données environnementales et de réagir en cas de besoin.

II.3.2. Applications des réseaux de capteurs

L'utilisation des capteurs est depuis longtemps une réalité au sein de multiples domaines tel que l'industrie automobile ou aéronautique, mais l'affranchissement de la connexion filaire de par les progrès dans les technologies du sans-fil permet d'étendre leur utilisation à une multitude d'autres applications

Ils peuvent détecter les fissures et les altérations dans les structures de ponts

Ils sont aussi utilisés dans les applications environnementales (détection d'incendies, détecter la pollution, analyser la qualité de l'air, ...etc.).

Utilisés dans les applications commerciales, ils servent pour améliorer les processus de stockage, de livraison, pour connaître la position, l'état et la direction d'une marchandise.

Ils peuvent être utilisés pour la détection de feux dans des grandes zones forestières, l'observation d'environnements naturels (pollution, inondation, ...etc.).

ils sont aussi utilisés dans le domaine médicales, Surveillance permanente des patients et une possibilité de collecter des informations physiologiques de meilleure qualité facilitant ainsi le diagnostic de maladies grâce à des micro-capteurs qui pourront être ingères ou implantés sous la peau.

Le déploiement d'un réseau de capteurs de mouvement peut constituer un système d'alarme qui servira à détecter les intrusions dans une zone de surveillance [14].

II.4. des réseaux WBAN

II.4.1. Définition

Un réseau corporel sans fil WBAN (normalisé par la norme IEEE 802.15.6) est un ensemble d'appareils et des dispositifs médicaux et communicants places dans des nœuds à l'intérieur (in), sur (on-) ou autour du corps humain (off-body) comme l'indique la figure(II.2). L'utilisation de ces appareils et dispositifs est pour des fins médicaux et/ ou non-médicaux. Pour les applications médicales, ces appareils sont connectés à des capteurs (actionneurs) qui surveillent et relèves les paramètres vitaux du corps humain. Les appareils apparus dès les réseaux corporels sans fil sont à faible puissance [15,16].

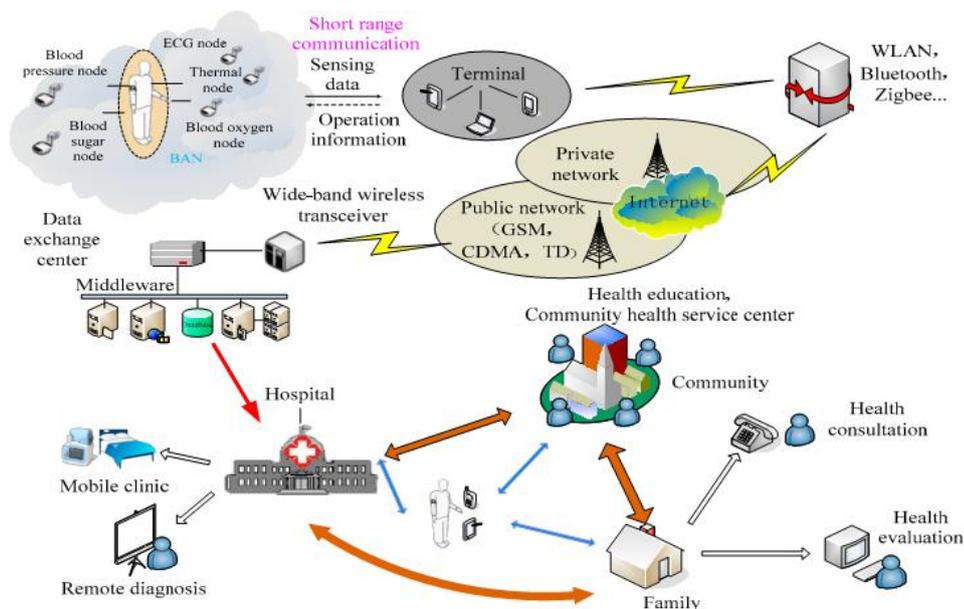


Figure II.2. Réseau WBAN : Nœuds et applications.

II.4.2. Les bandes des fréquences des réseaux WBAN

A cause de variété d'application, l'importance des réseaux WBAN pour la télémétrie biomédicale, la télémédecine, et les applications non-médicales, plusieurs bandes de fréquences ont été agréées pour ces réseaux, parmi ces bandes, on trouve : [16]

- a. Les bandes MedRadio (Medical Device Radiocommunications Service) : 401-402, et 405-406 MHz;
- b. La bande MICS (Medical Implant Communications Service): 402-405 MHz;
- c. La bande ISM (Industrial, Scientific, and Medical): 0.902-0.928, et 2.4-2.4835 GHz;
- d. La bande UWB (Ultra Wide Band): 3.1-4.9, et 6-10.6 GHz.

II.4.3. Scénarios de communication des réseaux WBAN

Les scénarios de communication sont les liens sans fil établis entre les différents nœuds pour assurer le transfert de données. Ces scénarios sont comme suivants : [17,16]

- a. Entre un implant (un nœud in-body) et un autre implant (SCM1);
- b. Entre un implant et nœud placé sur la surface du corps humain (un nœud on-body) SCM2;
- c. Entre un nœud placé sur la surface du corps humain et un dispositif extérieur SCM3;
- d. Entre deux nœuds placés sur la surface du corps humain SCM4;

Ces différents scénarios sont représentés par la figure(II.3)

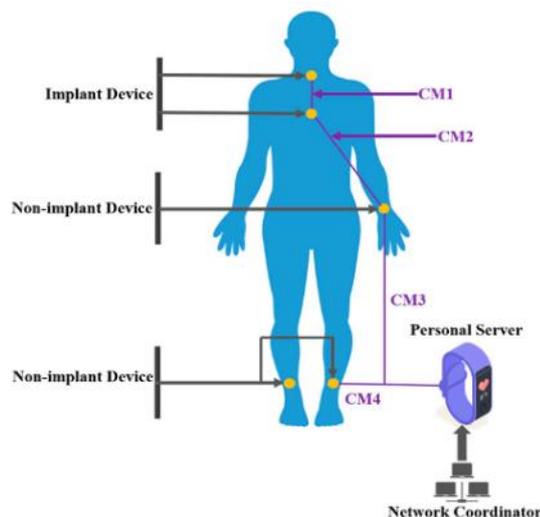


Figure II.3. Scénarios de communication des réseaux WBAN.

II.4.4. Techniques des capteurs des réseaux WBAN

Les capteurs utilisés dans les réseaux WBAN ont pour rôle convertissent les paramètres physiologiques en signaux électroniques. Ces capteurs sont classés, selon leurs fonctionnements, en trois types (Figure II.4) :

- Les capteurs physiologiques : mesurent là le changement de la pression sanguine, la glycémie, la température, l'oxygène sanguin, l'ECG, l'EEG, l'EMG, ...etc.
- Les capteurs bio-cinétiques : mesurent l'accélération et la vitesse angulaire de rotation du mouvement humain, ...etc.
- Les capteurs d'ambiance : mesurent l'humidité, la lumière, le niveau de pression acoustique et la température ambiante [17,16].

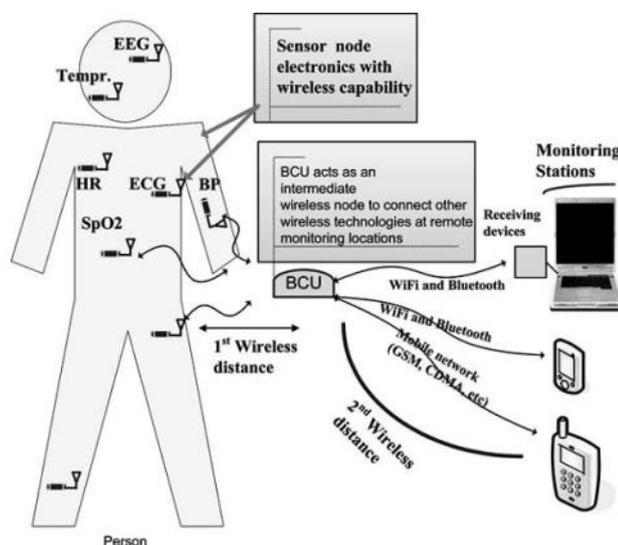


Figure II.4. Exemples de capteurs WBAN.

Le Tableau III.1 montre la technique de fonctionnement utilisée par quelques capteurs de WBAN.

Tableau II.1. Capteurs WBAN et technique de fonctionnement.

Capteur	Technique de fonctionnement
Glycémie	Utilise des méthodes non invasives telles que la mesure optique au niveau des yeux et l'analyse de la respiration
Pression artérielle	Mesure la pression systolique et diastolique
ECG/EEG/EMG	Mesure différentielle via des électrodes placées sur le corps
Température	Utilise un circuit intégré pour détecter les changements de température en mesurant la résistance.
Respiration	Mesure l'oxygène dissous dans un liquide avec deux électrodes, une cathode et une anode recouvertes d'une fine membrane

Accéléromètre	Mesure l'accélération relative à la chute libre sur trois axes
Oxymétrie	Mesure les changements de rapport d'absorbance par la lumière rouge ou infrarouge traversant le bout du doigt ou le lobe de l'oreille.

L'utilisation de capteurs des WBAN permet suivre plusieurs maladies. Le tableau II. 2 résume l'utilisation commune de capteurs pour la surveillance des maladies.

Tableau II.2. Capteurs WBAN et surveillance des maladies.

Maladie	Capteurs utilisés	Données collectées
Dépression	Capteur de pression barométrique	l'emplacement, la posture, la pression
Maladies cardiaques	dispositif de détection de sang, ECG	Pression du sang, ECG, SpO2, fréquence cardiaque, lipides sanguins
Diabètes	Capteurs de : glucose sanguin, Pression artérielle, ECG	glucose sanguin; Pression artérielle, ECG

La figure (II.5) illustre un exemple pour l'utilisation des nœuds On-body pour transmettre les données entre Un système de surveillance sans fil d'endoscope et une unité extérieure. Le nœud on-body peut aussi jouer le rôle d'une source de puissance pour alimenter le système de pille placés dans le corps humain (un nœud in-body) via le transfert de puissance sans fil.

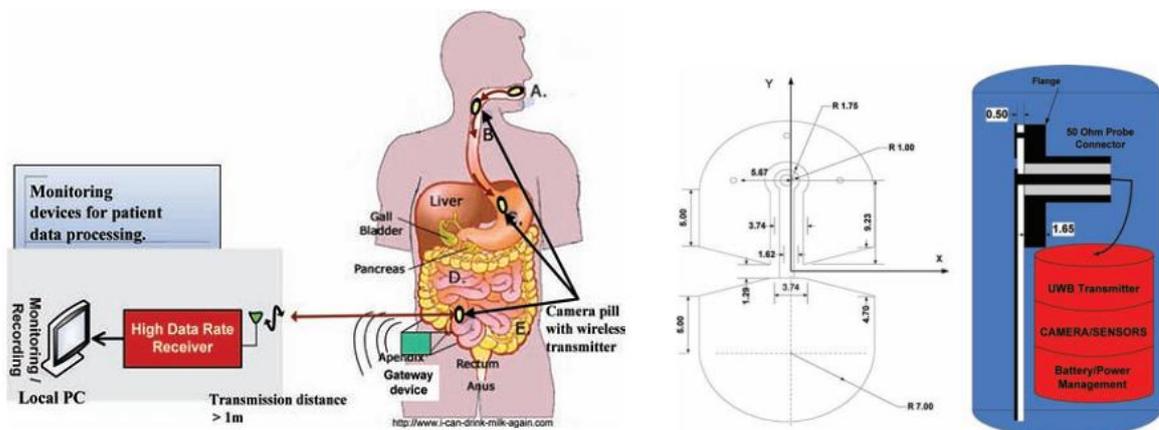


Figure II.5. Système de surveillance sans fil endoscopique.

II.5. Historique de transfert de puissance sans fil

L'idée de transfert de l'énergie électrique en utilisant les ondes électromagnétiques représenta la naissance de WPT, entre 1981 et 1910, Nikola TESLA fit la première expérience sur le transport de puissance sans fil sans utiliser les câbles. Il essaya de transmettre l'onde électromagnétique entre deux énormes bobines placées chacune sur une tour de transmission

de 60 mètres de hauteur à Long Island (New York) [18]. En 1975, une expérimentation terrestre qui a été réalisée à Goldstone au Jet Propulsion Lab (JPL) a constitué une phase importante dans l'évolution du concept de WPT.

En effet, une puissance DC récupérée de 30 kW et un rendement de 54 % ont été mesurés et certifiés pour une distance de 1,6 Km entre l'antenne d'émission et l'antenne de réception [19]. En outre, en 1987, le projet canadien SHARP "Stationary High Altitude Relay Platform" a été mené dans le but de faire voler un avion en utilisant uniquement comme source d'énergie des ondes électromagnétiques générées par quatre-vingt antennes paraboliques au sol à 2,45 GHz. La puissance qu'émettait chaque antenne à la fréquence 2,45 GHz était de 10 kW. Pendant les premiers tests, les antennes redresseuses avaient un rendement de 70 % mais capturaient uniquement 10 % de la puissance RF émise. Le prototype a plané pendant une durée de 20 minutes à une altitude de 150 m [20]. A l'échelle européenne, le laboratoire d'Electronique, d'Energétique et des Procédés "LEP" de l'Université de la Réunion s'est investi dès 1994, en collaboration avec l'équipe japonaise de l'Institut des sciences spatiales et astronautiques "ISAS", dans un projet qui consistait à alimenter l'île de Grand Bassin difficilement accessible. En 2001, le premier prototype a été réalisé avec une puissance émise de l'ordre de 800 W. Sur une distance de 40 m, un système rectenna, formée de 2376 antennes dipôles, a été utilisé pour capter et convertir l'énergie RF reçue. Ainsi, trois lampes de 9 W furent allumées grâce à ce système avec un rendement global d'environ 5 % [21].

Durant ces dernières années, avec l'évolution dans le domaine électronique notamment au niveau du développement de l'intelligence artificielle, de la consommation et de la miniaturisation, les systèmes de transmission d'énergie électromagnétique sont de plus en plus présents dans différents domaines d'applications. Dans la partie qui suit, nous détaillerons quelques travaux récents sur le WPT pour l'alimentation à distance de capteurs sans fil, le WPT s'intègre dans les appareils et les dispositifs électroniques, tels que, les Smartphones, les ordinateurs portables, les tablettes, les implants médicaux, l'électroménagers, et prochainement les véhicules électriques.

II.6. Définition et principe du transfert de puissance sans fil

Le WPT est le processus de transmission de l'énergie électrique d'une source "émetteur" à une charge "récepteur" sans utiliser de conducteur ou de fil. Le WPT est un

vaste domaine qui couvre de nombreuses applications avec différentes techniques et différentes gammes [22].

Le principe du transformateur de puissance est illustré par la figure (II.6), le lien entre la source et la charge est constitué de deux bobines, la première joue le rôle d'un émetteur de puissance, et l'autre est considérée comme récepteur.

Le circuit primaire est alimenté par une tension alternative, et le courant alternatif circulant dans l'enroulement primaire "bobine émettrice" produit un champ magnétique. Ce même champ va générer une tension sur la bobine réceptrice. Cette tension peut être utilisée pour alimenter la charge. L'efficacité du transfert de puissance dépend du coefficient de couplage K entre les deux bobines, leur coefficient de qualité Q , la forme des bobines et de l'angle formé entre elles [23].

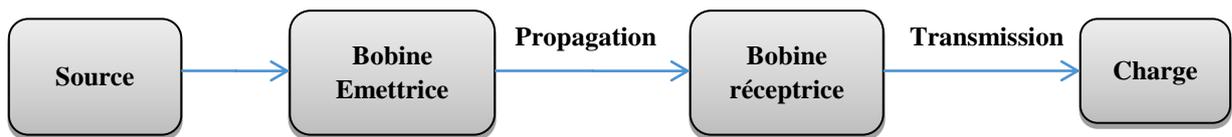


Figure II.6. Principe du transfert de puissance sans fil.

II.7. Classification des technologies de WPT

Le transfert d'énergie sans fil peut être divisé en deux catégories principales (Figure II.7), le transfert non radiatif et le transfert radiatif.

Ces différentes technologies sont bien appliquées et exploitées dans les réseaux WBAN pour fournir de la puissance aux différents nœuds : off-, on-, et in-body, ce qui permet de rendre les applications cliques plus pratiques et fournir un autre degré de liberté aux patients. Les nœuds in-body sont, généralement, des appareils et des dispositifs médicaux implantés dans le corps humain pour la télémétrie biomédicale et aussi pour soutenir la télémédecine. Pour assurer le lien entre ces nœuds les liens distants : les stations de recevoir, et de traitement des données, les assistants médicaux, et les médecins, des nœuds on-body, c'est-à-dire placés d'une manière surfacique sur le corps humain, et des nœuds off-body distants du corps humain doivent être insérés afin d'assurer la communication bidirectionnelle, le transfert de puissance sans fil, ...etc.

L'alimentation des dispositifs implantés peut être affectée efficacement à travers la peau et à des distances beaucoup plus grandes que l'épaisseur de la peau, de sorte que l'énergie peut être fournie à des dispositifs profondément implantés dans le corps humain. La technique de WPT élimine la nécessité pour les lignes de transmission qui pénètrent dans le corps humain ainsi que pour le remplacement chirurgical des piles primaires [24].

II.7.1. Le transfert radiatif (Fonctionnement en champ lointain)

La transmission de puissance de type radiatif se compose de deux méthodes : la transmission de puissance en utilisant les micro-ondes (MPT : *Microwave Power Transfer*), et la transmission de puissance par laser (LPT : *Laser Power Transfer*), basé sur le champ électrique de l'onde électromagnétique [25]. Dans ce cas, les conditions sont [26] :

$$\begin{cases} L_{DEV} \gg \lambda \\ L_{DEV} \gg 10\lambda \end{cases} \quad (\text{II.1})$$

L_{DEV} : est La dimension maximale de l'émetteur de puissance;

λ : est longueur d'onde.

II.7.2. Le transfert non radiatif (Fonctionnement en champ proche)

La transmission de puissance de type radiatif se compose de trois techniques : le couplage capacitif (CPT : *Capacitive Power Transfer*) entre deux électrodes métalliques, basé sur des champs électriques et couplage inductif (IPT : *Inductive Power Transfer*), couplage par résonance magnétique (MCR : *Megantic resonance coupling*) travailler sur le champ proche, où le champ électromagnétique généré [27], Il se caractérise par trois conditions [26] :

$$\begin{cases} \lambda \gg L_{DEV} \\ \lambda \gg d \\ 2\left(\frac{L_{DEV}^2}{\lambda}\right) \gg d \end{cases} \quad (\text{II.2})$$

d : est la distance;

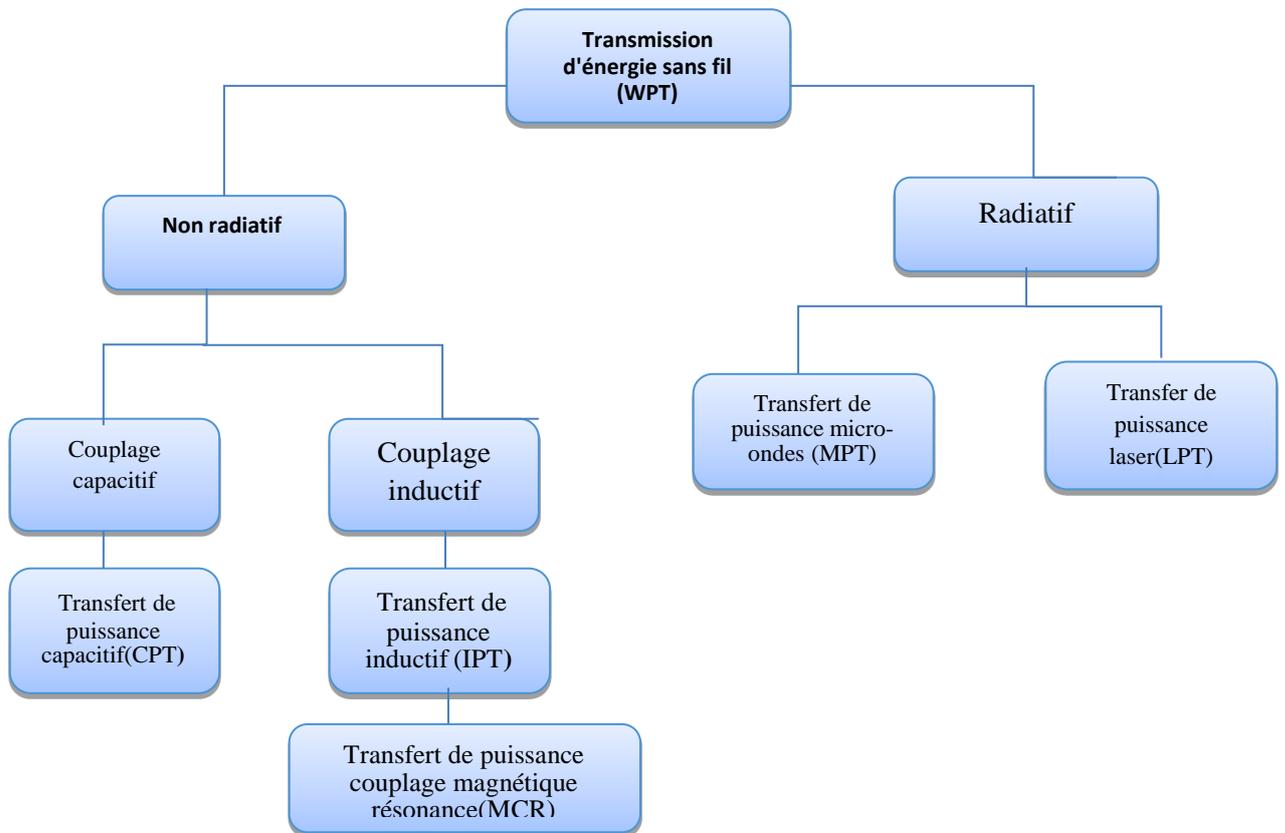


Figure II.7. Classification du transfert d'énergie sans fil [28].

II.8. Les technologies radiatives

II.8.1. Transfert de puissance sans fil par micro-ondes

Un système de transmission de puissance micro-onde sans fil (MPT : Micro-wave Power Transfert) se compose de trois parties : émetteur, direction du faisceau et antenne Recevoir le redressement (Rectenna). En réception, l'énergie micro-onde générée par l'émetteur (une antenne émettrice), sera reçue et convertie en DC à la réception en se basant sur un système Rectenna constitué d'une antenne réceptrice et d'un circuit de d'adaptation-conversion DC. Les ondes micro-onde sont utilisées pour transmettre de l'énergie directionnellement sur de longues distances (jusqu'à quelques kilomètre). Le principe de la transmission d'énergie sans fil par micro-ondes est illustré à la figure (II.8) [29].

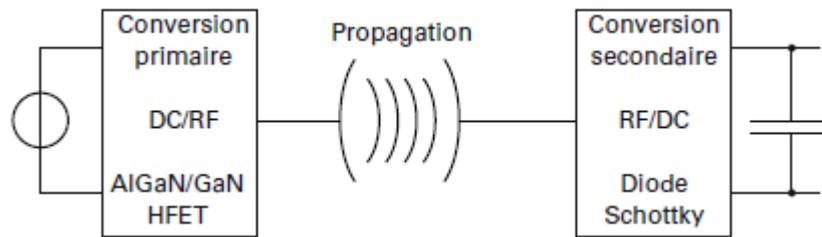


Figure II.8. Principe de transfert d'énergie sans fil par micro-onde.

Les principaux avantages de l'utilisation des micro-ondes, et des radiofréquences, pour le transfert d'énergie sans fil sont :

- a. Transmission directionnelle de l'énergie sur de longues distances;
- b. Possibilité de miniaturisation;
- c. Antennes directionnelles ou non;
- d. Le potentiel de transfert de puissance peut atteindre plusieurs kilowatts;
- e. Transfert avec un rendement élevé, allant jusqu' à 85%

II.8.2. Transmission de puissance sans fil par faisceaux laser

La transmission de puissance laser est rayonné sous forme d'ondes électromagnétiques toutefois il est en THz et existe donc sous forme de lumière. sa puissance est transmis par un émetteur laser et capturé par un panneau solaire. Ainsi, l'amélioration de l'efficacité des panneaux solaires conduit également à une amélioration de l'efficacité globale [25]. Le système WPT comporte deux composants principaux: une diode laser LD, et un réseau photovoltaïque PV, La plupart des dernières recherches sur la technologie WPT se concentrent principalement sur les techniques au niveau de l'appareil et les implémentations médicaux [30].

La figure (II.9) présente un schéma descriptif du fonctionnement de la technologie WPT optique. La diode laser dans l'émetteur est commandée par le mode courant dans le générateur. Les guides de faisceau sont utilisés pour ajuster la direction de la puissance délivrée. Dans le récepteur, les cellules photovoltaïques convertissent la lumière reçue en énergie via un convertisseur de puissance correspondant. Utilisez ensuite le courant continu pour alimenter la charge ou la batterie.

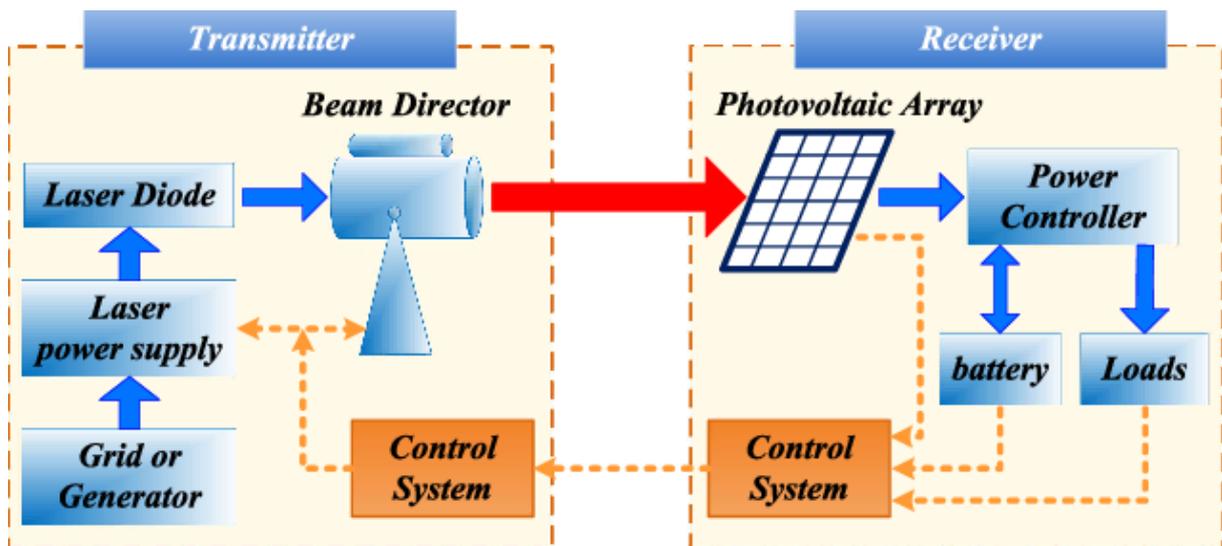


Figure II.9. Principe du transfert de puissance en utilisant les ondes optiques.

Les principaux avantages de la technologie laser LPT sont :

- La capacité de transférer de la puissance jusqu'à des kilowatts;
- Transfert possibles sur des longues distances, jusqu'à plusieurs Kilomètres;
- Le rayonnement laser n'interfère pas avec les signaux radio à proximité;
- Contrôle d'accès seuls les récepteurs touchés par les lasers reçoivent de l'énergie;
- Système d'alimentation laser a la capacité de fournir de l'énergie longtemps à l'électronique mobile à distance;
- Son efficacité de transfert globale est d'un peu plus de 50%.

II.9. Les technologies non radiatives

II.9.1. Transfert de puissance sans fil par Couplage inductif

Le couplage inductif IPT est basé sur l'induction de champ magnétique qui fournit de l'énergie électrique entre deux bobines. La figure (II.10) montre le modèle inductif de référence, le transfert de puissance IPT se produit lorsqu'une bobine primaire "émettrice de l'énergie" génère un champ magnétique variable dans une bobine secondaire "réceptrice de l'énergie". Le champ proche magnétique d'alimentation induit ensuite une tension. Cette tension peut être utilisée pour charger un appareil sans fil ou un système de stockage, la fréquence de fonctionnement du couplage inductif est généralement dans la gamme 1 KHz. La bobine secondaire doit être réglée au niveau de la fréquence de fonctionnement pour améliorer l'efficacité de la charge, Le facteur de qualité est habituellement conçu en petites

valeurs, car la puissance transférée s'atténue rapidement pour des valeurs de qualité plus élevées. Les systèmes d'identification par radiofréquences RFID est un exemple d'application de ce type de transfert de puissance sans fil [27].

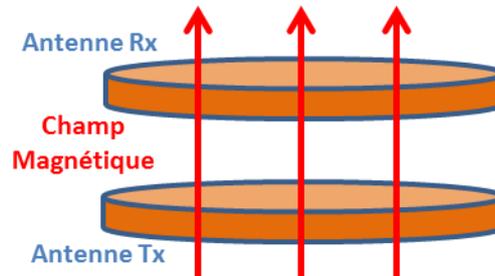


Figure II.10. Modèles de systèmes de charge sans fil pour couplage inductif.

Le lien inductif est une méthode courante d'alimentation électrique sans fil et de la communication de données avec l'extérieur du corps [31]. La figure (II.11) montre le principe de transfert d'énergie par un lien inductif à travers la peau.

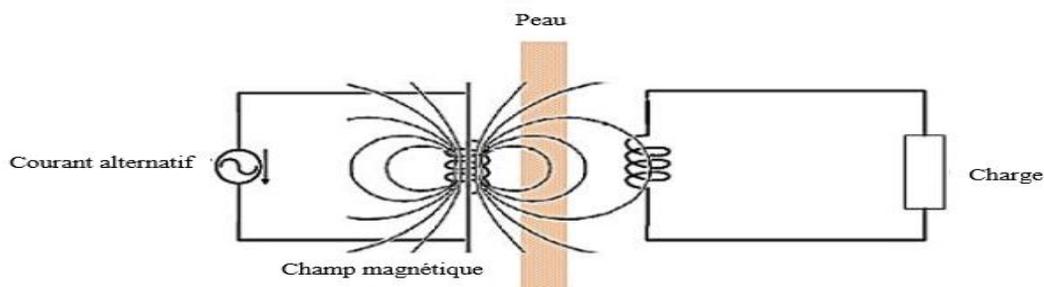


Figure II.11. Principe de transfert d'énergie sans fil par lien inductive.

Un courant alternatif à travers la bobine externe induit un champ magnétique alternatif. Ce champ magnétique est capté par une bobine de réception "bobine implanté", produisant une force électromotrice "f.é.m." dans celui-ci. Ainsi, l'énergie est transférée à la charge.

Le type de WPT inductif possède s principaux avantages :

- a. Mise en œuvre facile, et fonctionnement pratique;
- b. C'est un type sécurisé pour les humains du fait qu'il est radiatif une faible fréquence de transmission;
- c. Une efficacité de transfert élevée allant jusqu'à 95% sur de courtes distances;
- d. Élimine les étincelles et autres dangers du fait que l'accouplement est magnétique;
- e. Fonctionne bien sur des distances de communication considérablement courtes.

II.9.2. Transfert de puissance sans fil par résonance magnétique

Le couplage magnétique résonant entre deux structures, également appelé WPT résonant à faible couplage, le plus souvent formé des enroulements circulaires comme l'indique la figure (II.12), il permet de faire un transfert d'énergie en champ moyen. Afin d'avoir un transfert efficace de puissance, deux ou plusieurs objets résonants à la même fréquence sont utilisés.

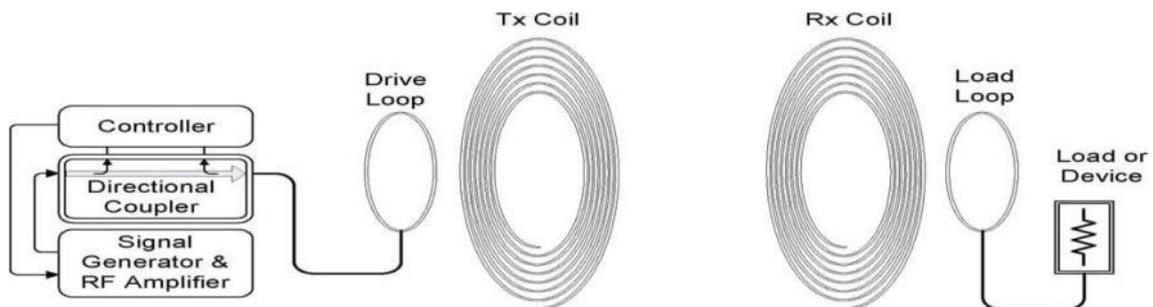


Figure II.12. Schéma du montage utilisé pour la WPT par couplage magnétique résonant.

La puissance peut être transférée sans fils en utilisant un couplage non résonant tel qu'il est utilisé dans les transformateurs comme montré par la figure (II.13). Dans ce cas, la bobine primaire génère un champ magnétique et la bobine secondaire tente de saisir autant d'énergie que possible.

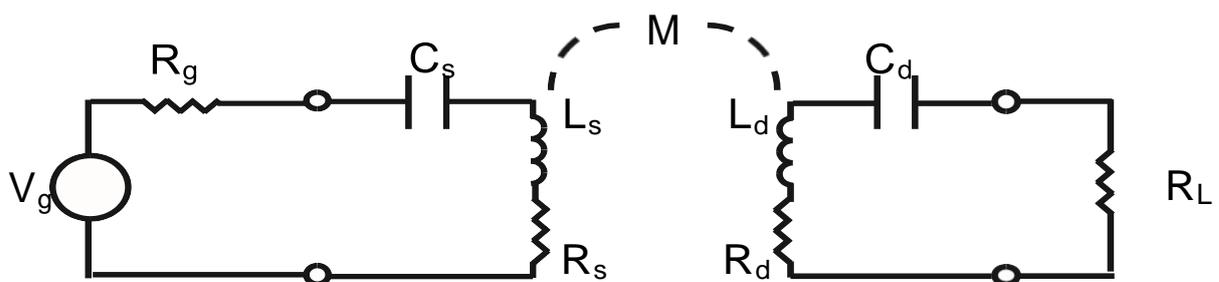


Figure II.13. Circuit équivalent pour le système de résonateur couplé.

Pour cette opération, il est nécessaire d'avoir noyau magnétique entre les deux bobines. Cette méthode est très peu efficace lorsque la distance entre les deux bobines est importante et se traduit par un gaspillage d'énergie, due aux pertes par l'effet de Joule dans la bobine primaire. En utilisant la résonance, l'efficacité peut être considérablement améliorée. Dans ce cas, un circuit LC accordé est formé en chargeant chaque bobine à sa pleine capacité. Une quantité

importante de puissance peut être transmise sur une distance considérable entre les deux bobines qui résonnent à la même fréquence [32].

Les avantages de la résonance magnétique sont nombreux :

- a. Efficacité accrue;
- b. Distance plus longue par rapport à la non-résonance couplage inductif;
- c. Transfert de puissance élevée jusqu'à plusieurs kilowatts;
- d. Permet l'utilisation d'une seule couche plus petite bobines de bobinage pouvant être mises en œuvre dans Circuits MEMS pour portables et implantés Dispositifs;
- e. Les champs magnétiques ne sont pas affectés par objets environnants;
- f. Plus sûr pour les personnes, les animaux et l'environnement car il n'y a pas de rayonnement électromagnétique pendant le transfert d'énergie.

II.9.3. Transfert de puissance par couplage capacitif

Le principe de WPT par couplage capacitif utilise le champ électrique généré entre deux plaques électriquement conductrices [33]. Un effet capacitif apparaît ainsi et la charge générée par l'émetteur émet un champ électrique qui donnera naissance à une charge de signe opposé si un récepteur est placé à proximité. Une puissance pourra donc être extraite de cette charge vers la batterie électrique d'un appareil électronique [34].

La structure typique d'un système de WPT capacitif est indiquée par la figure (II.14), le couplage est effectué par deux condensateurs. Par le biais d'un réseau de compensation du côté primaire (émetteur de puissance), une source de tension alternative est connectée aux premières plaques des deux condensateurs de couplage, et du côté secondaire (récepteur de puissance) les plaques du deuxième condensateur sont connectées à un redresseur afin d'alimenter une charge ou charger une batterie [35].

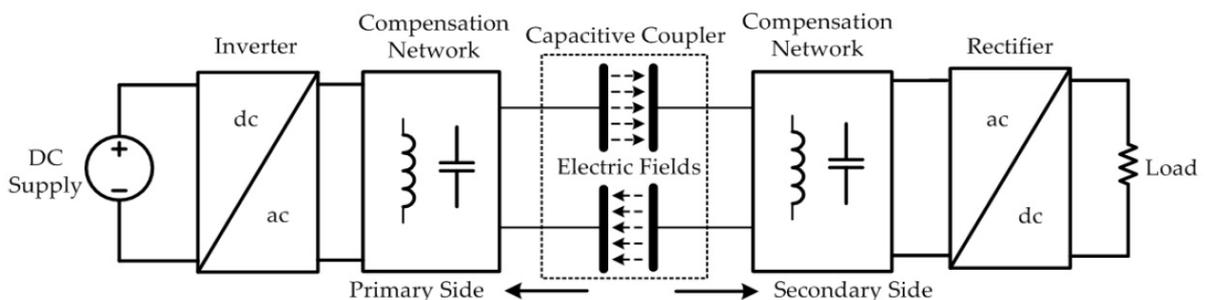


Figure II.14. Structure typique d'un système de transfert de puissance capacitif (CPT).

Le système à couplage capacitif présente les caractères suivants :

- L'électrode utilisée entre l'émetteur et le récepteur du système est mince ce qui permet de l'intégrer dans des dispositifs mobiles de faible épaisseur;
- La température ne s'élève pas dans la zone de transmission d'énergie ce qui signifie que la batterie est protégée de la chaleur même si elle est placée à proximité;
- Le niveau d'émission du champ électrique est faible en raison de la structure du système de couplage. Le champ électrique émane des électrodes destinées à la transmission d'énergie;
- Transfert une puissance moyenne allant jusqu'à plusieurs kilowatts.

Le Transfert de puissance sans fil WPT est une technique intéressante pour l'alimentation en énergie dans les environnements dangereux et difficiles d'accès, se débarrassé des fils, câbles, recharge facile de batterie. Il permet de réduire le coût associé à la fabrication et le maintien de connecteur direct. L'avantage du confort d'utilisation du WPT a dévoilé plusieurs domaines d'applications, et a renforcé les efforts de développement des systèmes plus en plus adaptés aux différents aspects de nos quotidiennes.

II.10. Applications des systèmes WPT

Le WPT a été utilisé dans plusieurs domaines (figure II.15).

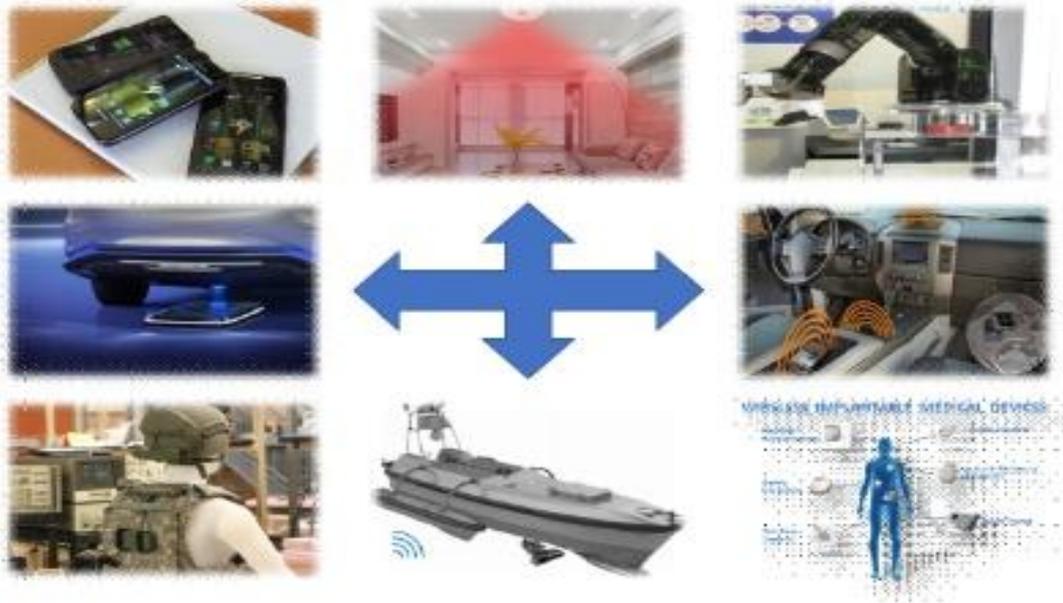


Figure II.15. Applications du système de transfert d'énergie sans fil WPT.

Tels que l'électronique grand public (Smartphones, Personnel Computer, audio lecteurs, tablettes, etc.). Outre la charge de Smartphones, appareils photo et montres, WPT les technologies peuvent également être utilisées pour charger des téléviseurs. Il est également utilisé en médecine. Les applications d'implantation médicale, sont utilisées pour détecter et traiter les maladies du corps humain. WPT trouve également son application dans les systèmes de recharge des véhicules autonomes, véhicules sous-marins, Internet des objets IoT, véhicules électriques, les systèmes de défense militaire, réseau de capteurs sans fil WSN, et les véhicules aériens sans pilote [28].

II.11. Conclusion

Dans ce chapitre, nous présenterons dans une première partie les réseaux corporels sans fil ainsi que leurs caractéristiques techniques. Puis nous avons introduit la définition du système de transfert d'énergie sans fil, expliquant son principe de base, ses objectifs et ses technologies, pour l'objectif d'éliminer totalement des câbles et l'utilisation de la technologie WPT dans tous les domaines (médical, industriel, etc.). Par comparaison entre les différentes technologies, la conversion des ondes électromagnétique en énergie électrique, on trouve que cette technologie est très avantageuse, surtout s'il s'agit des appareils et dispositifs de faible consommation. Les ondes électromagnétiques déployées pour la télécommunication peuvent être utilisées comme source d'énergie électrique pour les différents nœuds des réseaux sans fils. Les réseaux de capteurs, et en particulier, les réseaux corporels sont constitués de nœuds de faible consommation, ce qui implique que le WPT est une solution véritable pour les alimenter. Le système WPT est le plus efficace et plus sûr pour l'environnement biologique du corps humain afin de charger batteries d'implants médicaux électronique.

Chapitre III

Simulation conception et prototypage

III.1. Introduction

Nous avons vu dans les deux premiers chapitres de ce mémoire que les réseaux sans fil ont trouvé un lien primordial pour rendre des télécommunications plus rentables et plus pratiques. De nos jours, les efforts sont orientés aussi vers l'exploitation de ces réseaux pour des autres objectifs tels que le transfert de puissance sans fil. Pour résoudre les problèmes dépendent de l'électromagnétique, le système unifiés de Maxwell doit être utilisé, néanmoins, son l'exploitation pour les géométries complexes n'est pas facile, et par conséquent, les logiciels basés sur les méthodes numériques doivent être utilisés. L'antenne est la clé de raccordement, via les ondes électromagnétiques, entre, au moins, deux systèmes distants. Pour les réseaux WBAN, les nœuds on-body peuvent être en liaison avec les nœuds in-body, et les nœuds off-body.

Ce chapitre est consacré à la conception, la simulation, et la réalisation d'un système de transfert de puissance sans fil (un système Rectenna) WPT pour les nœuds on-body des réseaux WBAN. Les différentes étapes suivis sont détaillés, les résultats obtenus sont représentés et commentés.

III.2. Eléments et considérations

Afin de concevoir, simuler, et réaliser un système de WPT pour alimenter les dispositifs des nœuds on-body, le principe suivant doit être considéré : l'énergie électromagnétique générée par une antenne quelconque sera reçue puis convertie à un courant DC pour alimenter une charge (dispositifs médicaux, Smart Swatch, routeur, etc.) placée sur la peau du corps humain.

a. La source : la bande de fréquence ISM 2.45 GHz est une bande utilisée par plusieurs systèmes de télécommunication pour le raccordement sans fil par exemple, les réseaux Wifi, les fours à micro-ondes, les dispositifs médicaux, et les réseaux WBAN. Pour notre travail, un point d'accès Wifi est prévu d'être utilisé comme source de l'énergie électromagnétique.

b. Le canal de transmission : c'est-à-dire le lien entre le point d'accès Wifi et notre système WPT, ce lien est l'espace libre. Comme pour la transmission de données, le transfert de puissance sans fil nécessite d'assurer la réception (par l'antenne réceptrice) du maximum possible de la puissance électromagnétique rayonné par la source. Pour cela, les deux

antennes émettrice (du point d'accès Wifi), et réceptrice (du notre système WPT) sont en visibilité directe.

c. Le dispositif récepteur et le système WPT : notre système WPT (antenne dipôle réceptrice, circuit pour l'adaptation, le redressement, et la stabilisation) a pour but d'être utilisé dans les nœuds on-body, c'est-à-dire à la surface de la peau sans contact direct. Les étapes suivies pour notre travail sont représentées par la figure (III.1)

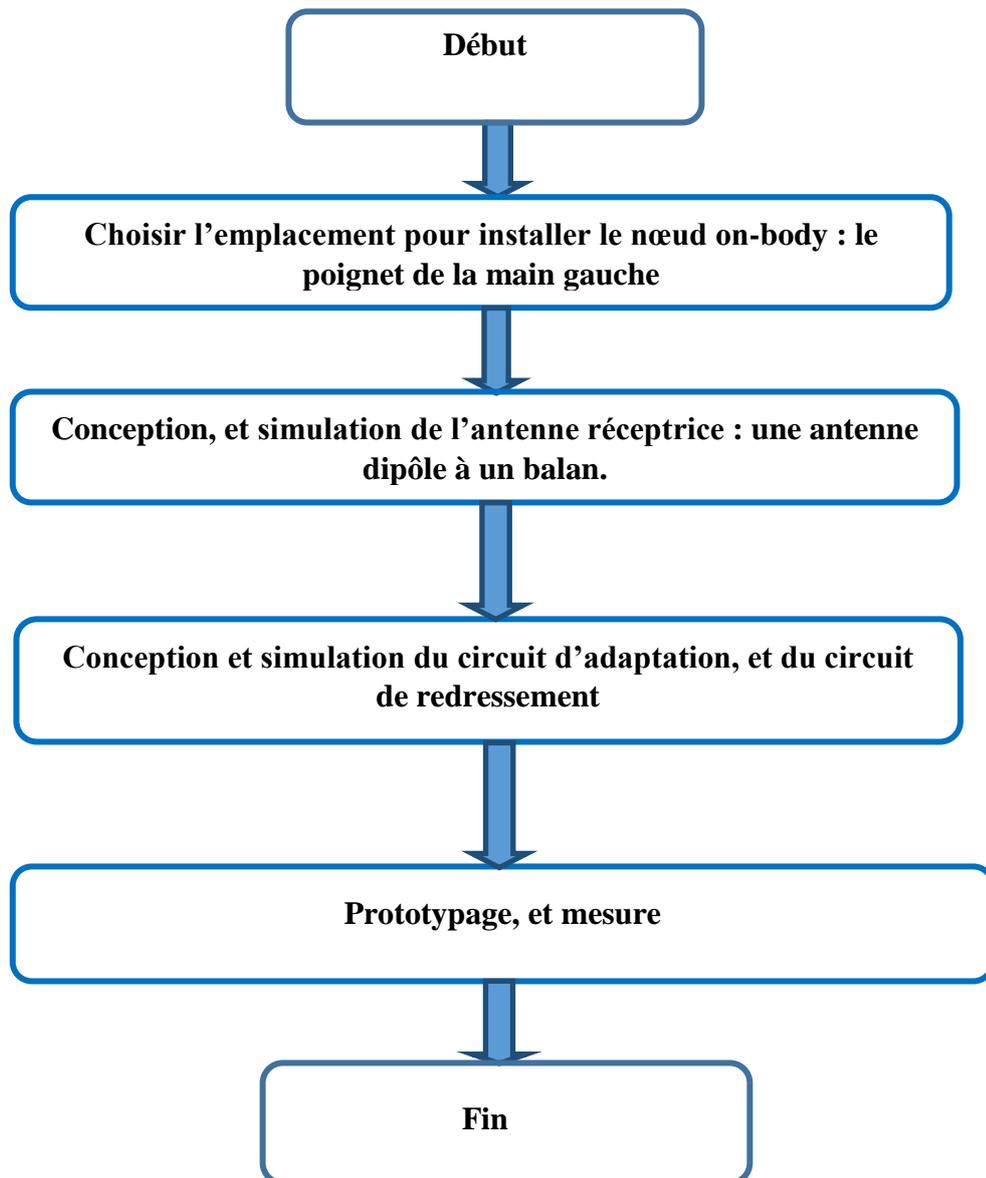


Figure III.1. Organigramme de conception, simulation, et réalisation du système WPT.

Le système WPT conçu, simulé, et réalisé est représenté par la figure (III.2) L'antenne réceptrice est un dipôle à balun. Le circuit de notre système WPT est constitué de deux

parties : (1) un adaptateur d'impédance. Dans la partie précédent, l'antenne est simulée seule, après l'intégration de cette antenne avec le circuit, une désadaptation se produit, pour revenir à l'état d'adaptation, l'ajoute d'un adaptateur de puissance en fréquences considérés est indispensable. (2) et un redresseur suivi par un stabilisateur; la tension correspondante au signal électrique issu de l'antenne dipôle (en réception) est une tension variable, pour l'exploiter en alimentation d'une charge (les dispositifs médicaux du nœud on-body), on doit la convertir à une tension DC.

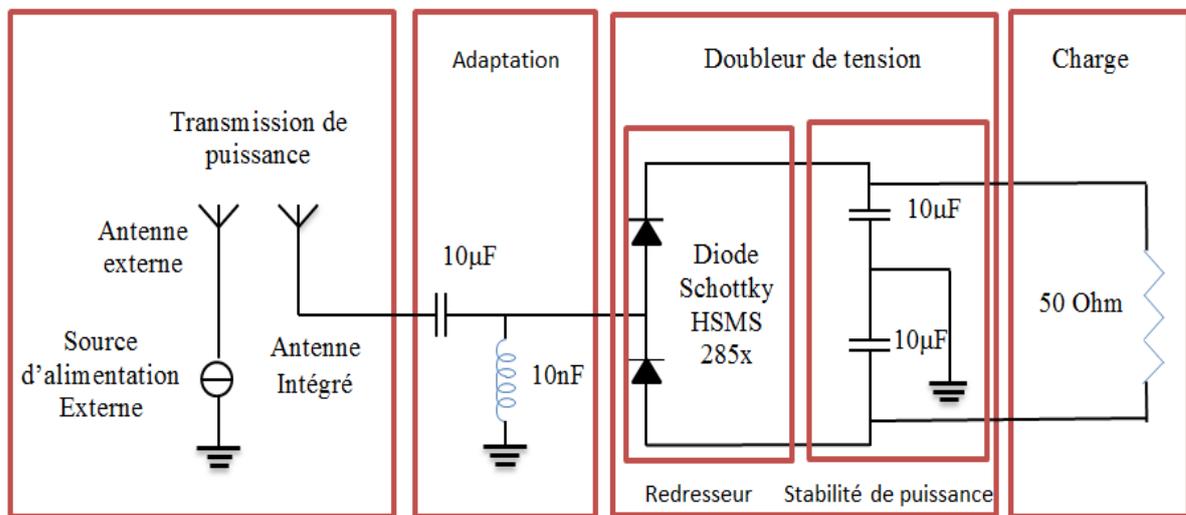


Figure III.2. Structure du système WPT (système Rectenna).

III.3. Simulation et conception

Dans ce paragraphe, les étapes de la simulation, et de la conception, de notre système WPT, seront détaillés, les résultats obtenus seront représentés et commentés.

Les deux logiciels Full wave HFSS (*High Frequency Structure Simulator*) 17.2, et ADS 2015.01 (*Advanced Design System*) sont utilisés. Le HFSS est utilisé pour la conception, et la simulation de l'antenne réceptrice (du nœud on-body), et le logiciel ADS est utilisé pour la conception du circuit du système WPT, ce circuit inclus deux parties : la première pour l'adaptation, tandis que la deuxième est pour la conversion DC. Le HFSS est un logiciel puissant pour résoudre les problèmes 3D en électromagnétique, il est basé sur la méthode des éléments finis. La phase de pre-processing de l'utilisation de ce logiciel inclus les tâches suivantes : la géométrie, les conditions aux limites, et l'alimentation.

III.3.1. L'emplacement du nœud on-body

Dans les réseaux WBAN, les nœuds on-body sont multiple (le poignet, le thorax, l'abdomen, etc.) et dépendent de l'application médicale (non-médicale) considérée, ainsi que les exigences transmission de cette application. Un modèle numérique computationnel du bras gauche a été choisi pour notre travail (figure III.3). Le bras est constitué de plusieurs tissus et structures biologique : la peau, la graisse, les muscle, l'os, les veines, les vaisseaux, etc. Ces différents tissus et structures sont spécifiés par des propriétés diélectriques différentes : la conductivité, la permittivité relative, le coefficient de perte électrique. A la fréquence de 2.45 GHz, les valeurs numériques de ces paramètres, pour le tissu du muscle, sont données par le tableau III.1. Pour le champ magnétique les tissus biologiques sont similaires à l'air.

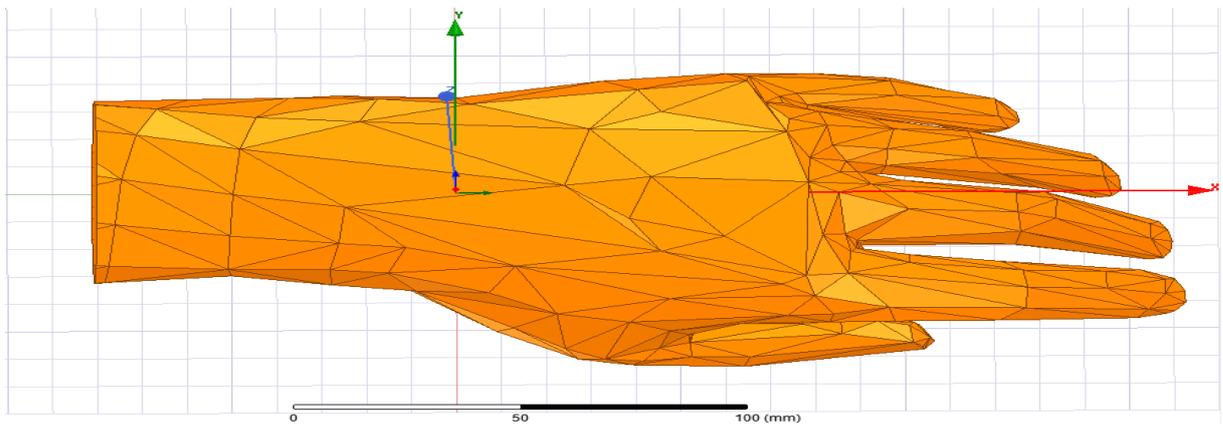


Figure III.3. Modèle 3D du bras gauche.

Tableau III.1. Les propriétés diélectriques du muscle, de la peau, et de la graisse.

Tissus	Fréquence [Hz]	Conductivité [S/m]	Permittivité relative	Coefficient de perte
Muscle	ISM : 2.45 GHz	1.7388	52.729	0.24194
Peau	ISM : 2.45 GHz	1.464	38.007	0.28262
Graisse	ISM : 2.45 GHz	0.10452	5.2801	0.14524

III.3.2. Conception, et simulation de l'antenne réceptrice

Les systèmes de WPT radiatifs sont appelés systèmes Rectenna, ils sont constitués d'une antenne réceptrice, un circuit d'adaptation, et d'un circuit de redressement pour générer une tension DC capable d'être fournie à une charge pour l'alimenter. Le type d'antenne choisi comme réceptrice, est une antenne dipôle à balun planaire. Un circuit imprimé PCB (*Printed*

Circuit Board) double faces de type FR4_epoxy ($\epsilon_r = 4.4$, $\mu_r = 1$, $\tan \delta\epsilon = 0.02$, hauteur $h=1.6$ mm) a été utilisé pour imprimer notre antenne.

La permittivité relative ϵ_r , est une propriété physique qui décrit la réponse d'un milieu donné à un champ électrique appliqué, une faible permittivité diélectrique offre un meilleur rendement et une bande passante plus grande. Les substrats dont les permittivités diélectriques sont élevées peuvent être utilisés pour la miniaturisation.

La perméabilité relative μ_r , est la mesure de l'aimantation qu'un matériau obtient en réponse à un champ magnétique appliqué.

La conductivité électrique σ , caractérise l'aptitude d'un matériau ou d'une solution à laisser les charges électriques se déplacer librement et donc permettre le passage d'un courant électrique.

Les trois parties de cette antenne sont le substrat, la première face incluse le GND, les deux baluns, et les deux pôles, l'autre face inclus l'extension de l'alimentation. La structure complète de cette antenne est représentée par la figure (III.4). Tous les éléments imprimés sont des cuivre ($\sigma = 0,58$ Ms/m, $\epsilon_r = 1$, et $\mu_r = 0.99991$), le via (du *Hole*) est aussi de cuivre.

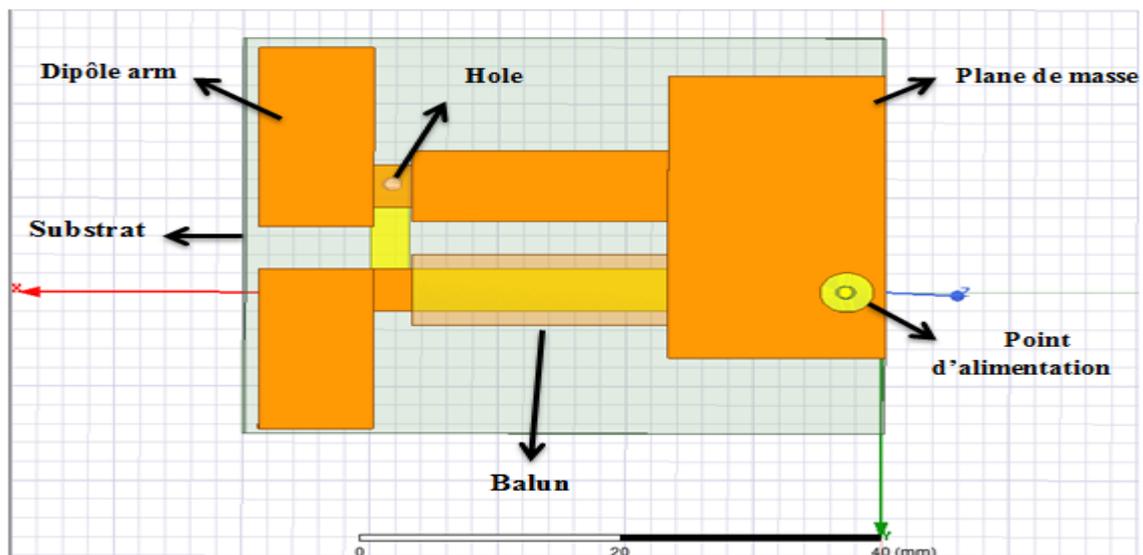


Figure III.4. Structure de l'antenne dipôle à balun simulée.

Notre antenne est pour l'utiliser comme réceptrice dans notre système WPT, mais avant ça, la conception est accomplie en mode émettrice. Pour l'alimentation, un câble coaxial est utilisé, les conducteur interne (rayon= VV mm), et externe (rayon= FF mm) sont isolés l'un de l'autre par le téflon ($\epsilon_r = 2.1$, et $\mu_r = 1$). Les valeurs des rayons sont choisies pour obtenir une

impédance caractéristique de 50Ω . Cette valeur est la valeur la plus pratique utilisée pour les antennes. La figure (III.5) illustre l'alimentation de l'antenne en utilisant un câble coaxial. Pour assurer le transfert maximum de puissance, l'adaptation entre la source, le câble coaxial, et l'antenne doit être maximale.

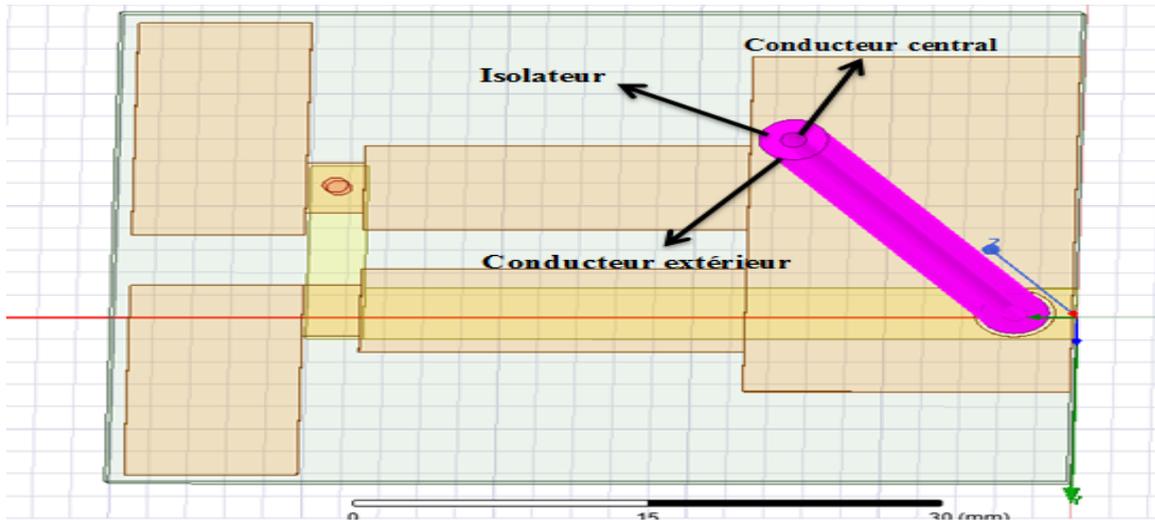


Figure III.5. L'alimentation de l'antenne conçue.

L'étape suivante est de mettre l'antenne dans une position pratique d'un nœud on-body, le poignet a été choisi, pour les nœuds on-body, le contacte directe entre l'antenne et la peau est non-permissible. Pour notre nœud un espacement de 0.1 mm est considéré. La figure (III.6) montre le positionnement on-body de notre antenne.

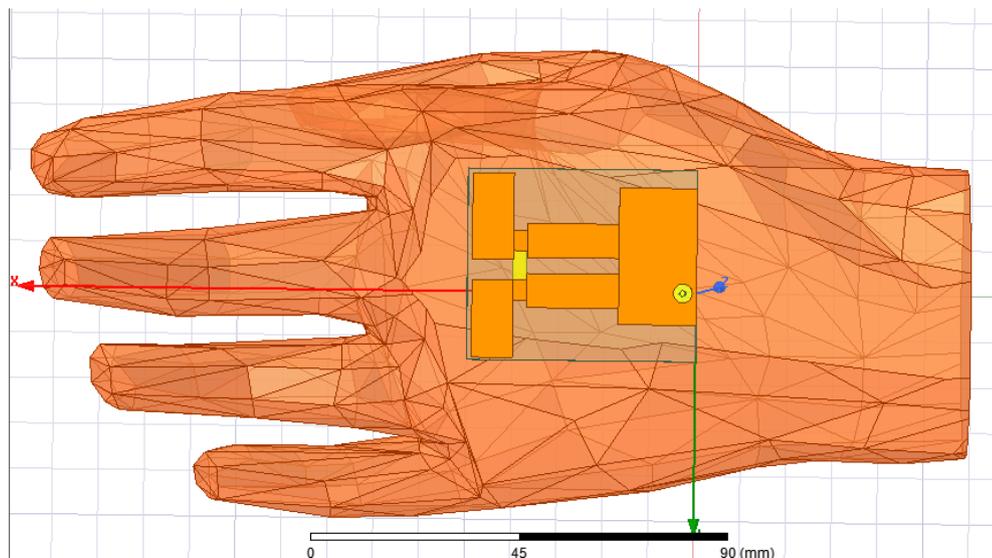


Figure III.6. L'antenne dipôle dans une position on-body.

La présence des tissus biologiques à proximité de l'antenne affecte considérablement ces performances (la bande passante, les gains, diagramme de rayonnements, les fréquences de résonances, etc.). Pour accomplir notre conception, les dimensions finales sont fixées pour avoir une fréquence de résonance autour de 2.45 GHz et une bande passante plus large possible. Le coefficient de réflexion (en dB) est utilisé pour fixer les différentes valeurs. Les dimensions finales obtenues pour les différents éléments de notre antenne sont citées dans le tableau III.2

Tableau III.2. Dimensions des éléments de l'antenne réceptrice de notre système de WPT on-body.

Elément	Dimensions W x L [mm x mm]
Armes 1 & 2 de dipôle	17x9
Baluns 1 & 2	20x7.5
Holes 1 & 2	4.5x3
Via	0.657 (Rayon)
GND	30x17

III.3.3. Résultats de simulation

a. Coefficient de réflexion

Il s'agit du rapport d'amplitude entre l'onde incidente (transmise à l'antenne) et l'onde réfléchie du fait des discontinuités entre le circuit et l'antenne. Noté S11, il permet de caractériser l'adaptation de l'antenne au circuit qui la précède. Plus l'antenne est adaptée, plus ce coefficient est faible. Ainsi, avec un coefficient de réflexion de -10 dB, 90% de la puissance est transmise à l'antenne. Le coefficient de réflexion se mesure par l'analyseur de réseaux en fonction de la fréquence.

Dans notre simulation, le coefficient de réflexion (S_{11} en dB) de l'antenne dipôle, que nous avons simulé en utilisant le logiciel de HFSS, est représenté par la figure (III.7) pour la plage de fréquence qui s'étende entre 1.5 et 5 GHz.

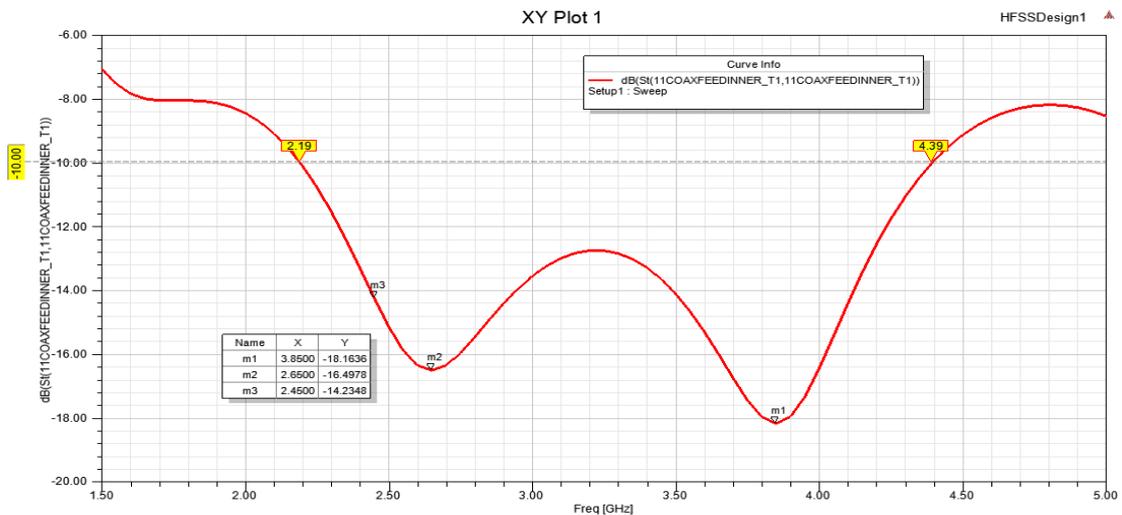


Figure III.7. Coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne dipôle.

Deux résonances sont obtenues aux fréquences : 3.85 et 2.65 GHz avec des coefficients de réflexions de -18.16, et -16.49 dB, respectivement. A la fréquence de 2.45 GHz, la valeur du coefficient de réflexion est de -14.23 dB. Les résultats obtenus montrent que l'antenne dipôle conçue possède de coefficient de réflexion pratique pour le nœud on-body choisi.

La bande passante BP se déduit de la courbe du coefficient de réflexion simulée; pour un coefficient de réflexion inférieur à -10dB, ainsi, on obtient : $BP = [4.39-2.19] = 2.2$ GHz. Cette bande obtenue est large, ce qui permet de compenser l'effet de changement de l'espacement entre la surface de la main et l'antenne.

b. Diagramme du rayonnement du gain

Le diagramme de rayonnement 3D du gain en puissance représente les variations de la puissance rayonnée par l'antenne dans les différentes directions de l'espace. Le diagramme de rayonnement est obtenu par la représentation graphique des variations angulaires du champ électrique $|E(\theta, \varphi)|$ ou de la puissance rayonnée $P(\theta, \varphi)$, généralement il y a plusieurs lobes, un lobe principal et des lobes secondaires.

Le diagramme de rayonnement 3D du gain en puissance à la fréquence 2.45 GHz est représenté par la figure (III.8). Selon cette figure, on voit clairement que ce diagramme de rayonne principalement dans toutes les directions qui sont dans le plan supérieur par rapport à la main. Le gain en puissance maximal obtenu est de -7.5 dB. Avec ces résultats obtenus, il

est possible d'établir une liaison de communication et de transfert de puissance entre cette antenne dipôle et une autre antenne off-body.

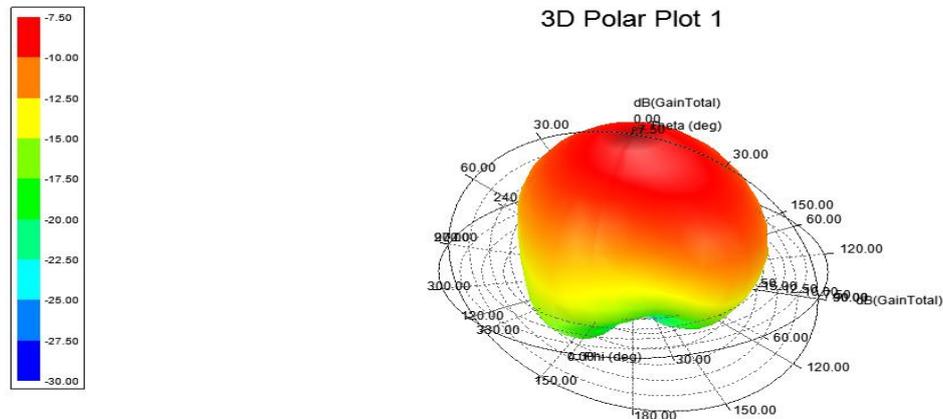


Figure III.8. Diagramme de rayonnement 3D de gain en puissance de l'antenne dipôle.

c. Taux d'onde stationnaire VSWR

Le VSWR (*Voltage Standing Wave Ratio*) est une mesure du niveau d'onde stationnaire sur une ligne d'alimentation, il est également connu sous le nom de rapport d'onde stationnaire VSWR. plus le VSWR est élevé, moins bonne l'adaptation. Le minimum du VSWR=1 correspond à une adaptation parfaite, et pour $1 \leq \text{VSWR} < 2$, il y a adaptation. Le transfert maximal de puissance ne peut être atteint que si l'impédance d'entrée de l'antenne est adaptée à celle du générateur. Le résultat de simulation qui concerne le VSWR est représenté par la figure (III.9).

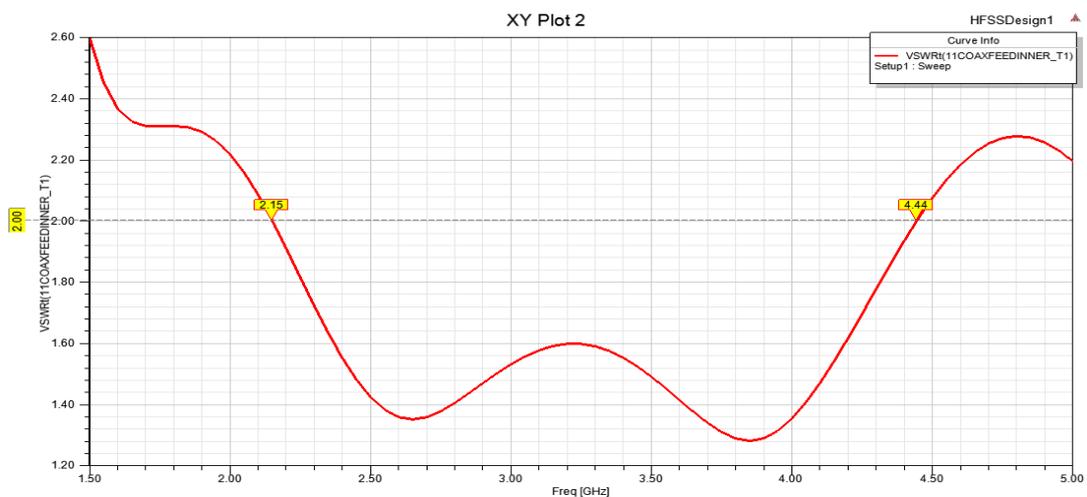


Figure III.9. VSWR de l'antenne dipôle.

D'après cette figure, on constate qu'il y a deux fréquences correspondant à $VSWR=2 : 2.15$, et 4.4 GHz. Ces deux fréquences affirment encore que notre antenne est bien adaptée pour la bande qui s'étend entre ces deux fréquences d'extrêmes.

III.3.4. Conception et simulation du circuit du système WPT

Le circuit de notre système WPT est constitué de deux parties : (1) un adaptateur d'impédance. Dans la partie précédent, l'antenne est simulée seule, après l'intégration de cette antenne avec le circuit, une désadaptation se produit, pour revenir à l'état d'adaptation, l'ajoute d'un adaptateur de puissance en fréquences considérés est indispensable. (2) et un redresseur suivi par un stabilisateur; la tension correspondante au signal électrique issu de l'antenne dipôle (en réception) est une tension variable, pour l'exploiter en alimentation d'une charge (les dispositifs médicaux du nœud on-body), on doit la convertir à une tension DC.

Pour la conception, et le choix des valeurs de différents composants du circuit, le Logiciel ADS est utilisé. Ce logiciel est destiné à la simulation, l'optimisation et la conception de circuits et de systèmes RF. Il offre tout un ensemble d'environnements de simulation de types circuit et électromagnétique, dans les domaines. Temporelles (transitoire), fréquentielles (équilibre harmonique, Paramètres S), et électromagnétiques (Momentum, Electromagnetic design system)[36]. Le schéma du circuit du système WPT est représenté par la figure (III.10).

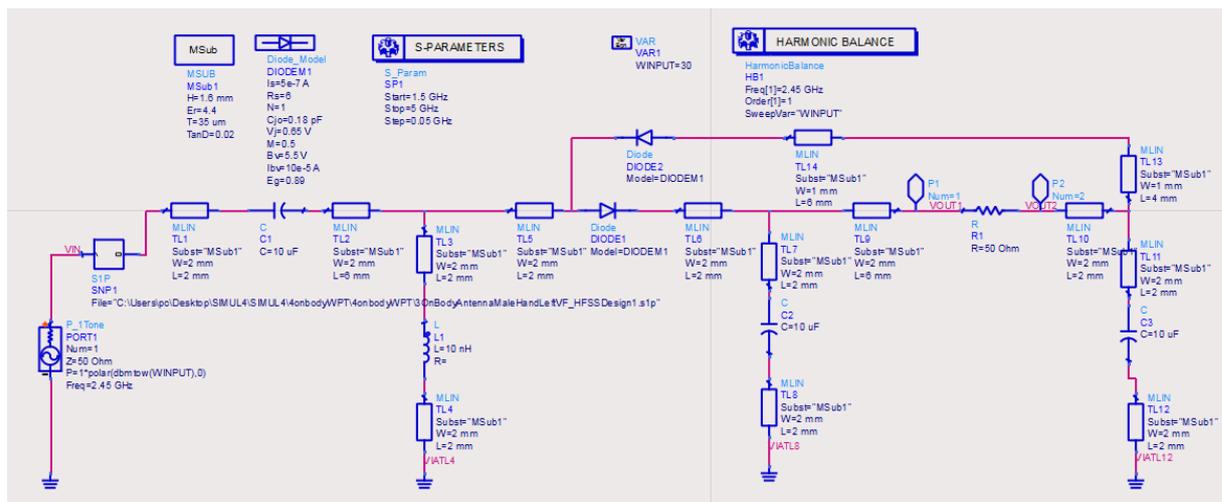


Figure III.10. Schéma du circuit du système WPT simulé sous ADS.

Pour les fréquences de travail, les différents composants sont raccordés par des lignes micro-rubans conçues à la base d'un circuit imprimé FR4_epoxy. Les paramètres de l'antenne réceptrice (le coefficient de réflexion) sont introduits dans la conception par le bloc de données S1P. Le circuit intégré HSMS 285x (HSMS-286x est constitué de deux diodes de Schottky. La famille de diodes de détection Schottky HSMS-285x d'Avago a été développée spécifiquement pour les conceptions des applications à petits signaux ($P_{in} < -20$ dBm) à des fréquences inférieures à 1,5 GHz. À des fréquences plus élevées, la famille HSMS-286x est plus adaptée.

La diode de Schottky (nommée d'après le physicien Walter H. Schottky) est une diode qui a un seuil de tension très bas et un temps de commutation très court. Elle est utilisée pour la détection, et le redressement des signaux de hautes et hyperfréquences de faibles puissances.

Deux environnements ADS sont utilisés pour accomplir la conception et la simulation :

a. L'environnement équilibre harmonique (*Harmonic Balance*) : est une technique d'analyse du domaine fréquentiel permettant de simuler des circuits et des systèmes non linéaires Basée sur les équations de Maxwell. C'est généralement la méthode de choix pour simuler des problèmes analogiques RF et micro-ondes [37].

Dans notre système WPT, l'environnement équilibre harmonique est utilisé pour contrôler les paramètres (la fréquence = 2.45 GHz, et la puissance = 30dBm) du signal hyperfréquence généré par la source P_1Tone. Ce signal simule le signal électrique équivalent à l'onde électromagnétique capté par l'antenne dipôle à balun. La figure (III.11) montre les deux représentations : temporelle, et fréquentielle générée par cette source.

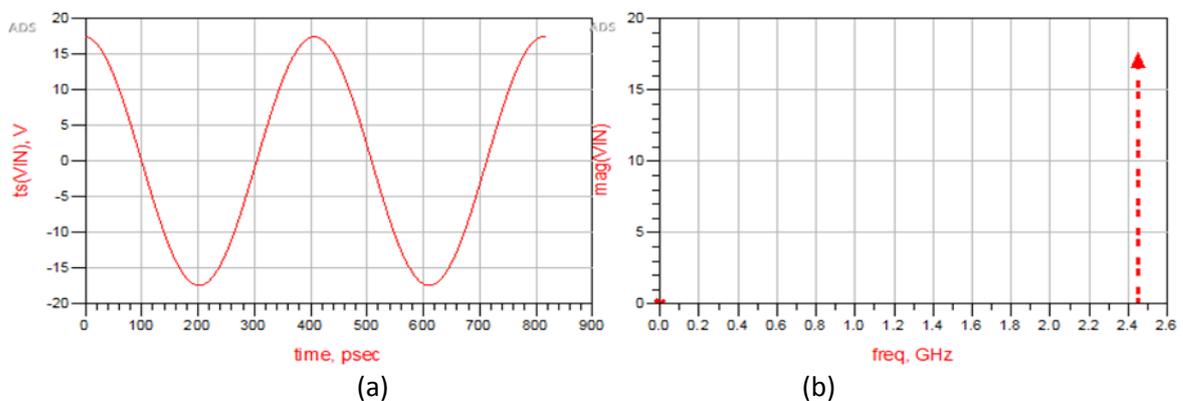


Figure III.11. La représentation temporelle (a), et (b) fréquentielle du signal généré par la source P_1Tone.

L'environnement équilibre harmonique sera utilisé aussi représenter la tension DC obtenue après la stabilisateur comme on verra.

b. L'environnement des paramètres S (*S Paramaters*): est un simulateur de domaine fréquentiel qui calcule la réponse globale dans le domaine fréquentiel d'un circuit. Cela se fait en résolvant une matrice creuse qui représente le circuit comme une matrice de diffusion connectées. Les outils d'analyse et de visualisation aident à analyser le comportement du circuit, y compris l'amplitude, la phase, le retard de groupe et la dispersion.

Dans ce travail, l'environnement des paramètres S est utilisé pour fixer les valeurs des composants de l'adaptateur d'impédance. Le coefficient de réflexion obtenu, par les valeurs numériques montrées par la figure (III.10) est représenté par la figure (III.12). Pour l'ensemble du système de WPT, la bande de fréquences de ISM 2.45 GHz est toujours couverte dont laquelle le coefficient de réflexion S11 égal à -34.841 dB à fréquence de 2.45 GHz.

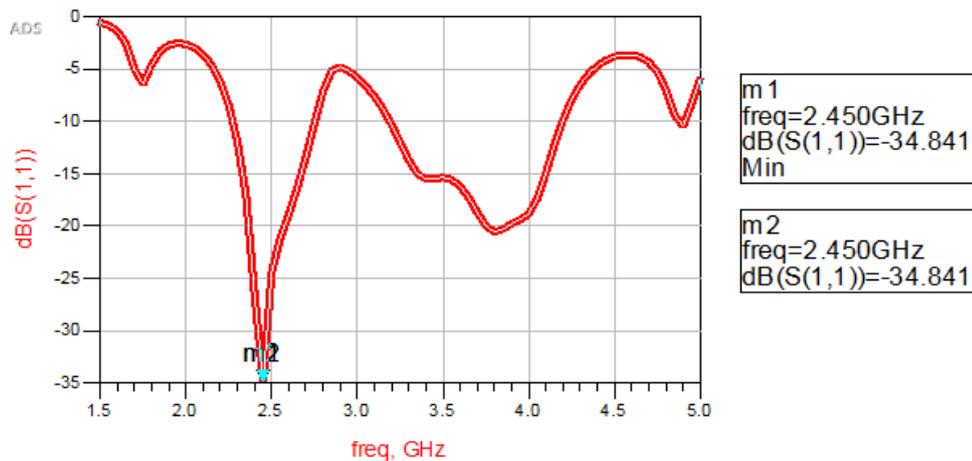


Figure III.12. Coefficient de réflexion simulé pour le système de WPT.

La charge a une impédance de 50Ω , la tension DC ($V_{\text{OUT}} = V_{\text{OUT1}} - V_{\text{OUT2}}$) simulée (après la stabilisation du tension redressée par les diodes de Schottky) au bornes de cette charge est représentée par la figure III.13. Pour une puissance d'entrée de 30 dBm (1w), nous obtenons une tension DC= 2V.

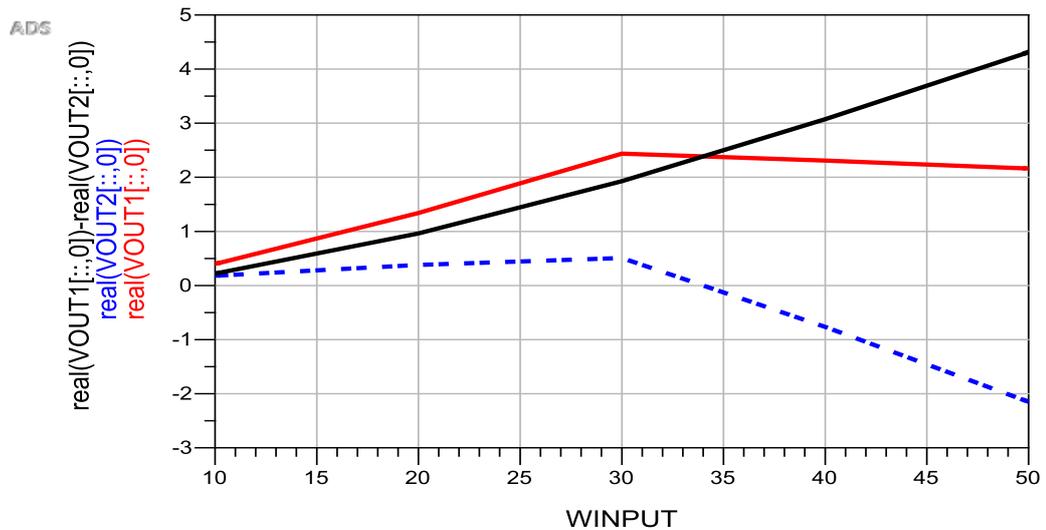


Figure III.13. L'amplitude de la tension DC (VOUT1 - VOUT2) obtenue par le système WPT.

La figure (III.14) montre le système de WPT avant de souder les différents composants du circuit.

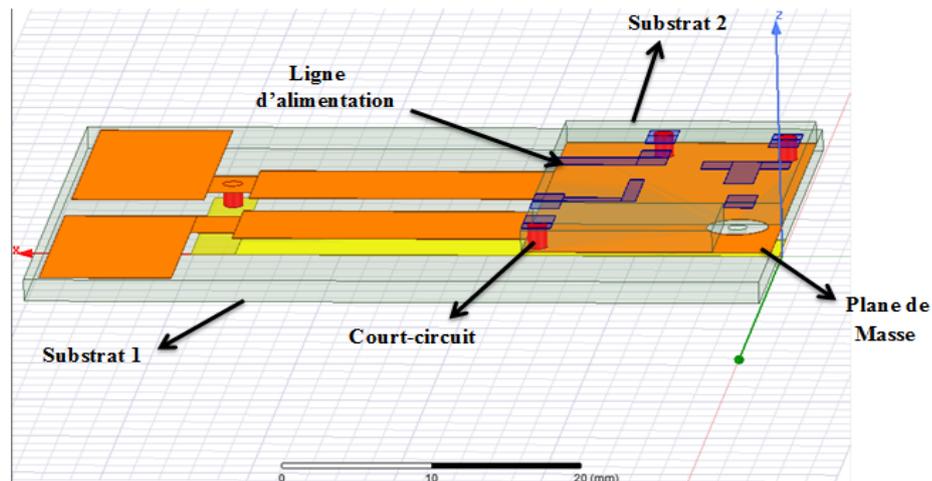


Figure III.14. Système WPT (avant de souder les composants).

III.4. Prototypage et réalisation

Pour réaliser un prototype de notre système de WPT, nous avons exploité les moyens disponibles au niveau du laboratoire de conception assistée par ordinateur CAO de notre département. Conformément à la simulation qu'on a faite, un circuit imprimé double faces de type FR4_epoxy est utilisé, après le développement de l'antenne dipôle à balun, et le circuit du système WPT, les composants seront soudés. La procédure de fabrication d'un circuit imprimé se résume dans les étapes suivantes :

a. L'insolation : Il s'agit d'intercaler le typon entre une source de lumière UV et la plaque de cuivre recouverte d'une couche de résine photo sensible. Partout où le typon n'est pas imprimé, la lumière UV le traverse et vient frapper la résine photosensible de la plaque de CI. Celle-ci se dégrade alors sous l'effet des UV Cette phase ne dure que 2 à 3 minutes avec une Insoleuse professionnelle (Figure III.15)

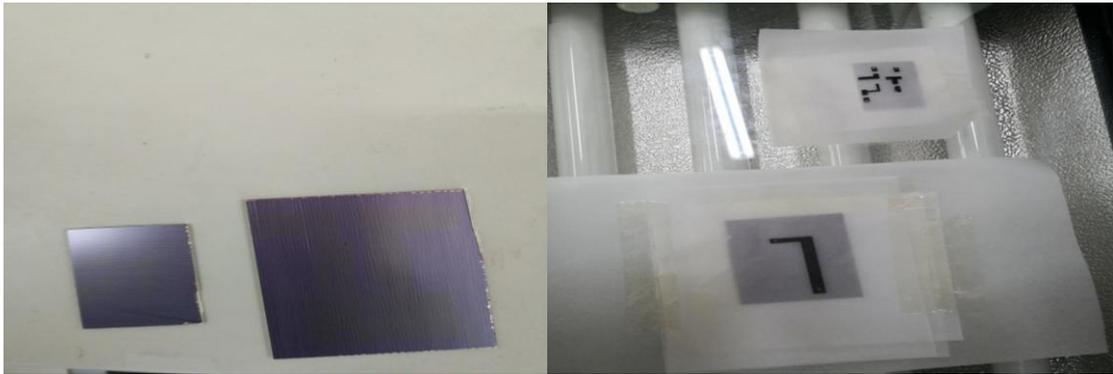


Figure III.15. L'étape de l'insolation pour la fabrication des circuits imprimés.

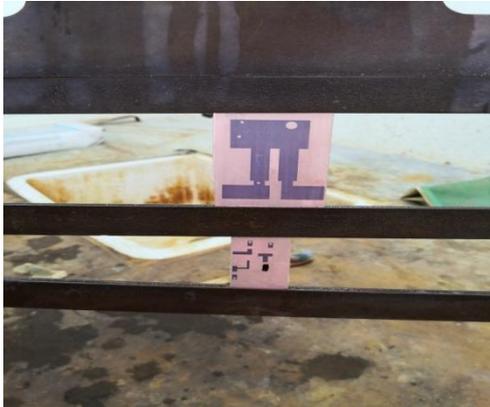
b. La révélation : a pour but d'éliminer la résine photosensible dégradée par les UV au moyen d'une solution de révélateur chimique (lessive de soude). Une fois la résine dégradée éliminée, seule la résine épargnée des UV subsiste et protège encore le cuivre contre une attaque chimique (figure III.16).



Figure III.16. Révélateur et plaque insolée en cours de révélation.

c. La gravure : dans cette étape, Il faut faire agir un acide corrosif (perchlorure de fer) sur les parties de cuivre qui ne sont plus à l'abri de la résine photosensible. Le cuivre non protégé sera alors détruit sous l'effet de l'acide et laissera apparaître le support isolant du circuit

imprimé. Cette opération se fait dans un bain d'acide chauffé à 50° et oxygéné par un mousser pour activer la réaction chimique avec le cuivre de la plaque (figure III.17).



(a) coté supérieure (GND, Balun, Arm, Circuit)



(b) partie de l'alimentation

Figure III.17. Etape de la gravure de circuits imprimés.

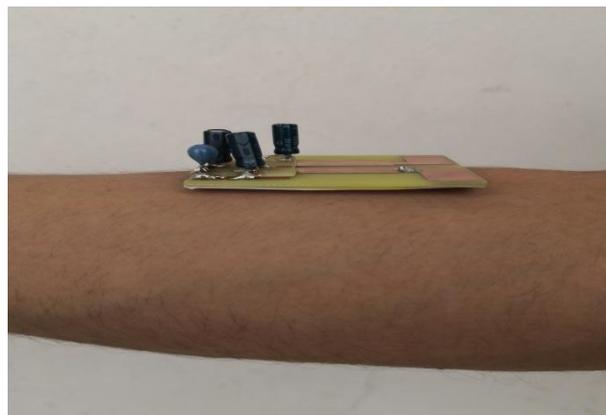


Figure III.18. Prototype du système de WPT réalisé dans une position on-body.

III.5. Conclusion

Ce chapitre, a été consacré à la simulation, et la réalisation d'un prototype d'un système de WPT pour les nœuds on-body des réseaux WBAN. Les deux logiciels HFSS et ADS ont été utilisés pour la conception, la simulation d'une antenne dipôle à balun, et la conception, et la simulation du circuit du système WPT, respectivement. Les résultats de simulation obtenus ont été représentés et commentés, ils montrent que notre système WPT est pratique pour le transfert de puissance sans fil à la bande ISM 2.45 GHz.

A la fin un prototype du système simulé a été réalisé en considérant les différentes étapes à suivre pour le développement d'une antenne à la base d'un circuit imprimé.

CONCLUSION GENERAL

Conclusion général

Ce projet de fin d'études a été consacré à la conception, la simulation, et la réalisation d'un système Rectenna pour le transfert de puissance sans fil WPT pour les nœuds On-body des réseaux WBAN.

Les réseaux corporels sans fil sont des réseaux personnels dédiés aux applications médicales, et non-médicales dans et/ou autour du corps humain. Deux opérations essentielles sont assurées par les nœuds des réseaux WBAN; la transmission bidirectionnelle des données, et le transfert de puissance sans fil.

L'alimentation des nœuds des réseaux WBAN se fait par l'énergie stockée dans des batteries intégrées. Pour les recharger d'une manière autonome, ou pour ne pas les utiliser complètement, les ondes électromagnétique est d'une solution prometteuse pour fournir de la puissance sans besoin ni des fils ni des batteries Plusieurs bandes de fréquences sont allouées pour les nœuds des réseaux WBAN.

L'antenne, et ondes électromagnétique, rayonnées par eux, est la clé des réseaux sans fil. Plusieurs doivent caractéristiques, et paramètres doivent être considérés lors la conception, la simulation, et la réalisation d'une antenne, et les systèmes liés. Le corps humain est un milieu constitué de plusieurs, tissus, organes, et systèmes vitaux dont les propriétés diélectriques sont différentes. La caractéristique, de hautement dissipation de l'énergie électromagnétique par les tissus biologiques, met, l'exploitation des antennes pour la télémétrie, et le transfert de puissance sans fil, devant un grand challenge.

Les systèmes Rectenna conçu, simulé, et réalisé est constitué d'une antenne réceptrice de type dipôle à un balun, et un circuit constitué d'un adaptateur d'impédance, d'un rectifieur, et d'un stabilisateur de tension. Pour l'antenne émettrice, un point d'accès Wi-Fi (ISM 2.45 GHz) peut être utilisé. L'antenne dipôle a été simulée en utilisant le logiciel HFSS qui est logiciel Full Wave basé sur la méthode numérique des éléments finis. Pour le circuit du système WPT, le logiciel de conception des systèmes, et des circuits radiofréquence ADS a été utilisé. Les résultats de conception, et de simulation obtenus sont très pratiques. Un prototype du système a été réalisé avec le manque des diodes de Schottky.

A la fin, nous espérons de ce modeste travail contribuera dans des futures travaux dans le domaine des antennes, et le transfert de puissance sans fil.

Bibliographie

- [1] M. T. Ben Messaoud, «Propagation d'ondes et Antennes», Département d'électronique, Université des sciences et de la technologie Mohammed Boudiaf –Oran – Algérie Licence Electronique, Année 2017– 2018
- [2] M. Akbai, « Électromagnétisme, Ondes Electromagnétiques : Cours, Applications, Exercices Corrigés», Ellipses, 2021.
- [3] A. Kamil, « Conception d'une Antenne Patch Ultra-large bande (3.1 GHz-10.6 GHz) », Grade du Maitre ès sciences (M.Sc), Université du Québec, 2011.
- [4] A. Zitouni, «Antenne, Polycopié de Cours », Maître de Conférences Classe B, Université Hassiba Benbouali de Chlef, Faculté de Technologie, Département d'Electronique, Septembre, 2018
- [5] M. Jeangeorges, Thèse de doctorat « Conception d'antennes miniatures intégrées pour solutions RF SiP », Université de Nice - Sophia Antipolis, le 2 décembre 2010
- [6] A. Boyer, « Antenne support de cours énonce de travaux diriges »; Institut National des Sciences Appliquées de Toulouse 5ème Année Réseau et Télécom, Octobre 2011
- [7] A. Rahmani Salima, Thèse « Analyse et Conception des Antennes Imprimées Multibandes en anneaux Concentriques pour les réseaux de Télécommunications », Université Abou Bakr Belkaid-Tlemcen, 2013
- [8] M. Gujral, J.L.W. Lit Yuan, and C. W. Qiu, «Bandwidth improvement of Microstrip Antenna array using dummy ebg pattern on feedline», National University of Singapore, Progress In Electromagnetics Research, Vol. 127, pp79-92, 2012
- [9]A. Maruf, Kishore Bhowmik, Md. Shahidulla, I. Shihabul, Md. Abd Errahman, «Rectangular Microstrip Patch Antenna at 2GHZ on Different Dielectric Constant for Pervasive Wireless Communication», International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE), Vol.2, No.3, , pp. 417 - 424, June 2012.
- [10] O. P. Coll, « les antennes Théorie, Conception et Application », DUNOD, Paris, 2009, ISBN978-2-0-054245-1
- [11] L. Berrich and L. Zenkour , «Study of the PIFA Antenna for RFID Applications», Department of Electrical Engineering, Mohammadia School of Engineers, E3S Research Center, Rabat, Morocco
- [12] A. El Ouidih, A. Oulad-Said, M. M. Hassani, «Conception d'une Antenne Pifa Tribande avec Fente pour Intégration sur Les Stations Mobiles de Réseaux de Télécommunications», Faculté des Sciences Semlalia, Marrakech, Maroc, Mars 13-15, 2013
- [13] G. Pujolle, « Les réseaux Editions 2008 », éditions Eyrolles, 2008.
- [14] M. Feham, projet national de recherche, « Mise en place d'un Réseau de Capteurs Sans Fil pour la Détection des Feux de Forêt (RCSF-DFE)», Direction Générale de la Recherche Scientifique et du Développement Technologique, 2011-2013.
- [15] M. R.yuce, G.Y.khan, « Wireless Body Area Networks Technology, Implementation, and Application », Pan Stanford Publishing.
- [16] G. Wang, Q. Wang, «Body Area Communications », John Wiley & Sons Singapore Pte. Ltd. 2013
- [17] L. Zhong, Shuling He, J. Lin, JiaWu, Xi Li, Yu Pang and Zhangyong Li, «Technological Requirements and Challenges in Wireless Body Area Networks for Health Monitoring: A Comprehensive Survey», Sensors 2022.
- [18] W. C. Brown, « The History of Power Transmission by Radio Waves », *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 32, no 9, p. 1230-1242, sept. 1984.
- [19] R. M. Dickinson, « Performance of a High-Power, 2.388-GHz Receiving Array in Wireless Power Transmission Over 1.54 km », *IEEE-MTT-S International Microwave Symposium*, p. 139-141, juin 1976.

- [20] J. J. Schlesak, A. Alden, et T. Ohno, « A Microwave Powered High Altitude Platform », *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, p. 283-286, mai-1988.
- [21] A. Celeste, P. Jeanty, et G. Pignolet, « Case Study in Reunion Island », *Acta Astronautica*, vol. 54, no 4, p. 253-258, févr.2004.
- [22] F. Liu, Y. Yang, D. Jiang, X. Ruan, and X. Chen, «Modeling and Optimization of Magnetically Coupled Resonant Wireless Power Transfer System with Varying Spatial Scales», *IEEE Trans. Power Electron.*, 2017.
- [23] Y. Ben Fadhel, S. Ktata, K. Sedraoui, S. Rahmani, and K. Al-Haddad, «A modified Wireless Power Transfer System for Medical Implants Energies», vol. 12, no. 10, 2019.
- [24] I. Guious et M. Foul, «Calcul Analytique en 3D des inductances mutuelles dans les systèmes de recharge sans contact pour le véhicule Electrique», Département D'Électrotechnique, Université Mohamed Seddik Ben Yahia – Jijel, Promotion 2019.
- [25] I. Takehiro, « Wireless Power Transfer Using Magnetic and Electric Resonance Coupling Techniques»,springer.
- [26] Alicia Triviño-Cabrera, José M. González-González et José A. Aguado, «Wireless Power Transfer for Electric Vehicles: Foundations and Design Approach», spriger.
- [27] Xiao Lu, Ping Wang, Dusit Niyato, Dong In Kim, and Zhu Han, «Wireless Charging Technologies: Fundamentals », Standards, and Network Applications, *IEEE communications surveys and tutorials*.
- [28] M. B. Sidiku, E. M. Eronu and E. C. Ashigwuike, «A Review On Wireless Power Transfer : Concepts, Implementations, Challenges, and Mitigation Schemes», *Nigerian Journal of Technology*, Vol. 39, No. 4, pp. 1209, October. 2020.
- [29] A. LAKHDARI, « Développement d'un système de Transfert d'énergie Sans Fil Application au Domaine Biomédical », université Mohammed Boudiaf, Oran, 2019 – 2020.
- [30] « Efficiency Optimization of Laser-Based Wireless Power Transmission System », February 14, 2021.
- [31] G. Yilmaz and C. Dehollain, « Wireless Power Transfer and Data Communication for Neural Implants », 1st ed. Cham: Springer International Publishing, 2017.
- [32] F. H. SABA, Thèse Présenté en vue d'obtenir le diplôme d'ingénieur, CNAM , «SMART DESK», JURY, Soutenu le 08 Déc. 2016.
- [33] M. Kline, I. Izyumin, B. Boser, and S. Sanders, «Capacitive Power Transfer for Contactless Chargin», *Proceedings, IEEE Appl, Power Electronics. Conf. Expo.*, pp. 1398-1404, Fort Worth, TX, Mar. 2011.
- [34] H. Fnato , Y. Chiku and K. Harakawa, «Wireless Power Distribution with Capacitive Coupling Excited by Switched mode Active Negative Capacitor», *Proc. Int. Conf. Electr. Mach. Syst.*, pp. 117-122, 2010.
- [35] A. KOTEICHE, Thèse de doctorat Université de Sorbonne, «Développement de Récupérateurs d'énergie Sans Fil à Base de Transducteurs Magnétoélectriques pour des Applications Biomédicales», soutenue le 15 Mars 2022.
- [36] H. Takhedmit, thèse de doctorat «Modélisation et Conception de Circuits de Reception Complexes pour la Transmission d'énergie Sans Fil à 2.45 GHz», L'école Centrale de Lyon, soutenue le 18 octobre 2010.
- [37] Greg Miller, *Harmonic balance basics*, Sept. 10. 2008