

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

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

*Faculté des Sciences et de la technologie*

*Département d'Electronique*

# *Mémoire*

*Présenté pour obtenir*

LE DIPLOME DE MASTER

FILIERE : TELECOMUNICATION

Spécialité : Systèmes des Télécommunications

Par

**MESILI Halima**

*Intitulé*

## **Transfert de Puissance Sans Fil Pour les Dispositifs Médicaux Implantés**

*Évalué le : 15/09/2021*

*Par la commission d'évaluation composée de:*

<i>Nom &amp; Prénom</i>	<i>Grade</i>	<i>Qualité</i>	<i>Etablissement</i>
<i>M.LAKHLEF Noura</i>	<i>MAA</i>	<i>Président</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>M. BEHIH Mohamed</i>	<i>MAA</i>	<i>Encadreur</i>	<i>Univ-BBA</i>
<i>M.MELIZI Noura</i>	<i>MAA</i>	<i>Examineur</i>	<i>Univ-BBA</i>

*Année Universitaire 2020/2021*

\* Conformément à :

- L'arrêté n°055 du 21 janvier 2021 Fixant dispositions exceptionnelles autorisées en matière d'organisation et gestion pédagogique, de l'évaluation et de la progression des étudiants, durant la période COVID-19 au titre de l'année universitaire 2020-2021 ;
- Procès-verbal de la réunion de l'équipe du domaine des Sciences et Technologies du mois de Mai 2021.

## Remerciements

*Nous tenons à remercier tout d'abord DIEU " الله " le tout puissant qui nous a donné durant toutes ces années la santé, le courage et la foi.*

*Nous exprimons notre profonde et sincère expression de remerciements à l'encadreur, monsieur BEHIIH Mohamed à l'université de BORDJ BOU ARRIDJ, D'avoir dirigé ce travail et patienter avec nous et pour la confiance qu'il nous accordé, pour sa disponibilité, ses conseils et ses idées innovantes tout au long de notre travail. Nous avons appris avec lui comment développer nos sens d'écoute, d'analyse et de communication. A travers sa longue expérience combinant l'ingénierie, la recherche scientifique, l'enseignement.*

*Nous exprimons nos gratitude à Monsieur le président de jury d'avoir accepté et examiné ce mémoire.*

*Nous remercions Messieurs les membres de jury, d'avoir accepté de prendre part à ce jury ainsi que pour l'intérêt qu'ils l'ont porté à ce travail.*

*Nos remerciements les plus chaleureux et les plus modestes vont droit vers les êtres aimés. A nos familles sans qui tout cela n'aurait été possible ; des encouragements et un amour inconditionnel qui ont fait de nous ce que nous sommes aujourd'hui.*

*C'est également du fond du cœur que nous adressons un message de reconnaissance aux amis et proches qui auront contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce travail.*

*Enfin c'est avec gratitude que nous repensons à tous les enseignants qui ont assumé la lourde tâche de nous transmettre leur savoir, de nous encadrer et de nous diriger toujours vers le meilleur.*



*Merci ...*

# *Dédicace*

*Toutes les lettres ne sauraient trouver les mots qu'il faut...*

*Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude,*

*L'amour, le respect, la reconnaissance...*

*Aussi, c'est tout simplement que*

*Je dédie cette*

*Thèse ...*

*À l'homme de ma vie, mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et de bonheur, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir, que dieu te garde dans son vaste paradis, à toi mon père.*

*À la lumière de mes jours, la source de mes efforts, la flamme de mon cœur, ma vie et mon bonheur ; maman que j'adore.*

*À mes chers frères: ADEL, AHMED je te souhaite un avenir plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité. Je t'exprime à travers ce travail mes sentiments de fraternité et d'amour.*

*À mes chers sœur : ZAHRA, SAIDA, DJAMIL A je te souhaite un avenir plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité. Je t'exprime à travers ce travail mes sentiments de fraternité et d'amour.*

*À mes amis de toujours : KHAOULA, HANANE, MAJSSA ... En souvenir de notre sincère et profonde amitié et des moments agréables que nous avons passés ensemble. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon respect le plus profond et mon affection la plus sincère.*

*À tous mes enseignants depuis mes premières années d'études.*

*À tous ceux qui m'ont aidé et se sont tenus à mes côtés dans ce travail.*

*MESILI HALIMA*

## Résumé

Ce travail a pour but de concevoir et de simuler l'opération de transfert de puissance sans fil en utilisant les ondes électromagnétiques pour alimenter les dispositifs médicaux implantés dans le corps humain. Une antenne dipôle placée à l'extérieur d'un modèle 3D du bras a été utilisée, comme émetteur de puissance, une deuxième antenne PIFA placée à l'intérieur du modèle biologique 3D considéré a été conçue et simulée pour récupérer de la puissance. L'antenne PIFA est une antenne dual bandes pour assurer les deux fonctions; la transmission de données dans la première bande, et le transfert de puissance dans la deuxième. Les propriétés diélectriques du tissus biologiques du corps humain ont été considérées. En utilisant le logiciel HFSS, l'opération de transfert a été simulés, les résultats obtenus ont été représentés et interprétés. Un coefficient de transmission pratique a la fréquence opérationnelle a été simulée.

**Mots clés :** antenne dipôle, PIFA, dispositifs médicaux, implantation, transfert sans fil de puissance.

## Abstract

This work aims to design and simulate the wireless power transfer operation using electromagnetic waves to power medical devices implanted in the human body. A dipole antenna placed outside a 3D model of the arm was used as a power transmitter; a second PIFA antenna placed inside the considered 3D biological model was designed and simulated to recover power. The PIFA antenna is a dual band antenna to perform both functions; data transmission in the first band, and power transfer in the second. The dielectric properties of the biological tissues of the human body have been considered. Using the HFSS software, the transfer operation was simulated; the results obtained were represented and interpreted. A practical transmission coefficient at the operational frequency was simulated.

**Keywords:** dipole antenna, PIFA, medical devices, implantation, wireless power transfer.

## ملخص

يهدف هذا العمل إلى تصميم ومحاكاة عملية نقل الطاقة اللاسلكية باستخدام الموجات الكهرومغناطيسية لتشغيل الأجهزة الطبية المزروعة في جسم الإنسان. تم استخدام هوائي ثنائي القطب تم وضعه خارج نموذج ثلاثي الأبعاد للذراع كجهاز إرسال للطاقة ، وتم تصميم ومحاكاة هوائي PIFA ثانٍ تم وضعه داخل النموذج البيولوجي ثلاثي الأبعاد المدروس لاستعادة الطاقة. هوائي PIFA هو هوائي مزدوج النطاق لأداء كلتا الوظيفتين؛ نقل البيانات في النطاق الأول ، ونقل الطاقة في النطاق الثاني. تم النظر في الخصائص العازلة للأنسجة البيولوجية لجسم الإنسان باستخدام برنامج HFSS ، تمت محاكاة عملية النقل ، وتم تمثيل النتائج التي تم الحصول عليها وتفسيرها. تمت محاكاة معامل إرسال عملي على التردد التشغيلي.

**الكلمات المفتاحية:** هوائي ثنائي القطب ، PIFA ، أجهزة طبية ، زرع ، نقل طاقة لاسلكي.

## Table des matières

Remerciements.....	I
Dédicace.....	II
Résumé.....	III
Abstract.....	III
ملخص.....	III
Table des matières.....	IV
Liste des figures.....	VI
Liste des tableaux.....	IX
Table des abréviations.....	X
Notation.....	XI
<i>Introduction générale.....</i>	<i>1</i>
<i>Chapitre I .Transfert de puissance sans fil</i>	
<b>I.1.Introduction.....</b>	<b>2</b>
<b>I.2. Historique.....</b>	<b>2</b>
<b>I.3. Principes et définition de transfert de puissance sans fil.....</b>	<b>2</b>
<b>I.4. Technologies et classification des systèmes WPT.....</b>	<b>3</b>
I.4.1. Fonctionnement en champ proche (propagation non radiative).....	4
I.4.2. Fonctionnement en champ lointain (propagation radiative).....	4
<b>I.5. Les technologies non radiatives.....</b>	<b>5</b>
I.5.1. Transfert de puissance sans fil inductif (IPT).....	5
I.5.2. Transfert de puissance par couplage capacitif.....	7
I.5.3. Transfert de puissance sans fil par résonance magnétique.....	9
I.5.4. Transfert de puissance sans fil acoustique.....	10
<b>I.6. Les technologies radiatives.....</b>	<b>10</b>
I.6.1. Transfert de puissance sans fil par micro-ondes (radiofréquences).....	10
I.6.2. Transfert de puissance sans fil par faisceaux laser.....	12
<b>I.7. Applications du système de transfert de puissance sans fil.....</b>	<b>13</b>
<b>I.8. Objectifs de l'utilisation de transfert de puissance sans fil.....</b>	<b>14</b>
<b>I.9. Conclusion.....</b>	<b>15</b>
<i>Chapitre II. Généralité sur les antennes</i>	
<b>II. 1. Introduction.....</b>	<b>16</b>
<b>II.2. Définition de l'antenne.....</b>	<b>16</b>
<b>II.3. Principe de fonctionnement.....</b>	<b>17</b>
II.3.1. L'antenne émettrice.....	17
II.3.2. L'antenne de réception.....	17
II.3.3. Canal de propagation.....	17
<b>II.4. Caractéristiques des antennes.....</b>	<b>17</b>
II.4.1. Diagramme de rayonnement.....	17
II.4. 2. L'intensité de rayonnement.....	20
II.4. 3. La puissance totale rayonnée.....	20
II.4.4. Angle d'ouverture.....	21
II.4.5. Directivité.....	21
II.4.6. Gain.....	22
II.4.7. Résistance de rayonnement.....	23

II. 4.8. L'impédance complexe d'une antenne.....	24
II. 4.9.L'efficacité .....	24
II. 4.10. Coefficient de réflexion et VSWR.....	25
II. 4.11. Adaptation et condition d'adaptation.....	25
II. 4.12.La bande passante .....	25
II. 4.13.Polarisation d'une onde.....	27
<b>II.5. Classifications d'antennes.....</b>	<b>27</b>
II.5.1. L'antenne filaire.....	27
II.5.2. L'antenne à fentes.....	28
II.5.3. L'antenne planaire (microruban).....	28
II.5.4. L'antenne à cornet .....	28
II.5.5. L'antenne parabolique (réflecteur) .....	29
<b>II.6. Antenne PIFA .....</b>	<b>29</b>
II.6.1. Définition.....	29
II.6.2. Les avantages d'antenne PIFA.....	30
<b>II.7. Conclusion.....</b>	<b>30</b>
 <i>Chapitre III. Conception, simulation et résultats</i> 	
<b>III.1 Introduction.....</b>	<b>31</b>
<b>III.2. Considération pour la conception et la simulation.....</b>	<b>31</b>
<b>III.3. Structure biologique de l'implantation.....</b>	<b>32</b>
<b>III.4. Antenne PIFA implantable.....</b>	<b>33</b>
III.4.1. Conception et implantation .....	33
III.4.2. Résultats de simulation de l'implantation.....	35
III.4.3. Simulation à vide.....	37
<b>III.5. Simulation d'une antenne dipôle extérieur.....</b>	<b>39</b>
<b>III.6. Transfert de puissance sans fil.....</b>	<b>41</b>
<b>III.7. Conclusion.....</b>	<b>44</b>
 <i>Conclusion générale.....</i>	 <i>45</i>

Liste des figures

Chapitre I

<b>Figure I.1.</b> Principe du transfert de puissance sans fil. ....	3
<b>Figure I.2.</b> Schéma blocs d'un système WPT.....	3
<b>Figure I.3.</b> Différentes méthodes de transfert d'énergie sans fil.....	5
<b>Figure I.4.</b> Principe de fonctionnement de la technologie de WPT inductif. ....	6
<b>Figure I.5.</b> La technologie de WPT inductif. ....	6
<b>Figure I.6.</b> Principe de transfert d'énergie sans fil par lien inductive. ....	6
<b>Figure I.7.</b> Principe du transfert de puissance sans fil capacitif. ....	7
<b>Figure I.8.</b> Principe de transfert d'énergie sans fil capacitif dans le domaine biomédical. ....	8
<b>Figure I.9.</b> Principe du transfert de puissance sans fil résonant.....	9
<b>Figure I.10.</b> Système de transfert d'énergie sans fil acoustique.....	10
<b>Figure I.11.</b> Principe du transfert de puissance en utilisant les hyperfréquences.....	11
<b>Figure I.12.</b> Principe du transfert de puissance en utilisant les ondes optiques.....	12
<b>Figure I.13.</b> Principe de transfert d'énergie sans fil par laser.....	13
<b>Figure I.14.</b> Applications du système de transfert d'énergie sans fil (WPT).....	14

Chapitre II

<b>Figure II.1.</b> Rayonnement d'une antenne .....	16
<b>Figure II.2.</b> Schéma de principe d'un système de communication radio. ....	17
<b>Figure II.3.</b> Représentation du diagramme de rayonnement d'une antenne.....	18
<b>Figure II.4.</b> Les trois zones de rayonnement d'une antenne.....	19
<b>Figure II.5.</b> Puissance rayonnée par une antenne dans une direction de l'espace.....	21
<b>Figure II.6.</b> Diagramme de rayonnement et angle d'ouverture .....	21
<b>Figure II.7.</b> La représentation du gain d'une antenne dipôle. ....	23
<b>Figure II.8.</b> Modèle d'impédance complexe d'une antenne .....	24
<b>Figure II.9.</b> Coefficient de réflexion. ....	25
<b>Figure II.10.</b> Circuit d'adaptation. ....	26
<b>Figure II.11.</b> Illustration de la bande passante à -10 dB à partir du coefficient de réflexion .....	27
<b>Figure II.12.</b> Les différentes polarisations des champs .....	27
<b>Figure II.13.</b> Antenne dipôle, circulaire, hélice .....	28
<b>Figure II.14.</b> Les antennes à fentes .....	28
<b>Figure II.15.</b> Antenne patch à élément rayonnant triangulaire et circulaire .....	28
<b>Figure II.16.</b> Différents types de cornets .....	29
<b>Figure II.17.</b> Schéma illustrant l'antenne parabolique.....	29
<b>Figure II.18.</b> La description géométrique de l'antenne PIFA .....	29

*Chapitre III*

<b>Figure III.1.</b> Milieu d'implantation choisi. ....	<b>32</b>
<b>Figure III.2.</b> La géométrie (à vide) de l'antenne PIFA implantée .....	<b>33</b>
<b>Figure III.3.</b> L'alimentation de l'antenne conçue .....	<b>34</b>
<b>Figure III.4.</b> L'antenne PIFA implante dans le bras gauche. ....	<b>34</b>
<b>Figure III.5.</b> Coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne PIFA en implantation. ....	<b>35</b>
<b>Figure III.6.</b> Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne implanté à la fréquence 0.85 GHz après l'implantation.....	<b>36</b>
<b>Figure III.7.</b> Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne implanté à la fréquence 2.40 GHz après l'implantation.....	<b>36</b>
<b>Figure III.8.</b> VSWR de l'antenne implantée après l'implantation.....	<b>37</b>
<b>Figure III.9.</b> Coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ) de l'antenne PIFA à vide. ....	<b>37</b>
<b>Figure III.10.</b> Diagramme de rayonnement 3D de PIFA à vide à la fréquence 0.1 GHz.....	<b>38</b>
<b>Figure III.11.</b> Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne implanté à la fréquence 2.75 GHz. ....	<b>38</b>
<b>Figure III.12.</b> La forme d'antenne dipôle .....	<b>39</b>
<b>Figure III.13.</b> Illustration d'antenne dipôle.....	<b>40</b>
<b>Figure III.14.</b> Coefficient de réflexion d'antenne dipôle dans le vide .....	<b>40</b>
<b>Figure III.15.</b> Le diagramme de rayonnement en 3D du gain de dipôle dans le vide. ....	<b>41</b>
<b>Figure III.16.</b> Le taux d'onde stationnaire VSWR d'antenne dipôle dans le vide.....	<b>41</b>
<b>Figure III.17.</b> Illustration de système de transfert de puissance sans fil dans le bras gauche .....	<b>42</b>
<b>Figure III.18.</b> Coefficient de réflexion d'antenne intérieur (implantée).....	<b>42</b>
<b>Figure III.19.</b> Coefficient de réflexion d'antenne dipôle (extérieur) dans le système. ....	<b>43</b>
<b>Figure III.20.</b> Les coefficients de transmissions $S_{12}$ et $S_{21}$ . ....	<b>43</b>

## Liste des tableaux

### *Chapitre III*

<b>Tableau III.1.</b> Les propriétés diélectriques du muscle, de la peau, et de la graisse. ....	32
<b>Tableau III.2.</b> Les paramètres géométriques de l'antenne PIFA implantable .....	33
<b>Tableau III.3.</b> Les paramètres géométriques de l'antenne dipôle extérieure [mm]. ....	39

## Table des abréviations

VSWR	Voltage standing wave ratio
TOS	taux d'onde stationnaire
BP	bande passante
3D	trois dimensions
dB	Décibels
WLAN	Wireless Local Area Network
GSM	Groupe Spécial Mobile
ISM	Industrial, Scientific, & Medical radio frequency band
HFSS	High Frequency Structure Simulator
PIFA	Planar Inverted F Antennas
WPT	Wireless Power Transfer
IPT	Inductive Power Transfer
CPT	Capacitive Power Transfer
MPT	Micro wave Power Transfer
AET	Acoustic Energy Transfer
LED	Light Emitting Diodes
GPS	Global positioning system

## Notation

- $Z_{in}$  : Impédance d'entrée de l'antenne.
- $Z_c$  : Impédance caractéristique de la ligne.
- $\eta$  : Le rendement
- $\lambda$  : La longueur d'onde.
- $D$  : La plus grande dimension de l'antenne.
- $R_r$  : Résistance liée à son rayonnement.
- $P_r$  : Résistance liée aux pertes de l'antenne.
- $W$  : Vecteur de Poynting instantané ( $W/m^2$ ).
- $E$  : Intensité du champ électrique instantané ( $V/m$ ).
- $H$  : Intensité du champ magnétique instantané ( $A/m$ ).
- $W_{rad}$  : Densité de rayonnement ( $W/m^2$ ).
- $D$  : La directivité de l'antenne.
- $U$  : L'intensité de rayonnement de l'antenne.
- $U_i$  : L'intensité de rayonnement d'une source isotrope.
- $P$  : La puissance totale rayonnée.
- $D_{max}$  : La directivité maximale.
- $U_{max}$  : L'intensité de rayonnement maximal.
- $\sigma$  : La conductivité électrique.
- $\epsilon_r$  : La permittivité relative.
- $\tan \delta$  : Le coefficient de perte diélectrique.

- $\mu$  : La perméabilité relative.
- XGND : La longueur de plan de masse (GND).
- YGND : La largeur de plan de masse (GND).
- XGND : La longueur de patch.
- YGND : La largeur de patch.
- ZSUBS : La hauteur de court-circuit et la distance entre GND et le patch.
- X0SOND : La position de câble coaxial sur l'axe X.
- Y0SOND : La position de câble coaxial sur l'axe y.
- S11 : Le coefficient de réflexion S11.
- S21, S12 : le coefficient de transmission.
- VSWR : Voltage Standing Wave Ratio.

***Introduction***

***générale***

## Introduction générale

Les dispositifs médicaux implantés dans le corps humain sont des systèmes électroniques conçus pour assurer différentes applications cliniques; thérapeutiques, diagnostiques, etc. Pour plus de rentabilité, la communication, et le transfert des données de la télémétrie de l'intérieur du corps humain vers l'extérieur peuvent aussi assurer par les implants médicaux.

Pour le bon fonctionnement, les implants sont disposés des batteries intégrés pour fournir la puissance nécessaire. Pour augmenter la durée de vie des implants, et éviter les multiples interventions chirurgicales pour renouveler ou changer la batterie, il est indispensable de trouver une solution pour fournir de la puissance; c'est le transfert de puissance sans fil. Pour ce faire, plusieurs technologies basées sur les ondes électromagnétiques sont envisagées. Le champ lointain ou le mode radiative généré par les antennes est plus rentable pour le transfert de puissance sans fil par rapport les autres technologies qui fonctionnant dans un contexte proche ou non radiatif.

En général, la structure d'un système de transfert de puissance sans fil est constituée de deux antennes une antenne externe placée à l'extérieur du corps humain et une antenne intérieure ou implantée à laquelle un circuit de redressement est ajouté pour récupérer la puissance reçue. Ce projet de fin d'études est consacré à l'étude et la simulation de l'opération de transfert de puissance sans fil en utilisant les antennes et les ondes électromagnétiques.

Dans le premier chapitre de ce mémoire, nous présentons le principe de transfert de puissance fil, les différentes technologies, et leurs applications.

Le deuxième chapitre est consacré à l'étude en détails des caractéristiques des antennes. Les antennes planaires représentent une catégorie des antennes très pratiques pour les implants médicaux. L'antenne PIFA est aussi présentée.

Pour le troisième chapitre, nous présentons, les différentes étapes suivies pour simuler le transfert de puissance en utilisant les antennes. Un lien de transfert de puissance à partir d'une antenne dipôle fait le rôle d'une source de puissance, et une antenne PIFA implantée dans un modèle biologique 3D du bras. Les résultats obtenus de simulation sont représentés et discutés. A la fin, une conclusion générale résume les principaux résultats.

# ***Chapitre I***

## ***Transfert de puissance sans fil***

## **I.1. Introduction**

De nos jours, l'utilisation d'appareils munis de batteries comme les téléphones intelligents, les ordinateurs portatifs, et les dispositifs médicaux implantés dans le corps humain par exemple est devenue omniprésente. Ces appareils pourraient être en tout temps alimentés en électricité, selon une technique adaptée, l'électricité sans fils permettrait d'éliminer ou de réduire grandement la taille des batteries. Ce chapitre, est consacré à la définition de différentes techniques de transfert de puissance sans fil, le classement des systèmes de transfert d'énergie sans fil en fonction de la distance de transfert d'énergie, et leurs applications. Les avantages et limitations de ces techniques sont aussi présentés.

## **I.2. Historique**

Les fondements de transfert de puissance sans fil (WPT : Wireless Power Transfer) remontent aux lois d'Ampère et de Faraday qui faisant une partie des équations de Maxwell. A la fin du 19<sup>ème</sup> siècle, Nikola Tesla a conçu et étudié le principe de WPT et de ses applications. A cette époque, la technologie associée à l'électronique de puissance et aux micro-contrôleurs n'était pas disponible. De plus, les progrès des matériaux magnétiques étaient limités aux matériaux ferromagnétiques étaient adaptés seulement pour fonctionner à des fréquences faibles. En raison de ces limitations, WPT était largement supposé être peu pratique et les travaux de recherche étaient très limités. Avec des avancées dans les technologies des semi-conducteurs, du contrôle et des matériaux, les concepts de Tesla sur le WPT ont commencé à trouver des applications pratiques au début des années 90, où les chercheurs de l'université d'Auckland ont démontré des applications pratiques pour la transmission ferroviaire, et les lignes d'assemblages. Plus récemment, une démonstration de WPT réussie a été réalisée en 2007 par une équipe de chercheurs de l'institut de technologie de Massachusetts (MIT : Massachusetts Institute of Technology). Cette équipe a pu éclairer une ampoule de 60 W située à une distance de deux mètres de la source sans l'utilisation de fils.

Le WPT a le potentiel de révolutionner les applications de transfert de puissance filaires. De nos jours, 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, etc.

## **I.3. Principes et définition de transfert de puissance sans fil**

Le WPT est une technologie dans laquelle un ou plusieurs émetteurs génèrent une onde

---

électromagnétique. Cette onde est traitée par un ou plusieurs récepteurs sans aucun type de conducteur afin d'en extraire la puissance. Les systèmes récepteurs de WPT utilisent les ondes électromagnétiques pour stocker de l'énergie dans une batterie ou pour alimenter les appareils et les dispositifs électroniques, alors que dans les systèmes de communication sans fil, l'onde électromagnétique représente un support de transmission de données.

La transmission de puissance sans fil est une technique permettant la distribution de l'énergie électrique sans utiliser de support matériel. Cette technique est destinée à être utilisée pour alimenter des lieux difficiles d'accès [1 -2].

Le transfert de puissance sans fil est le processus de transmission de l'énergie électrique d'une source (émetteur) à une charge (récepteur) sans utiliser de conducteur ou de fil (figure I.1).

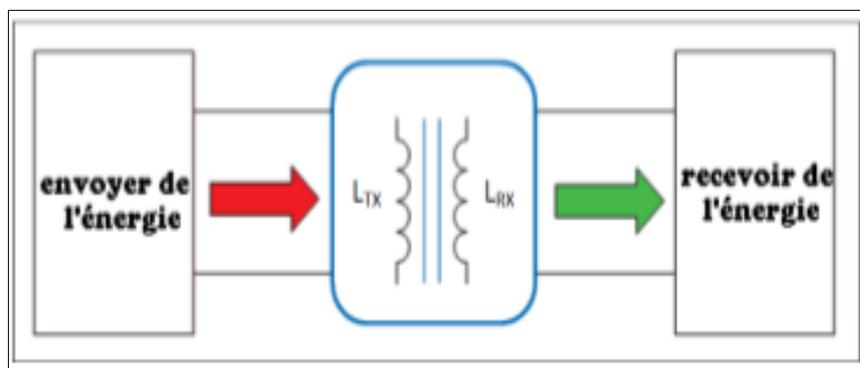


Figure I.1 : Principe du transfert de puissance sans fil.

#### I.4. Technologies et classification des systèmes WPT

Le schéma blocs d'un système WPT est représenté par la figure I.2. L'émetteur de puissance (l'antenne) est caractérisé par sa dimension maximale  $L_{DEV}$ . La distance, où écart, entre l'émetteur et le récepteur est  $d$ . Les ondes électromagnétiques sont caractérisées par leur longueur d'onde  $\lambda$  (leur fréquence  $f$ ).

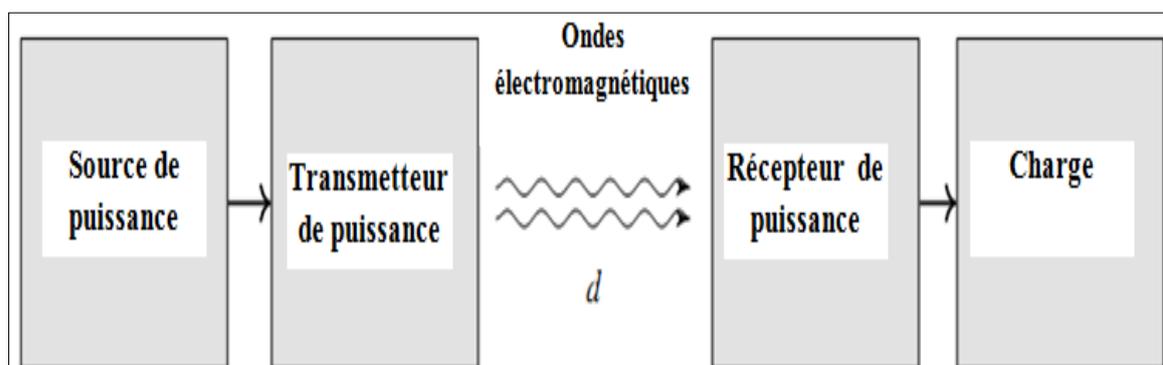


Figure I.2. : Schéma blocs d'un système WPT.

Les phénomènes liés aux ondes électromagnétiques sont régies par les équations de Maxwell. Ces équations complexes peuvent être simplifiées ce qui conduit à l'opération en modes de champ proche, et de champ lointain. Le savoir à quel groupe appartient une technologie WPT permet d'analyser, de concevoir, correctement les systèmes électriques utilisés. Les équations de Maxwell peuvent être simplifiées avec la loi de Kirchhoff dans le fonctionnement en champ proche, tandis que l'analyse RF et les équations basées sur l'optique sont nécessaires pour le fonctionnement en champ lointain.

#### I.4.1. Fonctionnement en champ proche (propagation non radiative)

Trois conditions doit être remplies, ces conditions sont données par le système d'équations I.1.

$$\begin{cases} L_{DEV} \ll \lambda \\ d \ll \lambda \\ d \ll 2\left(\frac{L_{DEV}^2}{\lambda}\right) \end{cases} \quad \text{I.1}$$

Les technologies WPT appartenant à ce type de fonctionnement sont le transfert de puissance sans fil inductif, résonant et capacitif.

#### I.4.2. Fonctionnement en champ lointain (propagation radiative)

Ce type de fonctionnement est basé sur le champ électrique de l'onde électromagnétique, et les conditions (le système d'équation I.2) qui doivent être satisfaites sont : les micro-ondes ou les ondes optiques.

$$\begin{cases} L_{DEV} \gg \lambda \\ L_{DEV} \gg 10\lambda \end{cases} \quad \text{I.2}$$

Les technologies WPT appartenant à ce type de fonctionnement sont les ondes électromagnétiques (micro ondes et les radios fréquences), et les ondes optiques.

L'induction électromagnétique peut être divisé en trois types : le transfert d'énergie par lien inductif (IPT : Inductive Power Transfer) basé sur les champs magnétiques, le transfert d'énergie capacitif (CPT : Capacitive Power Transfer) basé sur des champs électriques et le transfert d'énergie acoustique basé sur des ondes acoustiques. Le rayonnement électromagnétique peut être divisé en deux catégories : le transfert d'énergie par micro-ondes (MPT : Microwave Power Transfer) et le transfert d'énergie par laser. Les méthodes diffèrent

par le type de couplage entre le circuit de transmission ( $T_X$ ) et le circuit de réception ( $R_X$ ). Par exemple, le transfert d'énergie par lien inductif utilise le couplage inductif (inductance mutuelle entre  $T_X$  et  $R_X$ ), le transfert d'énergie capacitif utilise le couplage capacitif (capacité entre  $T_X$  et  $R_X$ ) et le transfert d'énergie par rayonnement utilise le rayonnement électromagnétique pour transmettre l'énergie de  $T_X$  à  $R_X$  [3]. Les différentes méthodes de transfert d'énergie sans fil sont illustrées dans la figure I.3.

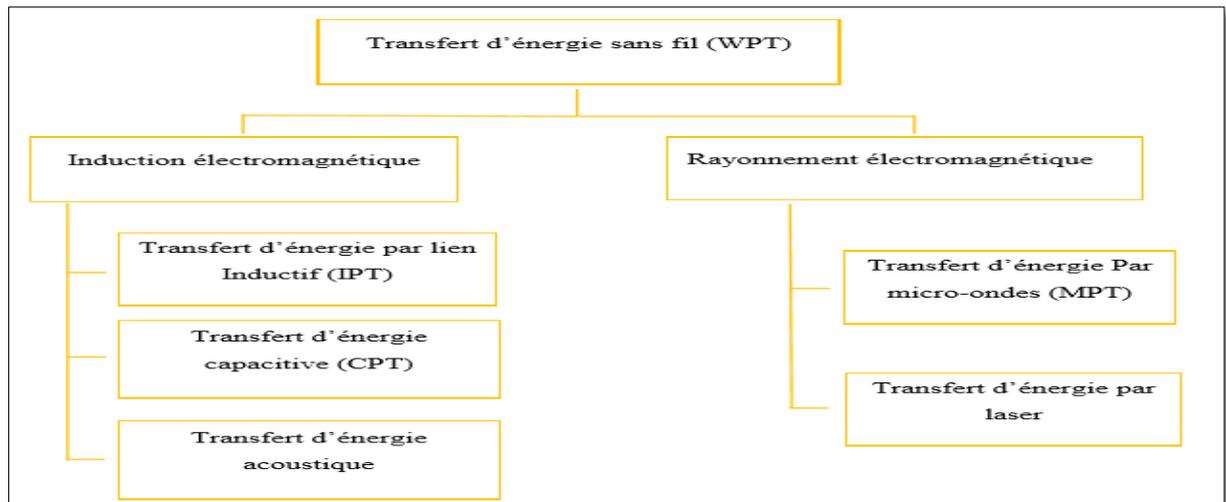


Figure I.3 : Différentes méthodes de transfert d'énergie sans fil.

## I.5. Les technologies non radiatives

### I.5.1. Transfert de puissance sans fil inductif (IPT)

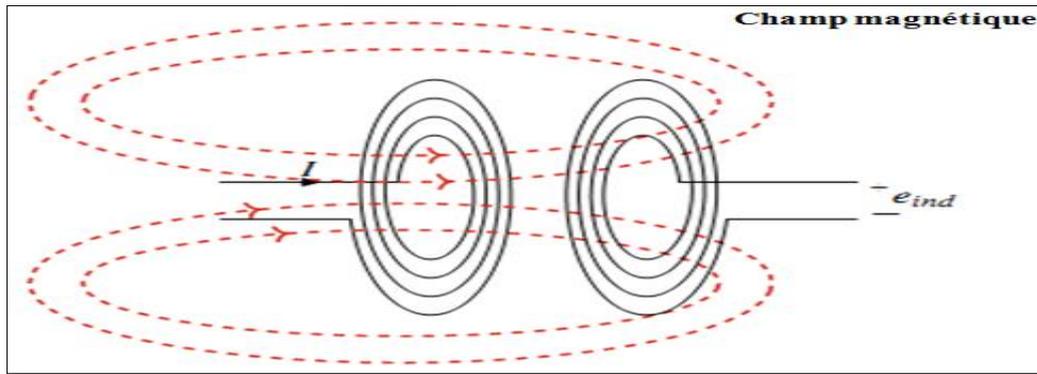
Le WPT inductif est réalisé par le champ magnétique de l'onde électromagnétique. Le principe de fonctionnement s'explique par l'interaction magnétique et électrique décrit par la loi d'Ampère et la loi de Faraday [4-5].

Selon la loi d'Ampère, un fil parcouru par un courant électrique génère un champ magnétique autour de lui. L'intensité et l'orientation de ce champ dépendent de la topologie du fil. Dans la loi d'Ampère donnée par l'équation I.3 :

$$\oint \vec{H} dl = I \quad \text{I.3}$$

Où  $\vec{H}$  est l'intensité du champ magnétique généré par le courant électrique  $I$ , et  $dl$  est l'élément différentiel de longueur le long du chemin parcouru par le courant.

La fréquence de variation l'intensité du champ magnétique égale à la fréquence du courant dans le fil. Le principe de fonctionnement des systèmes de WPT inductif est représenté par la figure I.4.



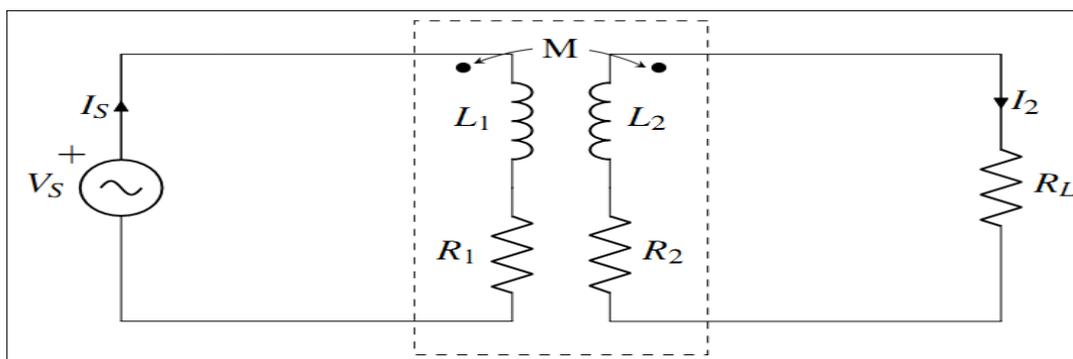
**Figure I.4 :** Principe de fonctionnement de la technologie de WPT inductif.

Comme il est décrit par la loi d'Ampère, lorsqu'un courant variable dans le temps traverse une bobine, un champ magnétique de courant variable dans le temps est généré autour de cet élément. Si ce champ magnétique variant dans le temps traverse une autre bobine, une tension ( $e_{ind}$ ) est induite à ses bornes. Cet effet est décrit par la loi de Faraday comme il donné par l'équation I.4 :

$$e_{ind} = -\frac{d\Phi}{dt} \tag{I.4}$$

Où  $\Phi$  est le flux du champ magnétique qui passe dans la zone limitée par la bobine.

La combinaison de ces deux phénomènes constitue la base des technologies WPT inductives et magnétiques. La technologie WPT inductif nécessite une paire de bobines primaire et secondaire comme il est représenté par la figure 5 :

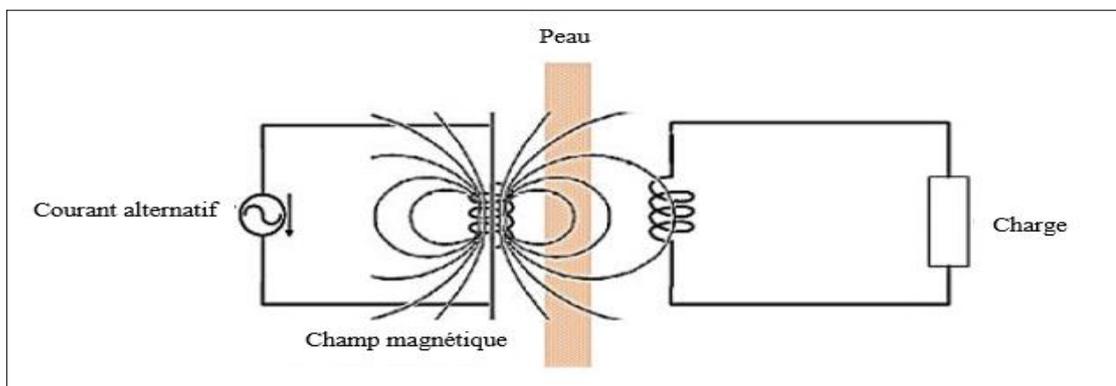


**Figure I.5 :** La technologie de WPT inductif.

Dans la bobine primaire, un courant  $I_S$  variable dans le temps doit être produit par un générateur. Le champ magnétique qui en résulte traverse la zone de la bobine secondaire qui

est connectée la charge à alimenter. Entre le générateur et la bobine primaire, il y a généralement des composants électroniques intermédiaires. De même, il existe d'autres systèmes électriques entre la bobine secondaire et la charge.

La figure I.6 montre le l'utilisation de WPT pour alimenter les dispositifs médicaux implantés dans le corps humain. Un courant alternatif à travers la bobine externe (hors le corps humain) 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 l'implant.



**Figure I.6 :** Principe de transfert d'énergie sans fil par lien inductif.

Les principaux avantages du WPT inductif sont :

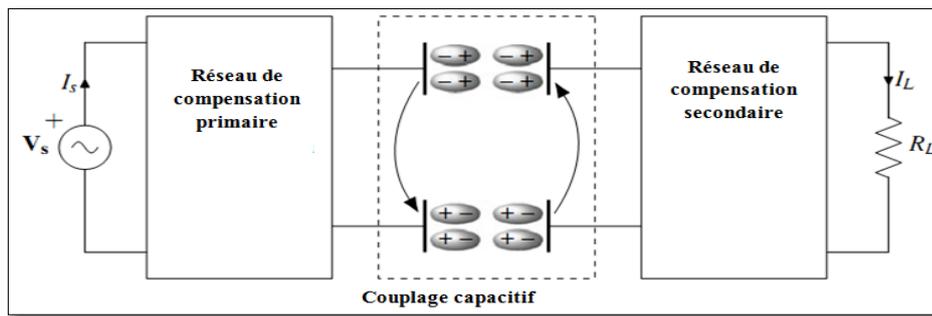
- Mise en œuvre simple pour les applications à faible consommation;
- Contrôle simple.

Ce type est limité par les inconvénients suivants :

- Efficacité limitée à 20 %;
- Distance de transmission courte (jusqu'à plusieurs cm);
- Nécessité de contrôler les émissions électromagnétiques;
- La présence d'obstacles (notamment métalliques, dans la zone entre l'émetteur et le récepteur et son environnement) limite l'efficacité de transmission.

### **I.5.2. Transfert de puissance par couplage capacitif**

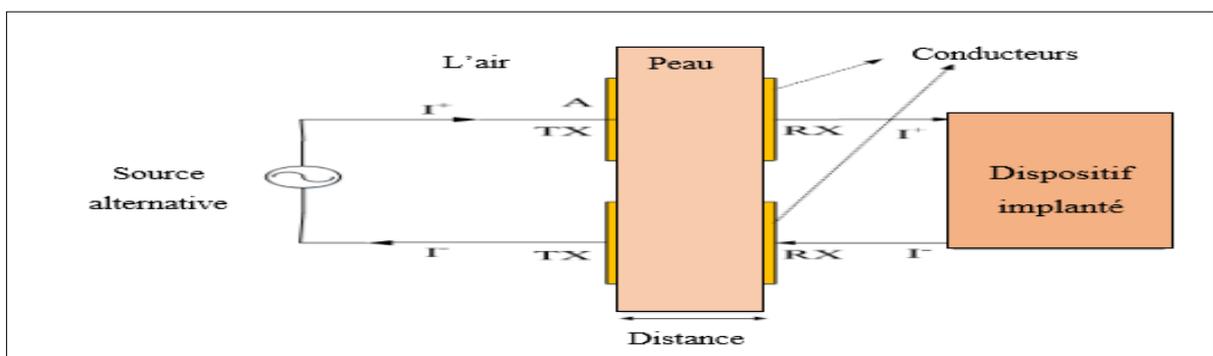
Contrairement aux technologies WPT en champ proche précédentes, le WPT capacitif est obtenu au moyen du champ électrique. Deux paires de plaques métalliques sont utilisées le premier est inséré dans l'émetteur de puissance, et la deuxième dans le récepteur. Dans chaque côté, les deux plaques sont connectées à travers la source d'alimentation (pour l'émetteur), et la charge (pour le récepteur) comme l'indique la figure I.7 [6- 7].



**Figure I.7 :** Principe du transfert de puissance sans fil capacitif.

Les plaques de chaque extrémité de l'émetteur sont parallèles aux plaques correspondantes du récepteur. Lorsque les deux paires de plaques sont suffisamment proches, elles agissent comme deux condensateurs et, par conséquent, le circuit électrique est fermé. Les condensateurs sont identifiés comme des condensateurs aller-retour. Sous ces conditions, un couplage capacitif est produit, et un champ électrique est généré entre les plaques produisant un courant électrique induit dans le récepteur de puissance.

Une représentation de l'exploitation de cette technologie pour alimenter les implants médicaux est illustrée aux la figure I.8. Deux paires de plaques métalliques forment deux condensateurs, Des plaques réceptrices sont placées à l'intérieur du corps humain, tandis que les plaques émettrices sont placées à l'extérieur du corps. Également appelés coupleurs capacitifs, pour établir les champs électriques. Les deux condensateurs fournissent une boucle de flux d'énergie de la source d'entrée à la charge de sortie. Les capacités de couplage dépendent de la surface de la plaque, de la distance de la plaque et du matériau diélectrique entre les plaques [8]. Semblables au système IPT, deux réseaux de compensation sont nécessaires aux côtés primaire et secondaire pour résonner avec les condensateurs afin d'augmenter les tensions sur les plaques pour le transfert d'énergie [9].



**Figure I.8 :** Principe de transfert d'énergie sans fil capacitif dans le domaine biomédical.

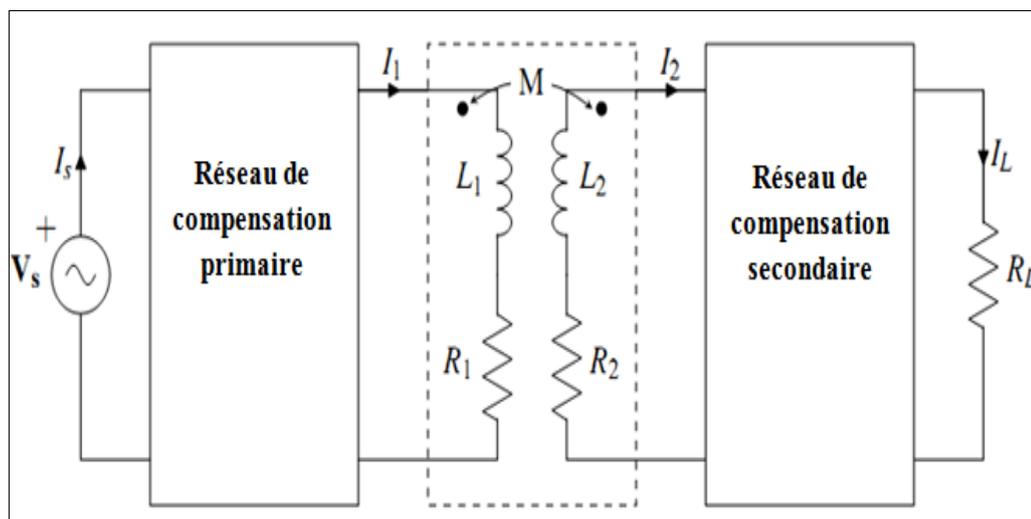
Le WPT capacitif est caractérisé par les avantages suivants :

- Transfert une puissance moyenne allant jusqu'à plusieurs kilowatts;
- Faisable même s'il y a objets métalliques entre l'émetteur et le récepteur;
- Pratique pour les applications de petite taille avec un espace réduit (jusqu'à 10 cm);
- Champ électrique limité à la zone entre les plaques;
- Cette technologie permet d'obtenir un rendement compris entre 70 et 80 %.

Pour ce type de type de transfert de puissance sans fil, le rendement de transfert de puissance dépend fortement de distance entre les plaques.

### I.5.3. Transfert de puissance sans fil par résonance magnétique

Le WPT résonant (ou à résonance magnétique) peut être considéré comme une amélioration au WPT inductif dans lequel le système électrique est forcé de fonctionner dans des conditions de résonance. A cet effet, les bobines primaire et secondaire sont connectées à des structures composées d'éléments réactifs tels que des condensateurs ou des bobines supplémentaires. Ces structures sont appelées réseaux de compensations (Figure I.9).



**Figure I.9:** Principe du transfert de puissance sans fil résonant.

Les avantages du WPT résonant sont :

- Transfert de puissance élevée jusqu'à plusieurs kilowatts;
- Transfert de puissance reste actif même avec variations limitées de la position du récepteur.

Cette technologie est limitée par :

- Les composants nécessaires pour les applications haute puissance sont coûteux;

- La présence d'obstacles (notamment métalliques, entre l'émetteur et le récepteur) limite fortement le rendement;
- Le contrôle des émissions électromagnétiques est obligatoire.

#### I.5.4. Transfert de puissance sans fil acoustique

Le système de transfert d'énergie acoustique (AET : Acoustic Energy Transfer) est un type de transfert d'énergie sans contact qui utilise des ondes ultrasonores où des vibrations pour transmettre de l'énergie pour l'alimentation de dispositifs électronique biomédicale implantable dans le corps humain. Comme le montre la figure I.10, le système d'alimentation sans fil se compose d'un transducteur émetteur focalisé et un dispositif implantable comprenant un transducteur récepteur, un convertisseur de courant continu et une batterie de recharge. Les ultrasons focalisés de faibles intensités générés par le transducteur émetteur sont focalisés et récoltés par le transducteur piézoélectrique de réception qui convertie ensuite l'énergie mécanique en énergie électrique, puis est converti en courant continu par le convertisseur continu. La batterie de recharge rassemble le courant continu. La propagation des ondes ultrasonores à travers la peau et les tissus biologique ne cause aucun dommage. Le dispositif implantable est alimenté par la batterie de recharge pour maintenir un fonctionnement stable et à long terme [10].

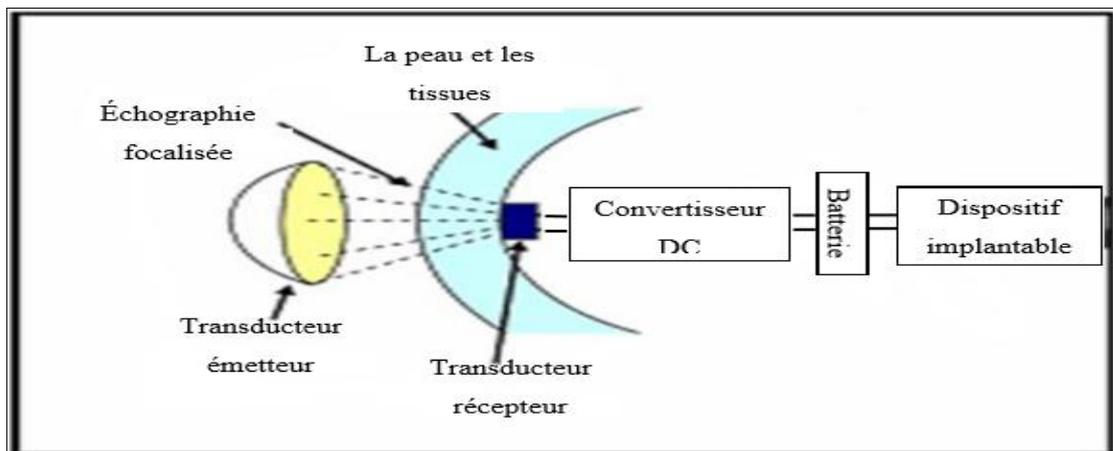


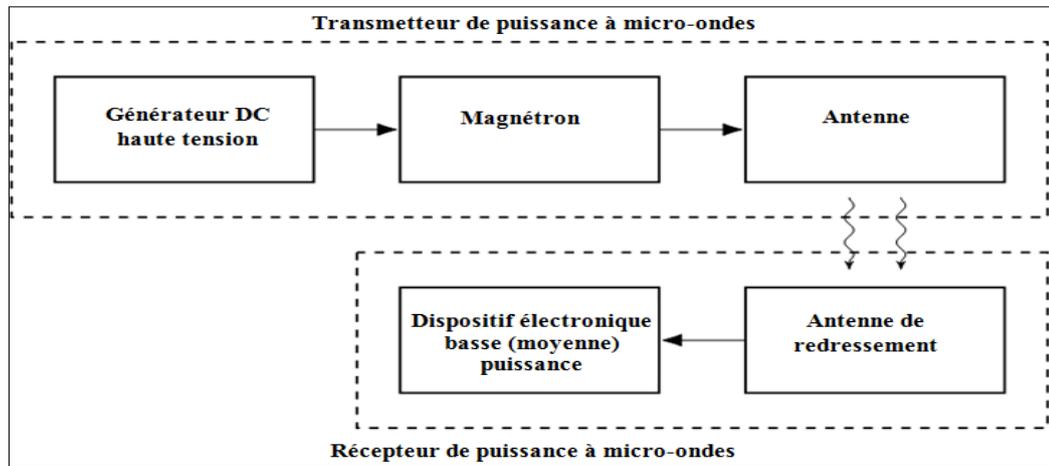
Figure I.10 : Système de transfert d'énergie sans fil acoustique.

## I.6. Les technologies radiatives

### I.6.1. Transfert de puissance sans fil par micro-ondes (radiofréquences)

Le WPT basé sur les micro-ondes transfère de l'énergie dans le contexte de lointain [11-12]. Cette technologie peut être étendue aux radiofréquences avec des modifications mineures.

The structure de base d'un système de WPT par les micro-ondes est représenté par la figure I.11.



**Figure I.11** : Principe du transfert de puissance en utilisant les hyperfréquences.

En partant d'un générateur DC haute tension, un magnétron crée un signal micro-ondes. Ce signal est ensuite envoyé à travers l'antenne. Le récepteur traite le signal reçu au moyen d'une antenne de redressement pour convertir le signal micro-ondes en un signal continu. Enfin, le signal continu est reçu par le dispositif électronique de puissance.

**A. Magnétron** : c'est un tube à vide qui agit comme un oscillateur. A partir d'une excitation continue, le magnétron génère un signal hyperfréquence sans aucune amplification. La fréquence du signal généré est liée aux dimensions du magnétron.

**B. Antenne** : c'est un composant électrique capable de générer une onde électromagnétique pour se propager au récepteur. Les antennes les plus simples génèrent le signal de manière isotrope, c'est-à-dire que le signal a la même puissance dans toutes les directions spatiales. Alternativement, la formation de faisceau est possible avec un réseau d'antennes contrôlant la différence de phase du courant.

**C. Antenne de redressement** : il s'agit d'une antenne et d'un circuit redresseur intégrés dans le même composant. Il a été conçu par Charles Brown en 1960 pour fonctionner avec un signal de 2,45 GHz.

Les principaux avantages du transfert de puissance sans fil en utilisant les micro-ondes (et les radiofréquences) sont :

- Grande distance de transfert; jusqu'à plusieurs Km;

- Permet une configuration dynamique du faisceau pour adapter le transfert de puissance aux dispositifs mobiles;
- Potentiel de transfert de puissance jusqu'à plusieurs kilowatts.

Les principaux inconvénients d'utilisation des hyperfréquences (radiofréquences) pour le transfert de puissance sont :

- Efficacité faible (inférieure à 10 %) pour les applications haute puissance pour les grandes distances de transfert;
- La complexité d'implémentation;
- Le fonctionnement, avec des êtres vivants entre l'émetteur de puissance et le récepteur, n'est pas complètement sécurisé.

### I.6.2. Transfert de puissance sans fil par faisceaux laser

Les systèmes de WPT optiques reposent sur des ondes électromagnétiques dont les fréquences sont dans la gamme de THz pour le transfert de puissance [13-14]. Ce type d'onde nécessite que l'émetteur de puissance et récepteur soient en ligne (pas d'obstacles). Si cette condition est respectée, La distance de transfert de puissance peut atteindre plusieurs kilomètres. La première expérimentation de cette technologie a consisté à déplacer un véhicule mini Rover sur une distance allant jusqu'à 280 m. La puissance de sortie du laser était de 5W alors que la puissance requise par le véhicule était de 1W. Les progrès de la technologie laser et des cellules photovoltaïques amélioreront cette technologie.

Un schéma descriptif du principe de fonctionnement de la technologie WPT optique est présenté à la figure I.12. La diode laser dans l'émetteur est commandée par le mode du courant dans le générateur. Un directeur de faisceau sert à ajuster la direction du transfert de puissance. Dans le récepteur, une cellule photovoltaïque convertit la lumière reçue en énergie avec les convertisseurs de puissance correspondants. Le courant continu est ensuite utilisé pour alimenter une charge ou une batterie.

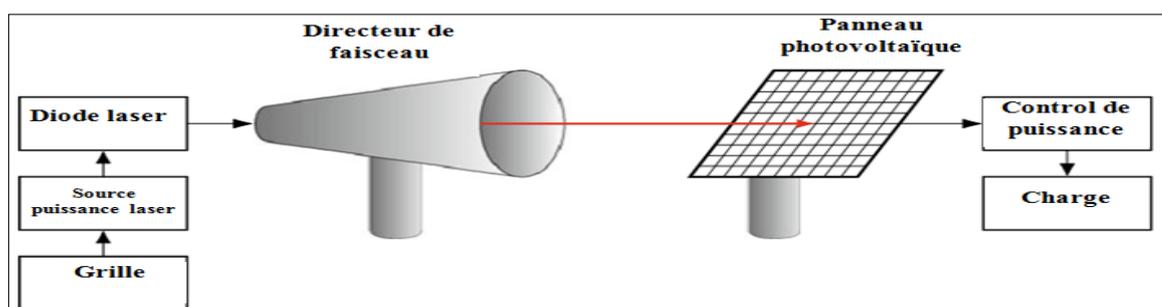


Figure I.2 : Principe du transfert de puissance en utilisant les ondes optiques.

Pour les implants médicaux, ce type de WPT est illustré par la figure I.13.

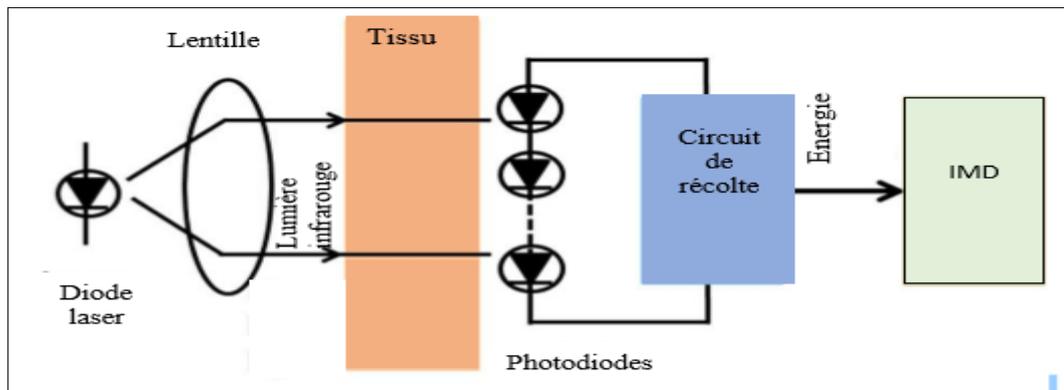


Figure I.13 : Principe de transfert d'énergie sans fil par laser.

Les principaux avantages de la technologie optique sont :

- Grande distance de transfert; jusqu'à plusieurs kilomètres;
- Possibilité de configurer dynamiquement les faisceaux lumineux pour adapter le transfert de puissance avec les charges mobiles;
- Possibilité de transférer plusieurs kilowatts de puissance;
- Taille réduite de l'émetteur.

Par ailleurs, les points cités ci-dessous sont considérés comme des avantages pour le transfert optique.

- L'efficacité faible (environ 20 %);
- Aucun obstacle, entre l'émetteur et le récepteur, est autorisé;
- Fonctionnement non sécurisé, pour les êtres vivants entre l'émetteur de puissance et le récepteur, si les rayons infrarouge ne sont pas utilisés.

### I.7. Applications du système de transfert de puissance sans fil

Un système de transfert d'énergie sans fil offre des nombreuses applications est devenu une partie importante de certains domaines fondamentaux. Premièrement, dans le secteur des transports, le transfert de puissance sans fil pour les véhicules électriques est une technologie prometteuse. Deuxièmement, dans les dispositifs médicaux implantables (IMD), il constitue un moyen pratique, fiable et sûr d'alimenter l'énergie sans fil sans douleur pour les patients. Troisièmement, dans le domaine des applications électroniques grand public, le transfert de puissance sans fil est utilisé dans les téléviseurs à LED, chargeant des appareils portables, tels que téléphones portables, tablettes et autres appareils, où la technologie transfert de puissance sans fil reflète le développement de ce type de construction. Enfin, les systèmes de transfert

de puissance sont utilisés dans les éclairages à LED, la détection sous-marine, les systèmes de défense militaire, les applications spatiales, Robots industriels, réseaux de capteurs sans fil WSN.



**Figure I.14 :** Applications du système de transfert d'énergie sans fil (WPT).

Le mode de transfert d'énergie par induction magnétique trouve des applications dans de nombreux domaines, allant de l'électronique mobile (recharge de Smartphones, ordinateurs portables, GPS, ...), au secteur des transports (voitures, bus, tramways, ...), en passant par les implants actifs en médecine (stimulateurs cardiaques, défibrillateurs, prothèses auditives, pompes à insuline, valves cérébrales...).

### **I.8. Objectifs de l'utilisation de transfert de puissance sans fil**

La technique de transfert de puissance sans fil est utilisée avec de nombreux objectifs tels que :

- Retirer le fil (réduisez les coûts d'énergie) et remplacez les piles (protection de la nature contre la pollution) ;
- Augmenter la fiabilité des appareils électroniques en évitant les problèmes de connecteurs et des câbles ;
- Eviter les problèmes liés au dispositif électrique tels que l'interconnexion conductrice ;

- Réduire les coûts en alimentant plusieurs périphériques à partir d'une résonatrice source unique ;
- Dans le domaine médical, permet d'éviter une intervention chirurgicale et de réduire les risques sur la santé du patient [15].

### **I.9. Conclusion**

Dans ce chapitre, on a présenté les différentes notions de base de transfert de puissance sans fil ; définitions, les différentes techniques de transmission d'énergie sans fil, et les différentes domaines d'applications de transmission d'énergie sans fil. La transmission d'énergie électrique sans fil se révèle être un moyen de transmission innovateur et efficace, tout en étant en symbiose avec l'environnement. En convertissant l'énergie électrique en onde électromagnétique, on peut ainsi la transporter sans utiliser de câbles conducteurs. Combiné à d'autre technologie comme la résonance, le transport sans fil peut se faire à grande distance et par conséquent, elle serait la solution idéale pour pallier aux problèmes de crises énergétique et environnemental actuelle. Pour les implants médicaux, le transfert de puissance sans fil représente une solution véritable pour les alimenter sans le besoin d'intervention chirurgical pour remplacer les batteries et par conséquent, étendre la durée de vie des implants, et préserver la sécurité du patient.

# Chapitre II

## Généralité sur les antennes

## II. 1. Introduction

Une antenne est un élément indispensable pour assurer une opération de communication entre un émetteur et un récepteur distants en utilisant les ondes électromagnétiques. Elle est présente dans tous les systèmes de communication sans fil. Une antenne est un dispositif permettant de rayonner ou de capter les ondes électromagnétiques. Comme les ondes électromagnétiques représentent un support de transmission pour communiquer un émetteur à un récepteur, elle représente aussi, un moyen prometteur pour transmettre de la puissance sans le besoin d'utiliser un lien physique entre la source de l'énergie et le destinataire.

Ce chapitre est consacré à l'étude des principes fondamentaux des antennes. En premier temps, les notions de base des antennes sont discutées. Dans un second temps, les types d'antennes, et d'une manière plus précise les antennes PIFA, qui représentent un type d'antenne très répandue pour les systèmes de communication, sont présentés. A la fin, une conclusion sur ce chapitre.

## II.2. Définition de l'antenne

Une antenne est un dispositif, métallique ou diélectrique, de rayonnement permettant de créer, d'émettre et de recevoir des ondes électromagnétiques. La conception d'une antenne doit être faite pour rayonner ou capter le maximum d'énergie d'une onde électromagnétique se propageant en espace libre. La figure II.1 représente une structure de base d'une antenne. Le rôle d'une antenne est de convertir l'énergie électrique d'un signal en énergie électromagnétique transportée par une onde électromagnétique (ou inversement), les antennes sont utilisées sur une large gamme de fréquence (ou de longueur d'onde) pour un grand nombre d'applications différentes [16].

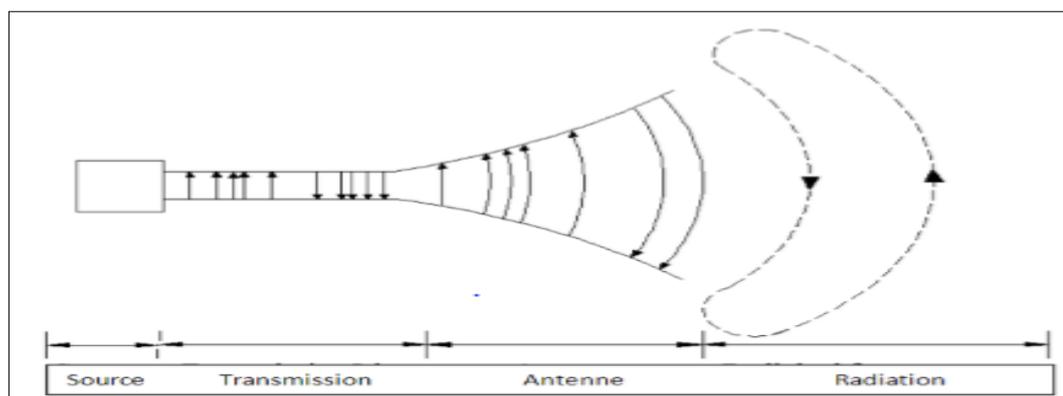


Figure II.1 : Rayonnement d'une antenne.

### II.3. Principe de fonctionnement

Un système de communication sans fil, dans son cas simple, est composé d'un bloc d'émission et d'un bloc de réception séparés, physiquement, par un canal de propagation dans lequel le signal émis transite avant d'être reçu comme le montre la figure II.2.

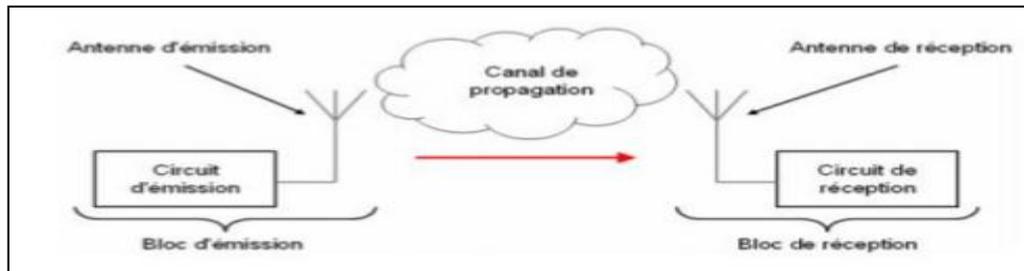


Figure II.2 : Schéma de principe d'un système de communication radio.

#### II.3.1. L'antenne émettrice

La propagation dans l'air nécessite qu'un dispositif qui génère une onde rayonnée. Le rôle de l'antenne émettrice est d'en transformer la puissance électromagnétique guidée, issue d'un générateur, à une puissance rayonnée. Dans ce sens, l'antenne émettrice est considérée comme transducteur.

#### II.3.2. L'antenne de réception

Inversement à l'émission, En réception, la puissance rayonnée peut être captée par une antenne réceptrice. Dans ce sens, l'antenne apparaît comme un capteur et un transformateur de puissance rayonnée en puissance électromagnétique guidée.

#### II.3.3. Canal de propagation

Une liaison radioélectrique est un canal de transmission entre un émetteur et un récepteur, dont le support de transmission est assuré par des ondes électromagnétiques. Comme tous les canaux de communication, il est soumis aux problèmes posés par le bruit et les perturbations. Ces contraintes limitent les performances du système de transmission considéré. Ces derniers dépendent aussi des propriétés de l'antenne qui va donner naissance à l'onde électromagnétique, et à l'environnement autour de l'antenne qui va influencer sur la propagation des ondes électromagnétiques [17].

### II.4. Caractéristiques des antennes

#### II.4.1. Diagramme de rayonnement

C'est la répartition du champ électromagnétique rayonné au loin par une antenne sur une sphère. A une grande distance d'une antenne émettrice, le champ électromagnétique présente

une structure d'onde sphérique localement plane avec une expression mathématique dans laquelle les dépendances en distance et angulaire sont clairement séparées comme l'indique l'équation II.1.

$$\vec{E}(r, \theta, \varphi) = \frac{e^{-jk\pi}}{r} \vec{F}(\theta, \varphi) \quad (\text{II.1})$$

On appelle diagramme de rayonnement la représentation de  $\|\vec{F}(\theta, \varphi)\|$  ou  $\|\vec{F}(\theta, \varphi)\|^2$ . Le terme  $\vec{F}(\theta, \varphi)$  exprime une fonction vectorielle complexe, il est d'usage de ne représenter que sa norme. Le diagramme de rayonnement est une représentation surfacique 3D que l'on trace en coordonnées polaires ou cartésiennes (Figure II.3). Le plus souvent on se contente de coupes suivant deux plans perpendiculaires. Ces plans peuvent être des plans de symétries ou des plans de polarisation (plan E, plan H).

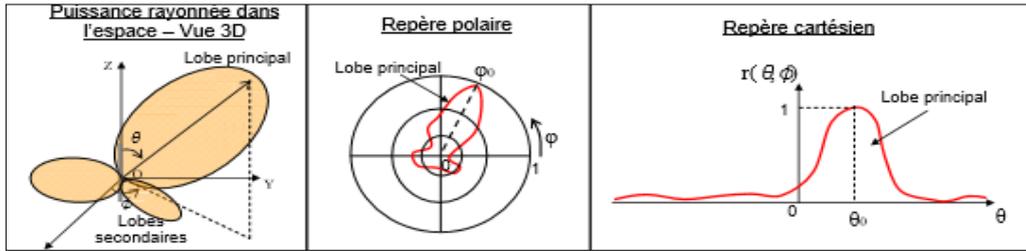


Figure II.3 : Représentation du diagramme de rayonnement d'une antenne.

Les diagrammes de rayonnement en coupe sont le plus souvent représentés en dB, c'est-à-dire :  $20\log_{10}(\|\vec{F}(\theta, \varphi)\| / \|\vec{F}(\theta, \varphi)\|_{\max})$ . Ils constituent une représentation de la répartition de la puissance électromagnétique rayonnée sur une sphère de grand rayon. La densité surfacique de puissance est donnée par le vecteur de Poynting moyen qui s'écrit en notation complexe comme l'indique l'équation II.2.

$$\vec{S} = \frac{1}{2} \vec{E} \wedge \vec{H} \quad [\text{Watt/m}^2] \quad (\text{II.2})$$

Et puisque l'onde rayonnée est localement plane, c'est à dire :

$$\vec{H} = \frac{1}{\eta} \vec{e}_r \wedge \vec{E} \quad (\text{II.3})$$

On a :

$$\vec{S} = \frac{1}{2\eta} \vec{E} \wedge (\vec{e}_r \wedge \vec{E}) = \frac{1}{2\eta} |\vec{E}|^2 \vec{e}_r = \frac{1}{2\eta r^2} |\vec{F}|^2 \vec{e}_r \Rightarrow S = \frac{F^2}{2\eta r^2} \rightarrow F^2 = 2\eta S r^2 \quad (\text{II.4})$$

$F^2$  est donc bien proportionnel à la puissance présente en tout point d'une sphère de rayon  $r$ . Le diagramme de rayonnement ne dépend ni de la distance ni de la puissance d'émission, mais, il ne dépend que de la distribution de courant sur la surface de l'antenne. Du point de vue pratique, il dépend en premier ordre de la fréquence.

Le rayonnement d'une antenne varie en fonction de la distance à l'antenne. L'espace de rayonnement de l'antenne est généralement subdivisé en trois régions (Figure II.4), à savoir :

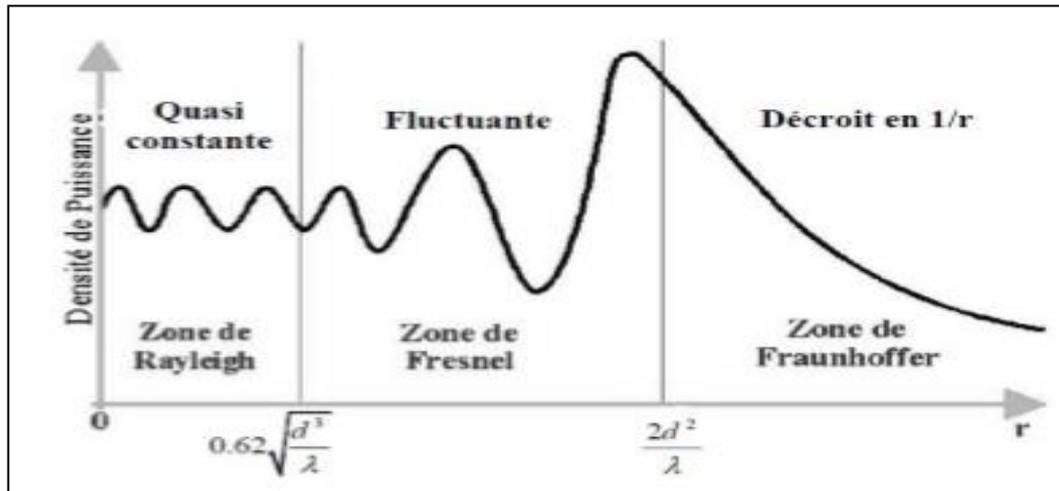


Figure II.4 : Les trois zones de rayonnement d'une antenne.

**A. Région réactive (zone de Rayleigh) :** c'est la région entourant la source de rayonnement où la puissance réactive (purement imaginaire) prédomine. Cette région est délimitée par une sphère de rayon :

$$R_1 = 0.62 \sqrt{d^3 / \lambda} \quad (\text{II.5})$$

Où  $\lambda$  est la longueur d'onde, et  $d$  est la plus grande dimension de l'antenne.

**B. Région du champ proche rayonné (zone de Fresnel) :** c'est la région comprise entre la zone réactive et la zone du champ lointain, et dans laquelle la divergence du faisceau devient appréciable. Cette région est délimitée par une distance radiale  $R$  telle que  $R_1 \leq R \leq R_2 = 2d^2 / \lambda$ , et le champ rayonné dépend, en général, de la distance radiale. De plus, la composante radiale du champ est appréciable.

**C. Région du champ lointain (zone de Fraunhofer) :** dans cette région, l'onde rayonnée est plane et les champs ont une structure TEM par rapport à la direction radiale. La puissance rayonnée est purement réelle et indépendante de la distance radiale [17].

$$\frac{E_0}{H_0} = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon}} \approx \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} = \eta_0 \quad (\text{II.6})$$

#### II.4. 2. L'intensité de rayonnement

L'intensité de rayonnement est la puissance rayonnée par unité d'angle solide [26].

L'équation (II.7) la description mathématique de cette intensité.

$$U(\theta, \varphi) = \frac{dP}{d\Omega} = \frac{|\vec{F}|^2}{2\eta} = Sr^2 \quad (\text{II.7})$$

$dP$  est la puissance de l'onde qui traverse un élément de surface  $ds$  de la sphère centrée sur l'antenne rayonnante.

$$dP = \vec{S} \cdot \vec{ds} = \frac{|\vec{F}|^2}{2\eta r^2} \vec{e}_r ds \vec{e}_r = \frac{|\vec{F}|^2}{2\eta r^2} ds = \frac{|\vec{F}|^2}{2\eta} d\Omega \quad [\text{watt}] \quad (\text{II.8})$$

Et  $d\Omega$ , est l'angle solide élémentaire sous lequel est vu l'élément de surface  $ds$ .

#### II.4. 3. La puissance totale rayonnée

Une antenne sert à convertir la puissance électrique à une puissance rayonnée transportée par une onde électromagnétique, cette onde peut se propager dans toutes les directions de l'espace. Les directions, dans lesquelles cette puissance se propage, sont dépendantes des caractéristiques de l'antenne. Pour une antenne quelconque, dont le centre est placé au centre d'un repère sphérique et connectée à une source qui lui fournit une puissance électrique  $P_a$  (Figure II.5), la puissance rayonnée dans une direction quelconque  $(\theta, \varphi)$  dans un angle solide  $\Omega$  (en stéradian), et la puissance fournie à une surface élémentaire située à une distance  $R$  sont exprimées par le système d'équation II.9. La puissance rayonnée totale  $P_{Tot}$  est la somme des puissances rayonnées dans toutes les directions de l'espace (équation II.10).

$$\begin{cases} P(\theta, \varphi) = \frac{P_a}{\Omega} \quad [W \text{ ou } \frac{W}{sr}] \\ P(\theta, \varphi) = \frac{P_a}{\Omega \cdot R^2} \quad [\frac{W}{m^2}] \end{cases} \quad (\text{II.9})$$

$$P_{Tot} = \int_{\theta} \int_{\varphi} P(\theta, \varphi) d\varphi d\theta \quad (\text{II.10})$$

Elle peut se calculer par intégration de  $U(\theta, \varphi)$  sur l'angle solide sous lequel est vu l'espace, (c-à-dire  $4\pi$ ) comme suivant [17] :

$$P_{Tot} = \int_{4\pi} U d\Omega = \int_{4\pi} \frac{|\vec{F}|^2}{2\eta} = \int_0^{2\pi} \int_0^\pi U(\theta, \varphi) \sin\theta d\theta d\varphi = \int_{sphère} S ds \quad (II.11)$$

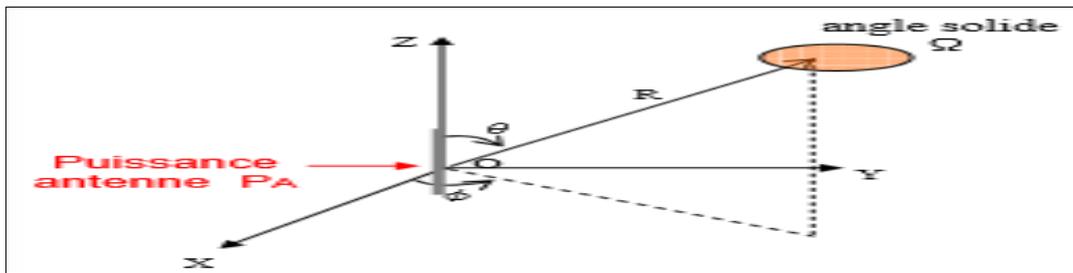


Figure II.5 : Puissance rayonnée par une antenne dans une direction de l'espace.

### II.4.4. Angle d'ouverture

L'angle d'ouverture (beamwidth) caractérise la largeur du lobe principal. L'angle d'ouverture à 3 dB (Figure II.6) représente la portion de l'espace dans lequel la majeure partie de la puissance est rayonnée. Il s'agit de l'angle entre les deux directions autour du lobe principal où la puissance rayonnée est égale à la moitié de la puissance rayonnée dans la direction de rayonnement maximal [19].

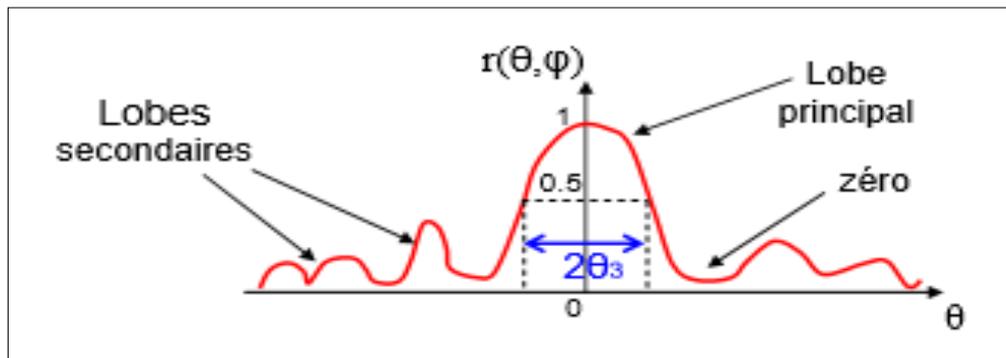


Figure II.6 : Diagramme de rayonnement et angle d'ouverture.

### II.4.5. Directivité

Par définition, le gain directif est égal au rapport de l'intensité de rayonnement de l'antenne sur l'intensité de rayonnement  $U_0$  de l'antenne isotrope équivalente rayonnant la même puissance totale, cette relation est montrée par l'équation (II.12).

$$D(\theta, \varphi) = \frac{U(\theta, \varphi)}{U_0} \quad (II.12)$$

Cette grandeur, sans dimension, traduit la capacité d'une antenne à concentrer la puissance qu'elle rayonne dans un angle solide limité. Un gain directif élevé correspond à un rayonnement localisé dans un angle solide restreint et donc à un rayonnement intense dans cette direction. Inversement, une antenne faiblement directive rayonnera faiblement dans une grande portion de l'espace, la limite d'une antenne non directive étant une antenne isotrope.

#### II.4.6. Gain

C'est le rapport entre la densité de puissance moyenne rayonnée par l'antenne dans la direction  $(\theta, \varphi)$  et la densité de puissance à rayonnement isotrope, les deux antennes étant alimentées par une même puissance.

Le gain est alors donné par :

$$G(\theta, \varphi) = \frac{P(\theta, \varphi)}{P_0} = \frac{P(\theta, \varphi)}{P_t/4\pi R^2} = \frac{4\pi R^2 P(\theta, \varphi)}{\int \int_s P(\theta, \varphi) ds} \quad (\text{II.15})$$

- $P(\theta, \varphi)$  : la densité de puissance moyenne rayonnée par l'antenne directive [W/m<sup>2</sup>].
- $P_0$  : la densité de puissance moyenne rayonnée par l'antenne isotrope [W/m<sup>2</sup>].
- $P_t$  : la puissance totale rayonnée par les deux antennes [W].

La surface d'intégration  $s$  est une surface fermée pouvant être une sphère de centre  $o$ , position de l'antenne, et de rayon  $R$  ;

$$ds = R^2 \sin \theta \cdot d\theta \cdot d\varphi ; 0 \leq \theta \leq \pi \text{ et } 0 \leq \varphi \leq 2\pi$$

On peut écrire :

$$G(\theta, \varphi) = \frac{4\pi R^2 |f(\theta, \varphi)|^2}{\int \int_s |f(\theta, \varphi)|^2 ds} = \frac{4\pi R^2 |r(\theta, \varphi)|}{\int \int_s r(\theta, \varphi) ds} \quad (\text{II.16})$$

Dans le cas où le diagramme ne dépend que de  $\theta$  et pas de  $\varphi$ , l'intégrale se simplifie et s'écrit:

$$G(\theta) = \frac{4\pi R^2 f^2(\theta)}{\int_0^{2\pi} d\varphi \int_0^\pi R^2 f^2(\theta) \sin \theta d\theta} = \frac{2f^2(\theta)}{\int_0^\pi f^2(\theta) \sin \theta d\theta} = \frac{2r(\theta)}{\int_0^\pi r(\theta) \sin \theta d\theta} \quad (\text{II.17})$$

Avec

$\theta$  : L'angle entre une direction courante et l'axe de l'antenne ;

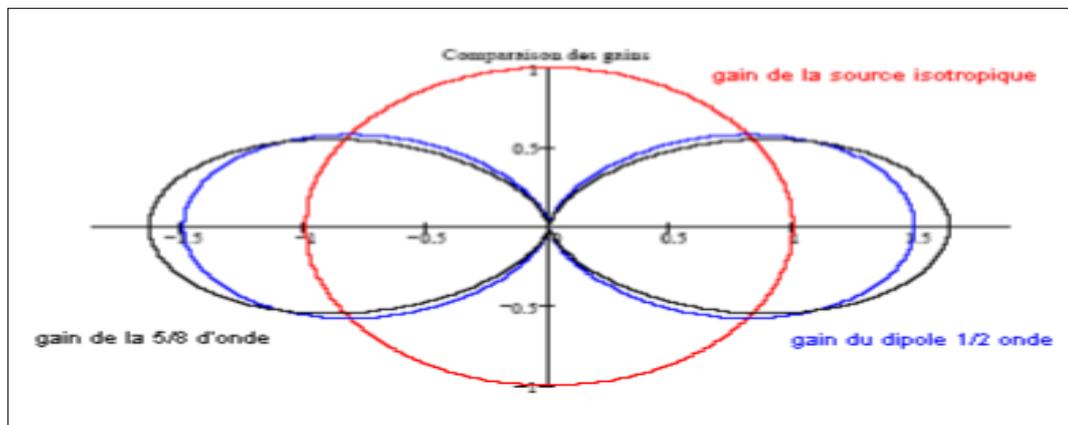
$f(\theta)$  : fonction de rayonnement du champ de l'antenne.

Lorsqu'on parle de gain d'une antenne, on parle souvent de gain maximal  $G_{\max}$  est obtenu pour  $r(\theta)=1$  est donné par :

$$G_{\max} = \frac{2}{\int_0^\pi r(\theta) \sin \theta d\theta} \quad (\text{II.18})$$

Donc, comme le gain et le diagramme de rayonnement sont intimement liés, on pourra calculer le gain d'une antenne connaissant son diagramme de rayonnement. Lorsqu'on parle de gain d'une antenne, on désigne le gain maximum de l'antenne exprimé en dB :

$$G_{\text{dB}} = 10 \log_{10}(G) \quad (\text{II.19})$$



**Figure II.7 :** La représentation du gain d'une antenne dipôle.

Le gain  $G(\theta, \phi)$  d'une antenne, dans une certaine direction, est donné par le rapport de l'intensité de puissance rayonnée dans une certaine direction sur l'intensité de puissance acceptée par l'antenne qui serait rayonnée par une antenne isotrope sans pertes.

$$G(\theta, \phi) = 4\pi * \frac{\text{de puissance rayonnée dans la direction}(\theta, \phi)}{\text{puissance rayonnée acceptée}} \quad (\text{II.20})$$

#### II.4.7. Résistance de rayonnement

La résistance de rayonnement est définie en un point M de l'antenne parcouru par un courant  $I_M$ . La résistance de rayonnement modélise l'antenne et représente la puissance rayonnée active. En effet, l'antenne rayonne de l'énergie associée aux champs électrique  $\vec{E}$  et magnétique  $\vec{H}$  qu'elle émet. La résistance de rayonnement  $R_M$  est donnée par la loi d'Ohm :

$$R_M = \frac{P_t}{I_M^2} = \frac{P_t}{(I_0 \frac{\sqrt{2}}{2})^2} = \frac{P_t}{I_0^2 / 2} = \frac{2}{I_0^2} \iint_S P(\theta, \varphi) ds \tag{II.21}$$

Où

$I_M$  est le courant efficace au point M;

$I_0$  est le courant maximal au point M.

Si on considère une antenne comme un simple dipôle passif alors la grandeur qui la caractérise est son impédance. De ce point de vue, il faut distinguer l'antenne en réception de l'antenne en émission.

### II. 4.8. L'impédance complexe d'une antenne

On peut résumer le comportement de l'antenne passive (qui représente un comportement linéaire), comme une antenne qui stocke des charges (comportement capacitif = stockage sous forme d'énergie électrique), s'oppose aux variations des courants qui y circulent (comportement inductif = stockage sous forme d'énergie magnétique) et dissipe une partie de l'énergie (pertes ohmiques et par rayonnement). D'un point de vue électrique, une antenne passive peut donc être modélisée par un circuit équivalent *RLC* comme il est illustré par la figure II.8; et l'impédance  $Z_{in}$  vue à l'entrée de l'antenne est donnée par l'équation ci dessous. A noter que les valeurs du modèle ne sont valides que sur des bandes étroites [20].

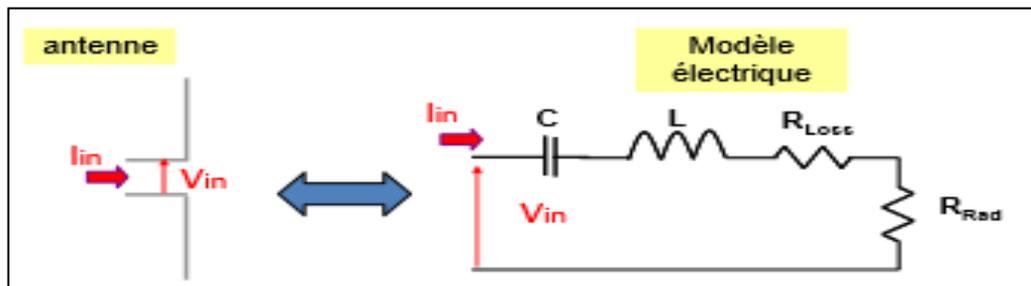


Figure II.8 : Modèle d'impédance complexe d'une antenne.

$$Z_{in} = \frac{V_{in}}{I_{in}} = R_{in} + jX_{in}$$

$\swarrow$  *Partie active*       $\searrow$  *Partie réactive*

$$R_{in} = R_{Rad} + R_{Loss} \qquad X_{in} = iLW + \frac{1}{icW}$$

$\swarrow$  Résistance de rayonnement       $\searrow$  Résistance de pertes

### II. 4.9.L'efficacité

L'efficacité d'une antenne est liée au rapport entre la puissance rayonnée et la puissance dissipée totale. Cette relation est donnée par l'équation II.22.

$$\eta = \frac{P_r}{P_a} = \frac{R_r}{R_a + R_\Omega} \quad (\text{II.22})$$

#### II. 4.10. Coefficient de réflexion et VSWR

Le coefficient de réflexion (RL : *Return Loss*) est un paramètre qui indique la quantité d'énergie perdue à la charge, et qui n'est pas réfléchi. Comme il est expliqué dans le paragraphe précédent, les ondes réfléchies entraînent la formation d'ondes stationnaires, lorsque l'impédance de l'émetteur et de l'antenne ne sont pas égaux. D'où le coefficient de réflexion est un paramètre semblable à la VSWR pour indiquer la correspondance entre l'émetteur et l'antenne.

Le coefficient de réflexion est donnée par;  $RL = -20 \log_{10}(\tau) \text{ (dB)}$  Pour une correspondance parfaite entre l'émetteur et l'antenne,  $\Gamma = 0$  et  $RL = \infty$  signifie qu'il n'aura aucune énergie réfléchi, tandis qu'une  $\Gamma = 1$  a une  $RL = 0 \text{ dB}$ , ce qui implique que toute la puissance incidente est réfléchi. Pour les cas pratiques, un VSWR de 2 est acceptable, qui correspond à un RL de -9,54 dB [21].

$$\text{VSWR} = \frac{V_{\max}}{V_{\min}} = \frac{1 + \Gamma_{\text{in}}}{1 - \Gamma_{\text{in}}} \quad (\text{II.23})$$

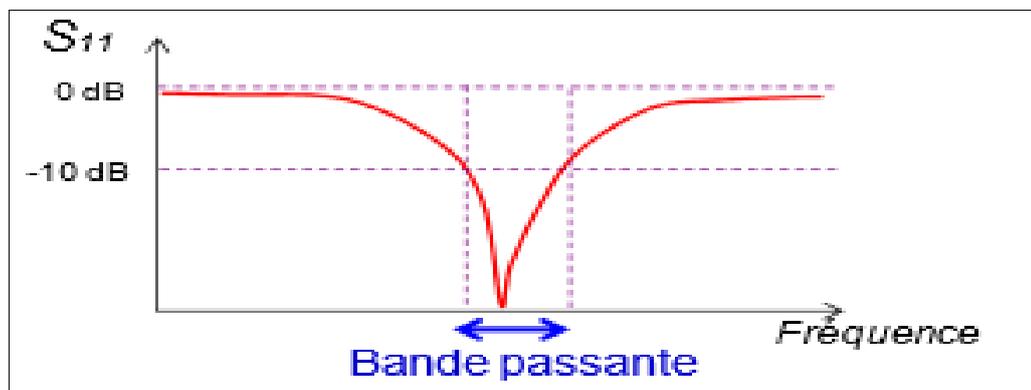


Figure II.9 : Coefficient de réflexion.

#### II.4.11. Adaptation et condition d'adaptation

Une antenne est reliée à la source par une ligne de transmission d'impédance caractéristique  $Z_c$  (en général,  $Z_c = 50 \Omega$ ). Pour assurer un transfert maximal de puissance entre l'alimentation et l'antenne, il est nécessaire d'assurer une adaptation d'impédance. L'adaptation permet d'annuler le coefficient de réflexion  $\Gamma_{\text{in}}$  ou  $S_{11}$  en entrée de l'antenne.

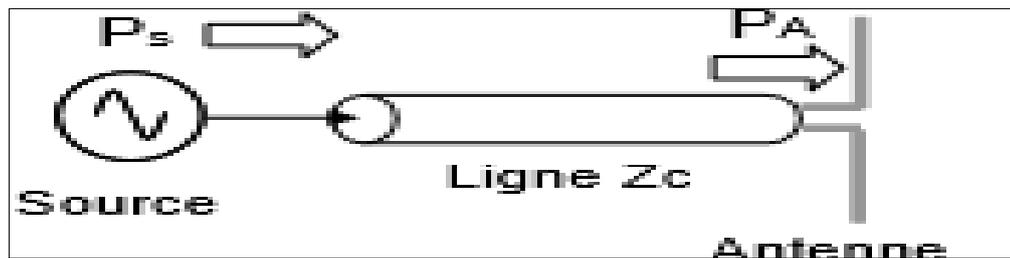


Figure II.10 : Circuit d'adaptation.

Le coefficient de réflexion est le rapport entre l'onde réfléchiée en entrée de l'antenne et l'onde incidente. Il dépend de l'impédance d'entrée de l'antenne et de l'impédance caractéristique.

$$P_A = P_s(1 - |\Gamma_{in}|^2) \quad (\text{II.27})$$

$$S_{11} = \Gamma_{in} = \frac{Z_{in} - Z_c}{Z_{in} + Z_c} \quad (\text{II.28})$$

Condition d'adaptation :  $S_{11} = 0 \Leftrightarrow Z_{in} = Z_c$ .

#### II. 4.12. La bande passante

La largeur de bande ou la bande passante en adaptation d'une antenne peut être définie comme une bande de fréquences pour laquelle le coefficient de réflexion est inférieur à un seuil donné. Elle est souvent considérée comme une gamme de fréquences positionnée de part et d'autre de la fréquence centrale . Elle peut aussi être définie comme correspondant à la bande de fréquences où le transfert d'énergie de l'alimentation vers l'antenne (ou de l'antenne vers le récepteur) est supérieur à un seuil. On parle alors de bande passante absolue, est donnée par :

$$\Delta f = f_2 - f_1 \quad (\text{II.29})$$

On déduit souvent la bande passante d'une antenne à partir de la courbe de son coefficient de réflexion. Certains critères typiques sont pris comme un coefficient de réflexion inférieur à -6 dB ou à -10 dB. Souvent, on l'exprime en termes de bande passante relative par rapport à la fréquence centrale, est donnée par [22] :

$$BP(\%) = \left( \frac{\Delta f}{f_0} \right) * 100 \% \quad (\text{II.30})$$

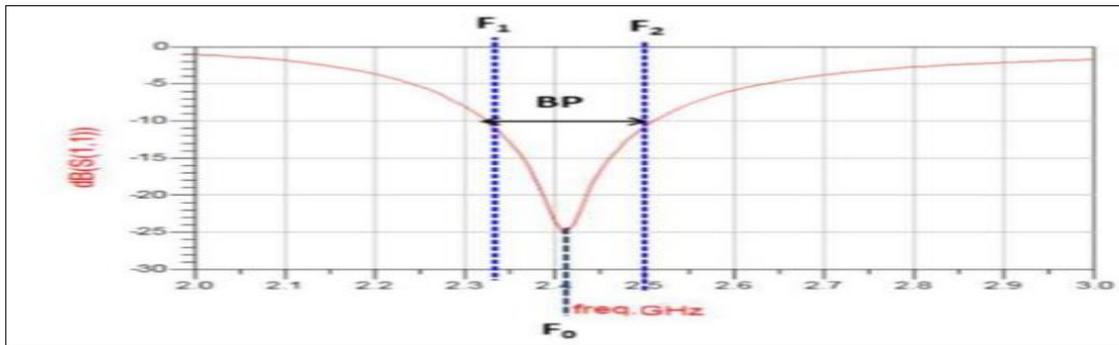


Figure II.11 : Illustration de la bande passante à -10 dB à partir du coefficient de réflexion.

#### II. 4.13. Polarisation d'une onde

La polarisation correspond à la direction et à l'amplitude du champ électrique  $\vec{E}$ . Pour une onde non polarisée, ou naturelle,  $\vec{E}$  tourne autour de son axe de façon aléatoire et imprévisible au cours du temps. Polariser une onde correspond à donner une trajectoire définie au champ électrique. Il y a plusieurs sortes de polarisation:

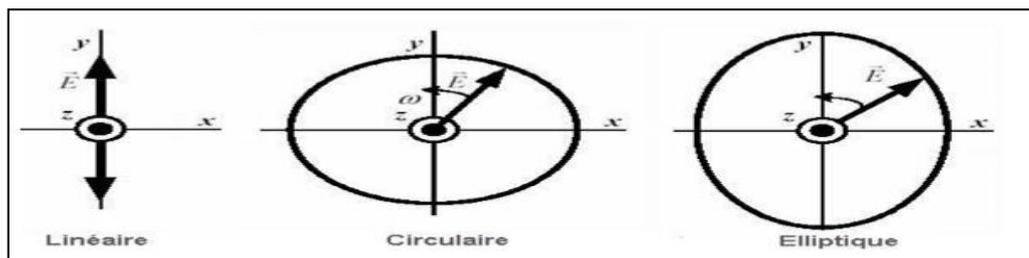


Figure II.12 : Les différentes polarisations des champs.

- Une onde plane est dite à polarisation rectiligne (linéaire) si le champ électrique est constamment dirigé dans la même direction ;
- L'onde est dite à polarisation circulaire si l'extrémité du vecteur  $\vec{E}$  décrit un cercle, ce cas de figure peut se présenter en considérant deux doublets orthogonaux alimentés en quadrature ;
- L'onde est dite à polarisation elliptique si l'extrémité du vecteur  $\vec{E}$  décrit une ellipse.

### II.5. Classifications d'antennes

Les antennes peuvent être regroupées en cinq grandes familles qui sont facilement reconnaissables, pour la plupart, à leur forme :

#### II.5.1. L'antenne filaire

Les antennes filaires comprennent des modèles comme les antennes dipôles, monopoles, boucles résonnantes, Yagi, hélices et plus encore. Cette grande famille compte les antennes relativement simples.

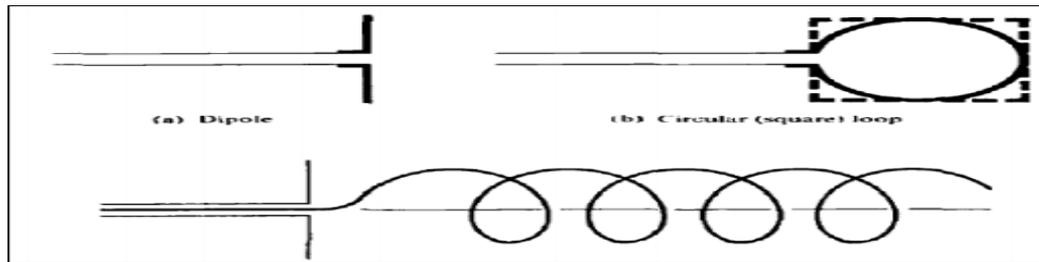


Figure II.13 : Antenne dipôle, circulaire, hélice.

### II.5.2. L'antenne à fentes

L'antenne à fentes est le modèle de prédilection pour la conception d'antennes de systèmes de sécurité comme celles des radars micro-ondes utilisés pour la surveillance maritime et aéroportuaire.

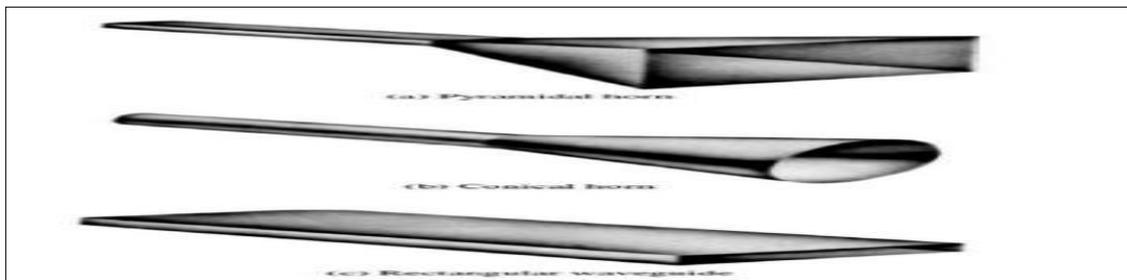


Figure II .14 : Les antennes à fentes.

### II.5.3. L'antenne planaire (microruban)

L'antenne planaire est encore appelée antenne à patch. C'est le modèle le plus utilisé pour la conception des systèmes GSM, GPS, Wifi et Wi MAX.

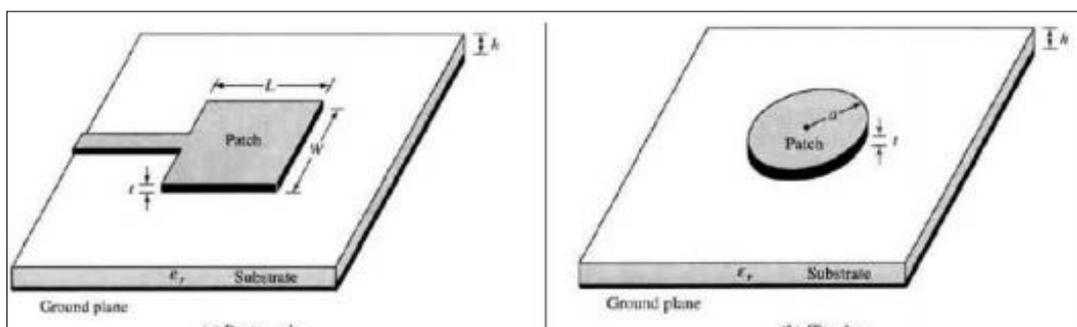


Figure II .15 : Antenne patch à élément rayonnant triangulaire et circulaire.

### II.5.4. L'antenne à cornet

L'antenne à cornet est une antenne un peu spéciale à cause de son apparence en cône plus ou moins cylindrique. Elle a généralement la forme d'un gros entonnoir ou d'une pyramide inclinée à base ouverte.

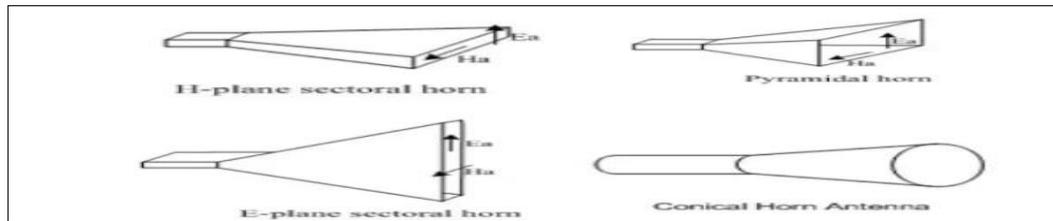


Figure II.16 : Différents types de cornets.

### II.5.5. L'antenne parabolique (réflecteur)

C'est le modèle que la plupart des particuliers abonnés aux chaînes télé connaissent. L'antenne parabolique a la forme d'une cuvette avec au centre de sa face concave une antenne rudimentaire [18].

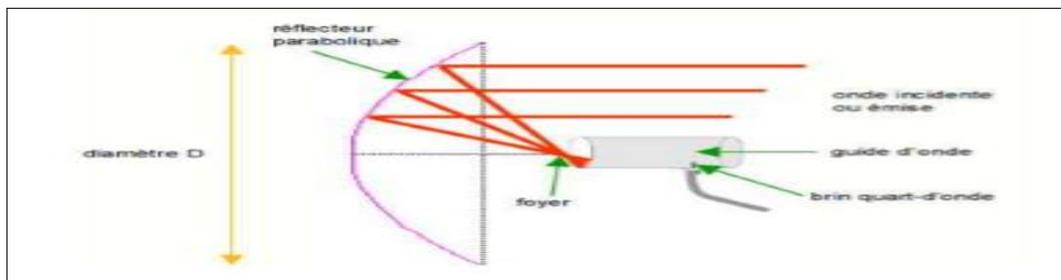


Figure II.17 : Schéma illustrant l'antenne parabolique.

## II.6. Antenne PIFA

### II.6.1. Définition

L'antenne PIFA (Planar Inverted-F Antenna) est une antenne quart d'onde intégrée et miniature en la comparant avec des antennes monopoles. 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 II.18 où  $h$  est la hauteur de court-circuit,  $W$  sa largeur et  $D$  la distance séparent le court-circuit du point d'alimentation de l'antenne patch.

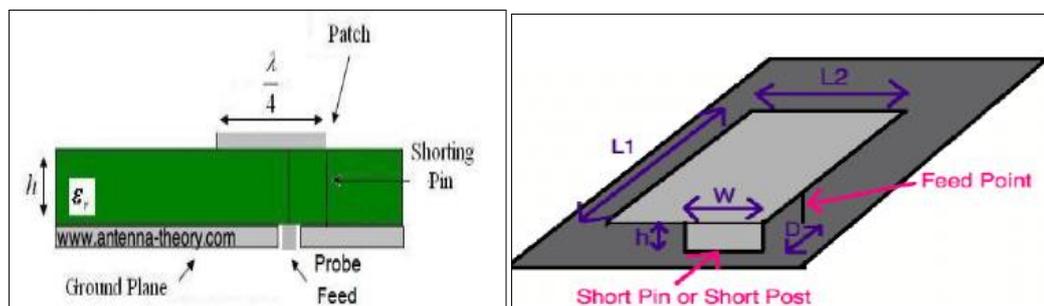


Figure II.18 : La description géométrique de l'antenne PIFA.

La fréquence de résonance d'une antenne PIFA est approchée par l'équation :

$$L1+L2-W=\frac{\lambda}{4} \quad (\text{II.31})$$

$L1$  et  $L2$  les dimensions de patch rayonnant et  $\lambda$  la longueur d'onde pour le milieu séparant le patch et le plan de masse.

### **II.6.2. Les avantages d'antenne PIFA**

L'antenne PIFA possède plusieurs avantages parmi lesquels on peut citer :

- Structure simple, flexible et Volume réduit;
- Faible cout de fabrication ou faible profile et facilité d'intégration;
- Sensible à la polarisation horizontale et verticale;
- Diagramme de rayonnement omnidirectionnel et Antenne multi-bande (double ou triple bande);
- Fréquence de résonance modifiable grâce à l'insertion des fentes;
- Facile à l'adapter en jouant sur la position de l'alimentation;
- Reconfigurable en insérant des diodes et des capacités.

l'adaptation est possible en exécutant un raccordement plus fin au niveau du point de l'alimentation.

### **II.7. Conclusion**

Plusieurs paramètres et caractéristiques doivent être considérés pour étudier, concevoir, et fabriquer une antenne. Le diagramme de rayonnement, l'intensité de rayonnement, la puissance rayonnée, la directivité, le gain, le coefficient de réflexion et ROS, la bande passante, et le type de polarisation, dépendent du type d'antenne considéré. L'antenne PIFA est une antenne très pratique pour l'implantation dans le corps humain à cause de ces avantages multitude. Telle implantation peut servir à la fois la transmission de données et transfert de puissance sans fil comme on verra dans le troisième chapitre.

# Chapitre III

## *Conception, Simulation et Résultats*

### III.1 Introduction

Dans les deux premiers chapitres, nous avons vu que les antennes sont distinguées par plusieurs paramètres et caractéristiques, et elles ont plusieurs formes géométriques. Par ailleurs, en plus de la transmission de données, le WPT d'une source à un destinataire est la tendance des systèmes de télécommunication modernes. Pour les dispositifs médicaux implantés dans le corps pour des fins diagnostiques et thérapeutiques, la puissance nécessaire pour le fonctionnement est un autre challenge. Une antenne dual bandes intégrée dans tel dispositif est un moyen prometteur pour le WPT et aussi pour assurer la transmission de données de et vers l'extérieur du corps humain.

Ce troisième chapitre est consacré à la conception et simulation de deux antennes, la première est une PIFA implantée dans le corps humain pour assurer la communication et la récupération de la puissance transportée par les ondes électromagnétiques émises par une deuxième antenne dipôle logée hors le corps, et joue le rôle de source d'énergie. Le logiciel Full Wave HFSS v.17 a été utilisé pour faire la simulation et la représentation des résultats obtenus.

### III.2. Considération pour la conception et la simulation

Les antennes planaires sont très utilisées et très pratiques pour l'implantation médicale, ces antennes peuvent être réalisées en se basant sur les circuits imprimés. Cette même antenne peut être converti à une antenne planaire en F inversé PIFA pour plus de rentabilité en terme de la taille d'implantation.

En implantation des dispositifs médicaux, les propriétés électromagnétiques des structures biologiques dans lesquelles les dispositifs médicaux sont implantés, doivent être considérées.

La même chose pour matériaux diélectriques et conducteurs constituant une antenne.

Avant de commencer la conception d'une antenne implantable, il est primordial de préciser les caractéristiques de réponse voulues de fonctionnement de cette antenne : les fréquences opérationnelles, les bandes passantes, les gains, les types de rayonnements, etc. Telle précision permettra de choisir convenablement le type du substrat utilisé ainsi que les dimensions géométriques adéquates.

La procédure suivie pour accomplir l'objectif de se travail est résumé dans les étapes suivants:

- Choisir la structure biologique pour l'implantation ;

- Concevoir et simuler une antenne PIFA implantable, cette antenne dual bandes, la première bande (ISM : 2.45 GHz) est pour assurer la communication du dispositif médical implanté avec l'extérieur, et la deuxième bande (ISM : 0.915 GHz) sert au WPT.
- Simuler une antenne dipôle extérieure pour but d'émettre l'énergie sous forme des ondes électromagnétiques, et donc, assurer le WPT;
- Tester le WPT et les paramètres liés.

### III.3. Structure biologique de l'implantation

La version utilisée du logiciel HFSS inclut des modèles 3D computationnels simplifiés du bras (gauche, et droit). Dans notre simulation, ce modèle (gauche) est choisi comme milieu d'implantation (Figure III.1). Les propriétés diélectriques choisies de ce modèle sont celles du muscle. Les propriétés diélectriques du muscle, et aussi de la peau, et de la graisse, sont données par le tableau III.1. Ces propriétés sont données pour les fréquences réservées pour les dispositifs médicaux implantés et la télémétrie biomédicale.

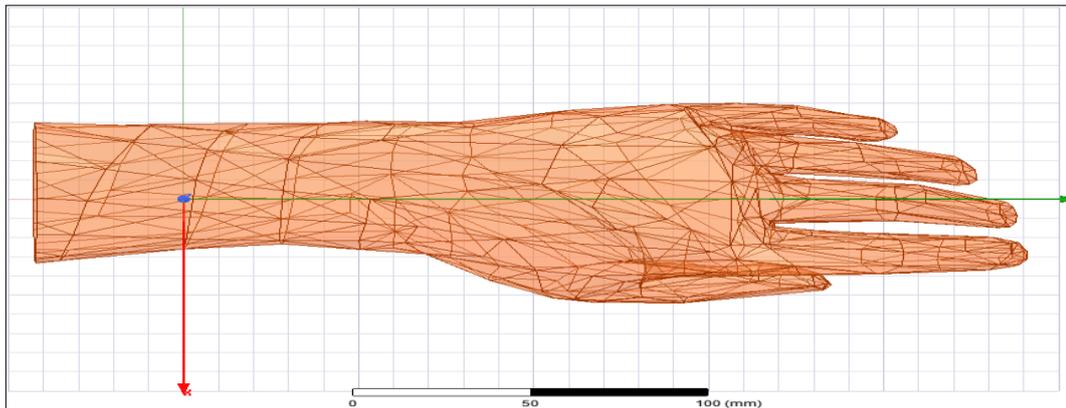


Figure III.1 : Milieu d'implantation choisi.

Tissus	Fréquence [Hz]	Conductivité [S/m]	Permittivité relative	Coefficient de perte
Muscle	ISM : 2.45 GHz	1.7388	52.729	0.24194
	ISM : 0.915 GHz	0.94809	54.997	0.33866
Peau	ISM : 2.45 GHz	1.464	38.007	0.28262
	ISM : 915 MHz	0.87169	41.329	0.41435
Graisse	ISM : 2.45 GHz	0.10452	5.2801	0.14524
	ISM : 915 MHz	0.87169	41.329	0.41435

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

### III.4. Antenne PIFA implantable

#### III.4.1. Conception et implantation

Les substrats épais dont la permittivité diélectrique est faible offrent un meilleur rendement et une bande passante grande. Par ailleurs, les substrats dont les permittivités diélectriques sont élevées peuvent être utilisés pour la miniaturisation et par conséquent, volume plus petit en implantation. La permittivité relative du substrat est généralement  $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$ . Dans notre travail une antenne PIFA dual bandes a été conçue et simulée. La structure fondamentale de cette antenne est représentée par la figure III.2.

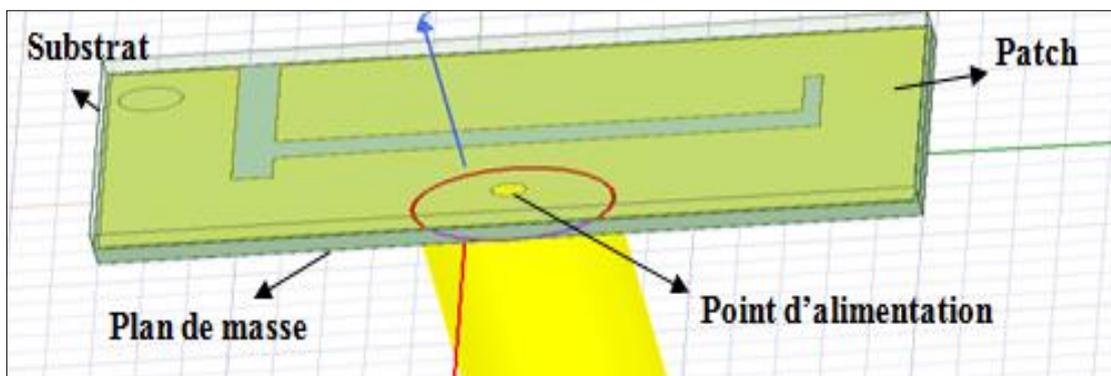


Figure III.2 : La géométrie (à vide) de l'antenne PIFA implantée.

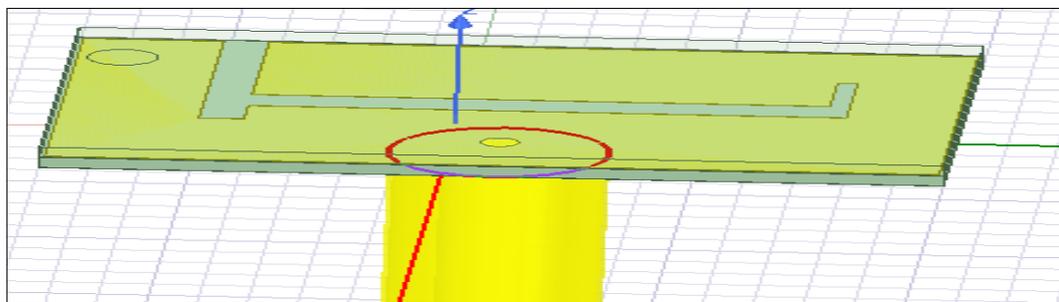
Cette figure représente la structure générale de notre prototype, il s'agit d'une antenne PIFA constituée des éléments suivants : un plan de masse (GND), le patch de forme rectangulaire, et court circuit (SHORTING PIN) ces trois éléments conducteurs sont des cuivres, qui possède une excellente conductivité de l'ordre  $0,58 \text{ Ms/m}$ , permittivité relative  $\epsilon_r = 1$ , et perméabilité  $\mu_r = 0.99991$ . L'espace entre l'élément rayonnant et le plan de masse est rempli par une couche de substrat de types FR4\_epoxy de conductivité égale à  $0 \text{ s/m}$ , permittivité relative  $\epsilon_r = 4.4$  et perméabilité relative  $\mu_r = 1$  et coefficient de perte électrique  $\tan \delta \epsilon = 0.02$ . Les dimensions de différents éléments de cette structure fondamentale sont mentionnées dans le tableau III.2.

Paramètre	Valeur [mm]	Description du paramètre
$X_{\text{GND}}$	10.8	La longueur de plan de masse (GND)
$Y_{\text{GND}}$	18	La largeur de plan de masse (GND).
$X_{\text{GND}}$	10.6	La longueur de l'élément rayonnant.
$Y_{\text{GND}}$	17.8	La largeur de l'élément rayonnant.

$Z_{\text{SUBS}}$	0.653	la distance entre GND et l'élément rayonnant.
$Y_{0\text{SONDE}}$	1	La position du câble coaxial sur l'axe Y.
$X_{0\text{SONDE}}$	1.6	La position du câble coaxial sur l'axe X.

**Tableau III.2 :** Les paramètres géométriques de l'antenne PIFA implantable.

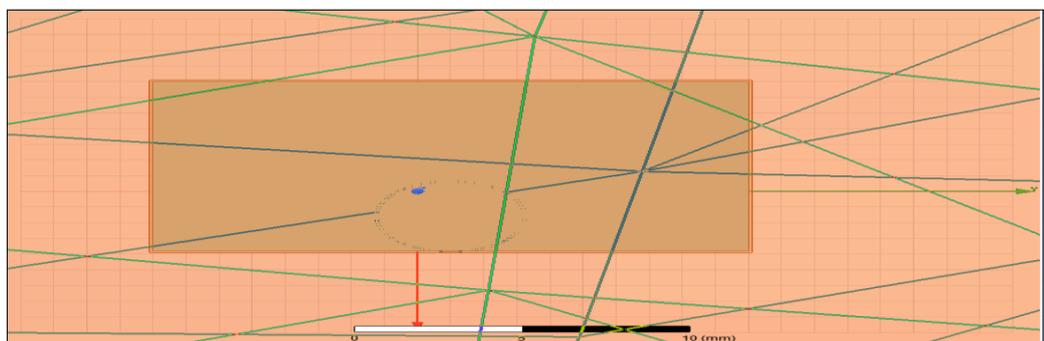
Il existe plusieurs techniques pour alimenter les antennes imprimées, c'est-à-dire leurs fournir le signal ou la puissance à rayonner. Pour notre prototype, nous avons choisi la technique d'alimentation par un câble coaxial d'impédance caractéristique de  $50\Omega$  comme le montre la Figure III.3, ce câble est composé de trois éléments qui sont : le conducteur central (Probe), le conducteur externe et un isolateur (Isolation).



**Figure.III. 3 :** L'alimentation de l'antenne conçue.

Pour une fréquence de résonance voulue, la transmission efficace de la puissance de la source vers l'antenne nécessite d'avoir une meilleure adaptation possible entre la source d'alimentation, la ligne de transmission (le câble coaxial), c'est-à-dire : l'impédance interne de la source d'alimentation égale à l'impédance caractéristique de la ligne de transmission et l'impédance d'entrée de l'antenne. Dans le cas d'une antenne, ces trois impédances sont réelles et égales. Pratiquement la valeur de cette impédance (parmi autres) est  $50\Omega$ .

La figure suivante montre l'antenne PIFA implantée dans la structure biologique choisie :



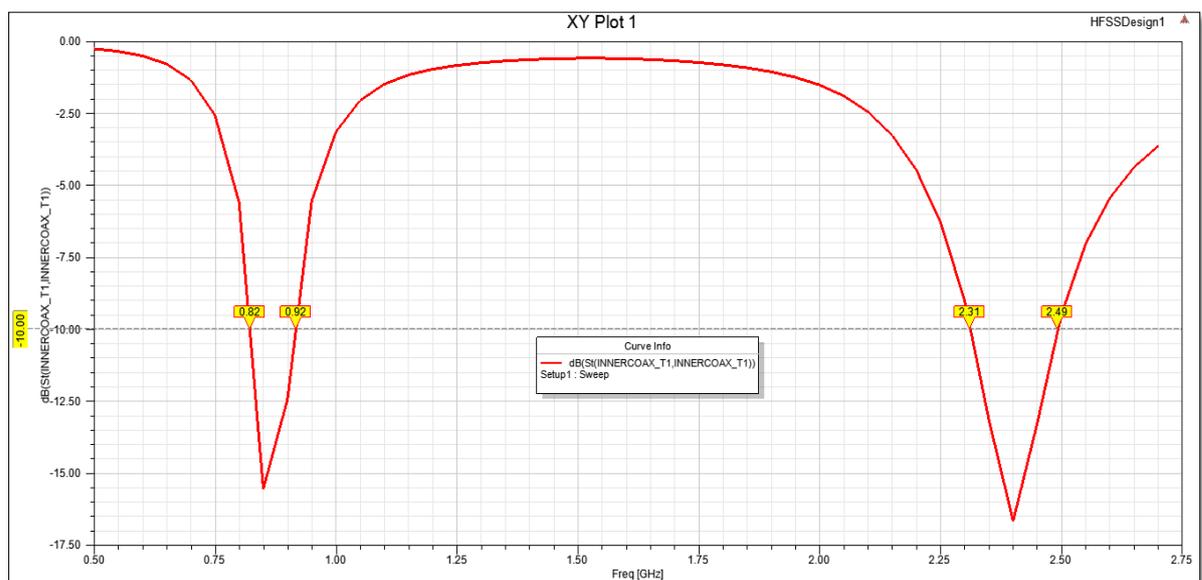
**Figure III.4 :** L'antenne PIFA implantée dans le bras gauche.

### III.4.2. Résultats de simulation de l'implantation

Comme nous vu dans le deuxième chapitre, il existe plusieurs paramètres pour juger une antenne. Dans notre travail, on va utiliser le coefficient de réflexion, le diagramme de rayonnement de gain, la bande passant, et le taux d'onde stationnaire pour représenter les performances des antennes simulées.

#### A. Coefficient de réflexion

La figure III.5 représente le coefficient de réflexion ( $S_{11}$  en dB) en fonction de la fréquence pour la gamme de fréquence [0.5 - 2.75] GHz.



**Figure III.5 :** Coefficient de réflexion  $S_{11}$  de l'antenne PIFA en implantation.

à -10dB on remarque deux bandes de fréquence, la première ([0.82 - 0.92] GHz) est pour le WPT à la fréquence de 0.915 GHz et la deuxième ([2.31 - 2.49] GHz) pour la communication et transmission de donnée de la télémétrie.

Les bandes passantes sont comme suivantes :

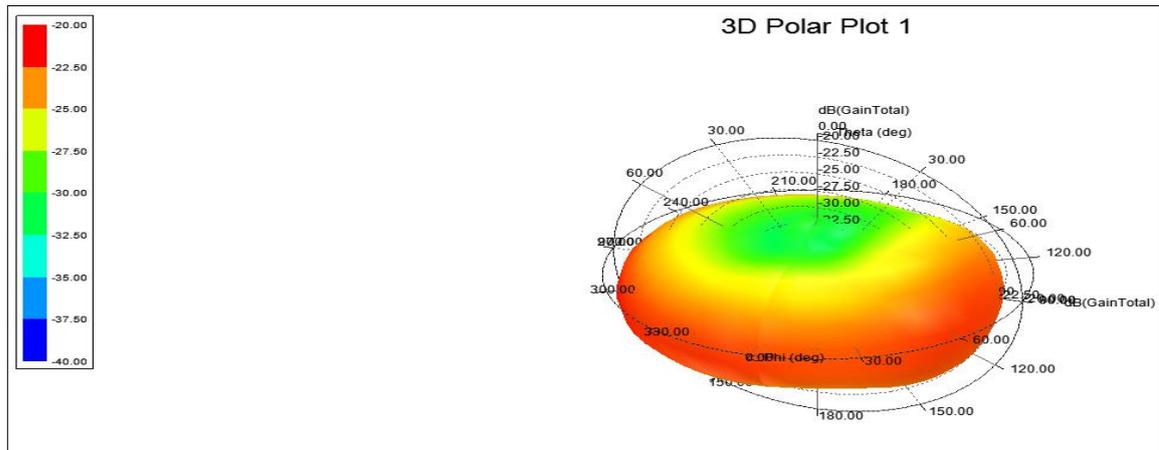
$$WB_1 = \frac{0.92 - 0.82}{0.85} * 100 = 11.76\% \quad (III.1)$$

$$WB_2 = \frac{2.49 - 2.31}{2.40} * 100 = 7.5\% \quad (III.2)$$

Ces deux largeurs sont très acceptables pour l'implantation médicale aux fréquences de 2,45 GHz pour transfert de l'information et 0.915 GHz transfert de puissance.

#### B. Diagramme du rayonnement du gain

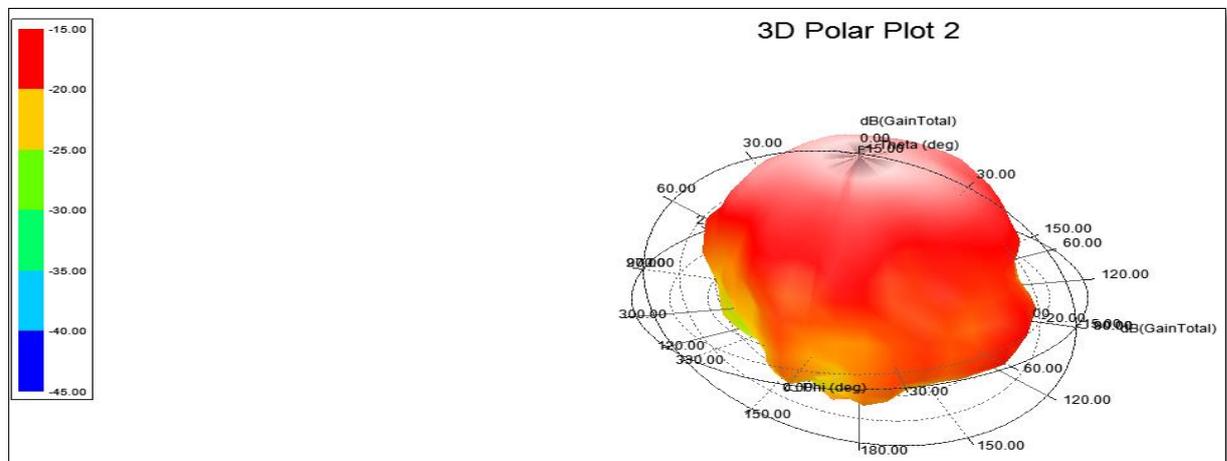
Le diagramme de rayonnement en 3D du gain à la fréquence 0.85 GHz est illustré par la figure III.6.



**Figure III.6 :** Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne implanté à la fréquence 0.85 GHz après l'implantation.

Le diagramme de rayonnement obtenu montre qu'à la fréquence de 0.85 GHz, le rayonnement est presque omnidirectionnel. Le gain en puissance maximal obtenu est de -20 dB. Un tel rayonnement est très favori pour les dispositifs médicaux sans fil.

Le diagramme de rayonnement en 3D du gain à la fréquence 2.40 GHz est illustré par la Figure III.7.



**Figure III.7 :** Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne implanté à la fréquence 2.40 GHz après l'implantation.

Le diagramme de rayonnement obtenu montre qu'à la fréquence de 2.40 GHz, le rayonnement est presque omnidirectionnel. Le gain en puissance maximal obtenu est de -15 dB.

### C. Taux d'onde stationnaire VSWR

La figure III.8 représente le taux d'onde stationnaire VSWR est autre paramètre pour juger l'efficacité d'une antenne.

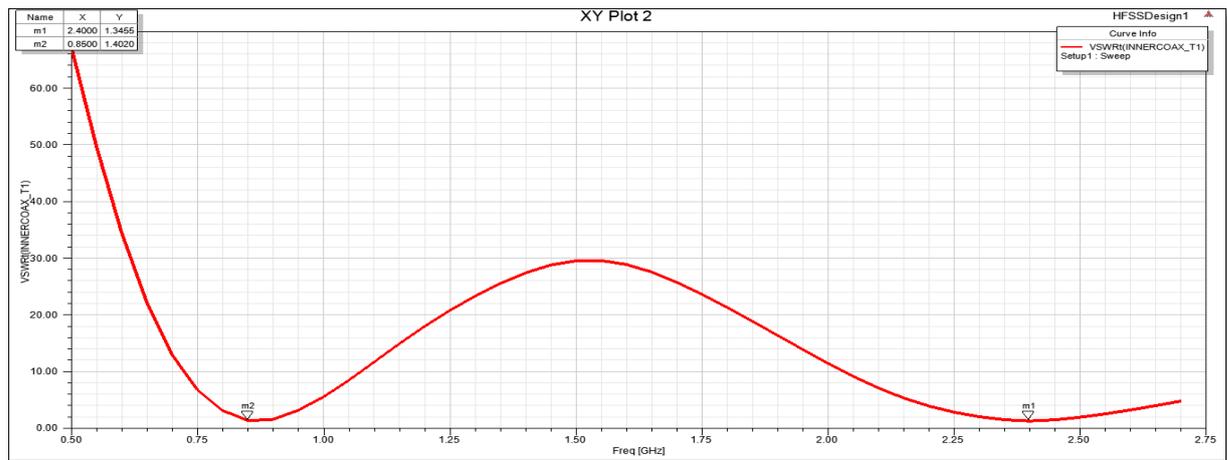


Figure III.8 : VSWR de l’antenne implantée après l’implantation.

La figure III.8 représente le VSWR obtenu. D’après cette figure, on constate que le taux d’ondes stationnaires égal à :

- La valeur de 1.4 Pour la fréquence de résonance 0.915 GHz ;
- La valeur de 1.3 Pour la fréquence de résonance 2.40 GHz. Donc les deux valeurs elle est inférieur à 2 ce qui affirme encore que notre antenne est bien adaptée aux deux fréquences considérées.

III.4.3. Simulation à vide

A. Coefficient de réflexion

La figure.III.9 représente le coefficient de réflexion ( $S_{11}$  en dB), simulé à vide de l’antenne PIFA conçue, en fonction de la fréquence, et ceci dans la gamme de fréquence [0.10 - 3.55] GHz.

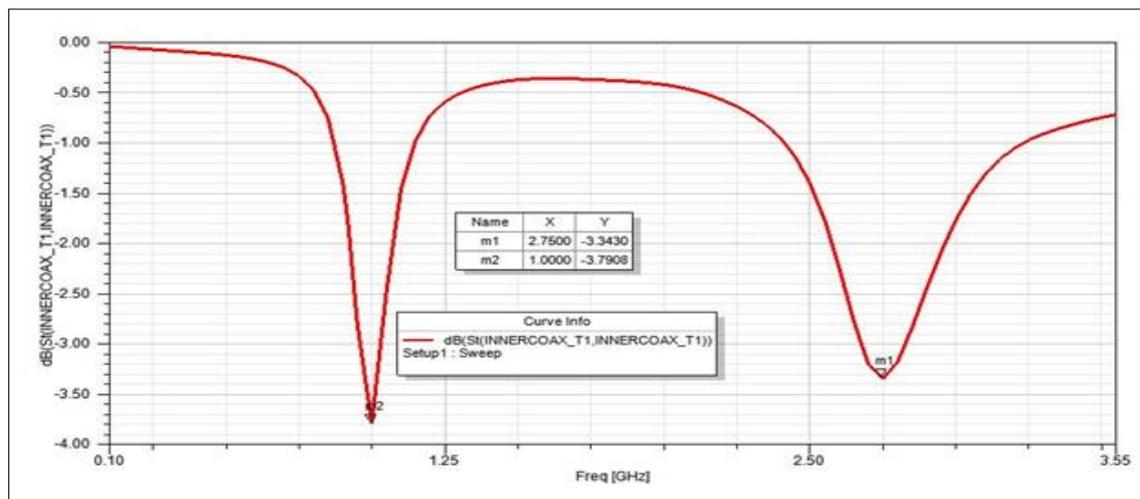


Figure III.9 : Coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ) de l’antenne PIFA à vide.

A partir de cette figure le coefficient de réflexion obtenu montre deux fréquences de résonance, la première à la fréquence de 1 GHz et la deuxième à 2.75 GHz mais l'adaptation d'impédance est faible pour ces deux fréquences.

Pour calculer la bande passante d'une antenne, on utilise l'équation II.30 (Pour les antennes à bande étroite, la largeur de bande est exprimée en pourcentage de la différence de fréquence (supérieure moins inférieure) à -10 dB par rapport à la fréquence centrale de la bande passante:

### B. Diagramme de rayonnement de gain

Le diagramme de rayonnement de gain en 3D à la fréquence 0.1 GHz est illustré par la figure III.10.

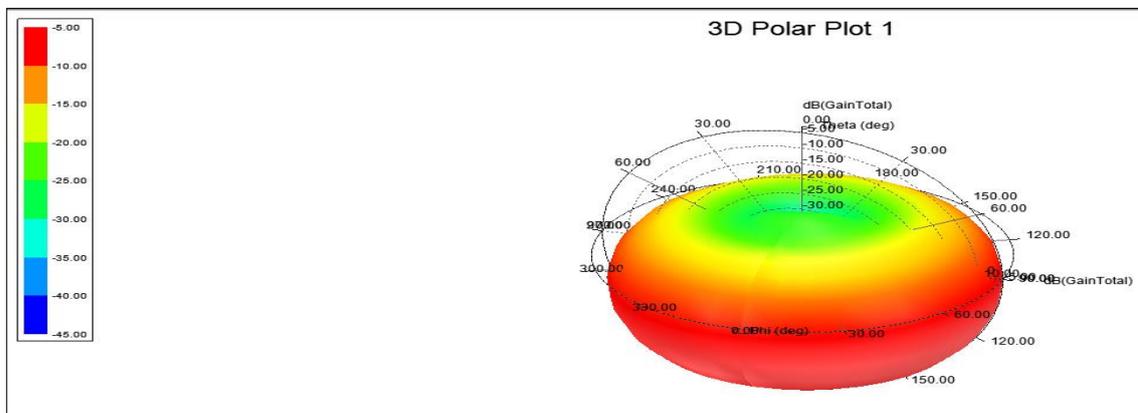


Figure III.10 : Diagramme de rayonnement 3D de PIFA à vide à la fréquence 0.1 GHz.

On remarque que le diagramme de rayonnement est quasi-omnidirectionnel car le niveau de puissance est différent dans les directions de rayonnement. Le gain en puissance maximal obtenu est de  $-5$  dB. Un tel rayonnement est très favori pour les dispositifs médicaux sans fil.

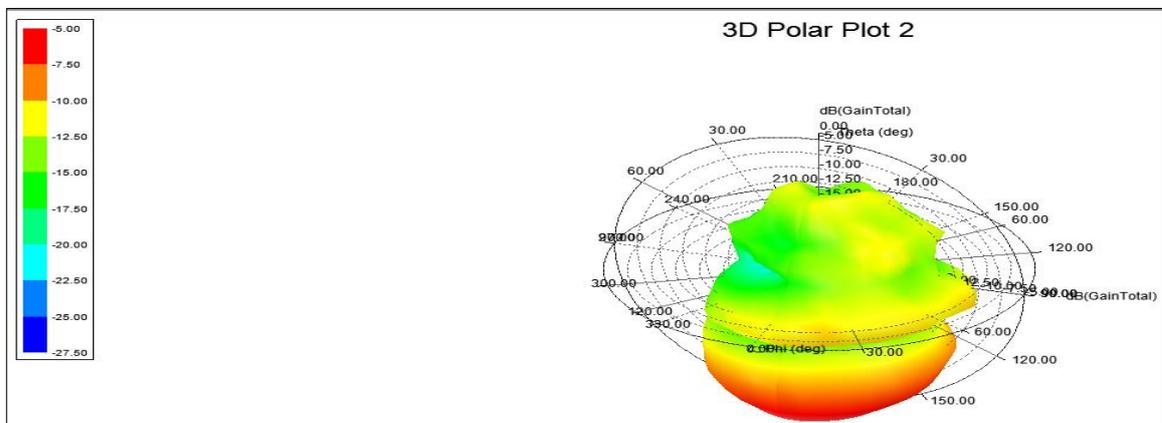


Figure III.11 : Diagramme de rayonnement 3D de l'antenne implantée à la fréquence 2.75 GHz.



La figure III.13 montre une représentation 3D de l'antenne simulée.

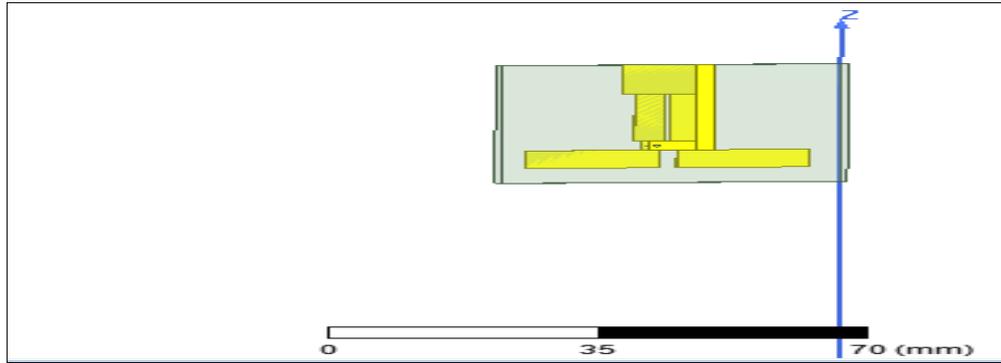


Figure III.13 : Illustration d'antenne dipôle.

### A. Coefficient de réflexion

La figure III.14 représente le graphe du coefficient de réflexion (en dB) d'antenne dipôle dans le vide en fonction de la fréquence (en GHz) pour la gamme de fréquence [0-2.75] GHz.

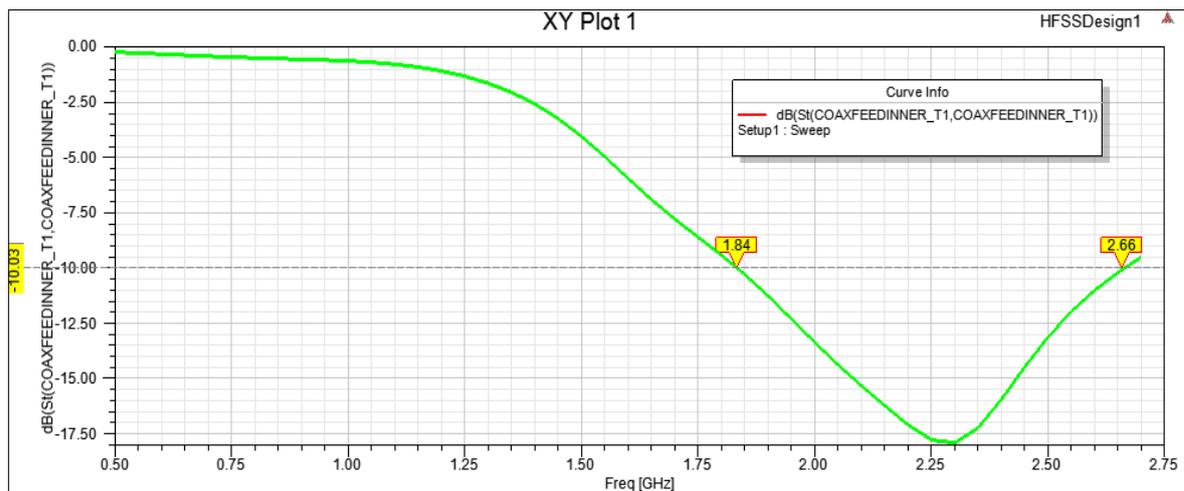


Figure III.14 : Coefficient de réflexion d'antenne dipôle dans le vide.

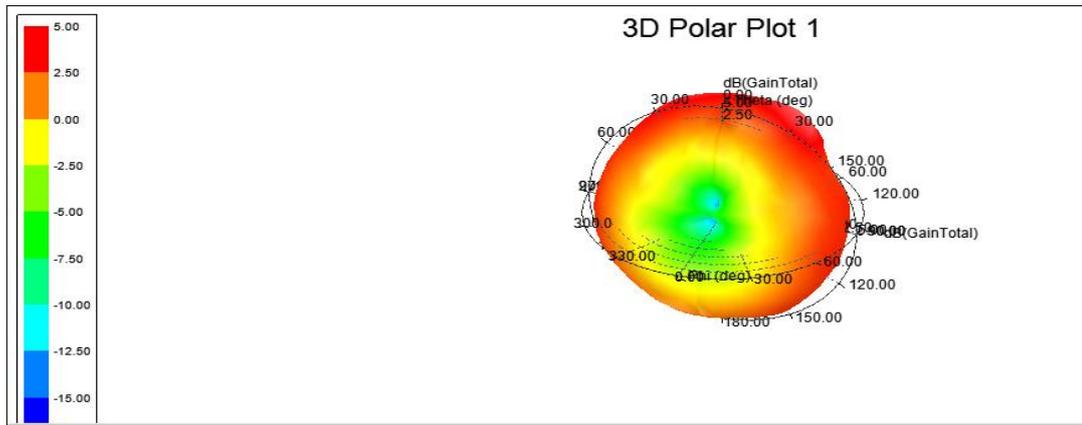
A partir de cette figure, on remarque que la bande passante ( $S_{11} < -10$  dB) obtenue par simulation s'étend de 1.84 jusqu'à 2.66 GHz, où la fréquence de résonance est autour la valeur de 2.25 GHz. On en déduit la bande passante de cette antenne comme suivant :

$$\text{Largeur de bande} = \frac{2.66 - 1.84}{2.25} * 100 = 36.44\%$$

Cette largeur est très acceptable pour l'antenne dipôle aux fréquences de 2,25 GHz.

### B. Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement en 3D du gain à la fréquence 0.85 GHz est illustré par la figure III.15.

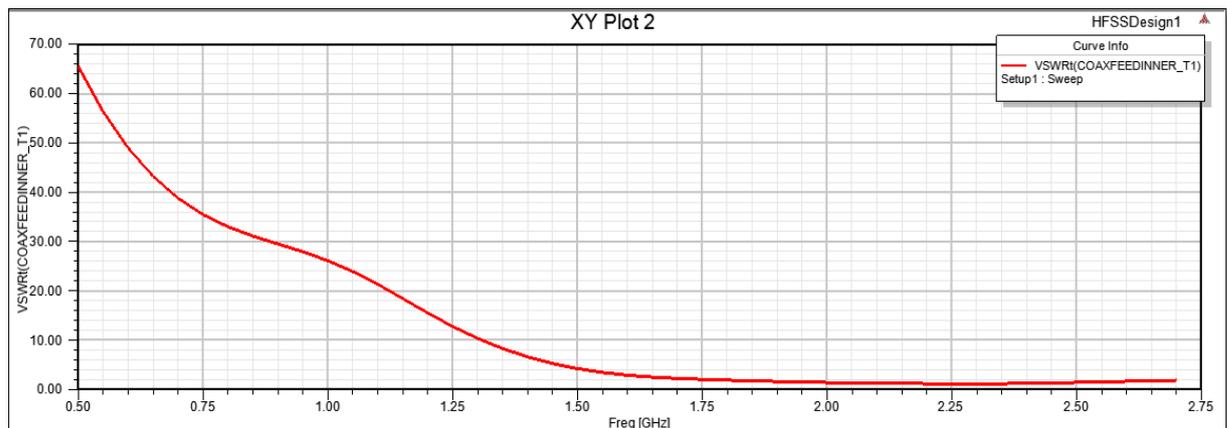


**Figure III.15 :** Le diagramme de rayonnement en 3D du gain de dipôle dans le vide.

Le diagramme de rayonnement obtenu montre qu'à la fréquence de 0.85 GHz, le rayonnement est presque omnidirectionnel. Le gain en puissance maximal obtenu est de 5 dB.

### C. Taux d'onde stationnaire VSWR

La figure III.16 représente le taux d'onde stationnaire VSWR d'antenne dipôle dans le vide.



**Figure III.16 :** Le taux d'onde stationnaire VSWR d'antenne dipôle dans le vide.

A la fréquence de résonance de 2.25GHz, le VSWR obtenu est de 1.29. Cette valeur est inférieure à 2 ce qui confirme que notre antenne est bien adaptée aux les deux fréquences de résonance.

### III.6. Transfert de puissance sans fil

Pour simuler l'opération de transfert de puissance sans fil, en utilisant les deux antennes simulées précédemment (l'antenne PIFA en implantation et l'antenne dipôle comme générateur des ondes électromagnétique), on place cette dernière au dessous du bras à une distance de vers 2 cm de la surface du modèle biologique (Figure III.17). Le coefficient de

transmission ( $S_{21}/ S_{12}$ ) sera utilisé pour estimer la puissance possible à récupérer par l'antenne implantable.

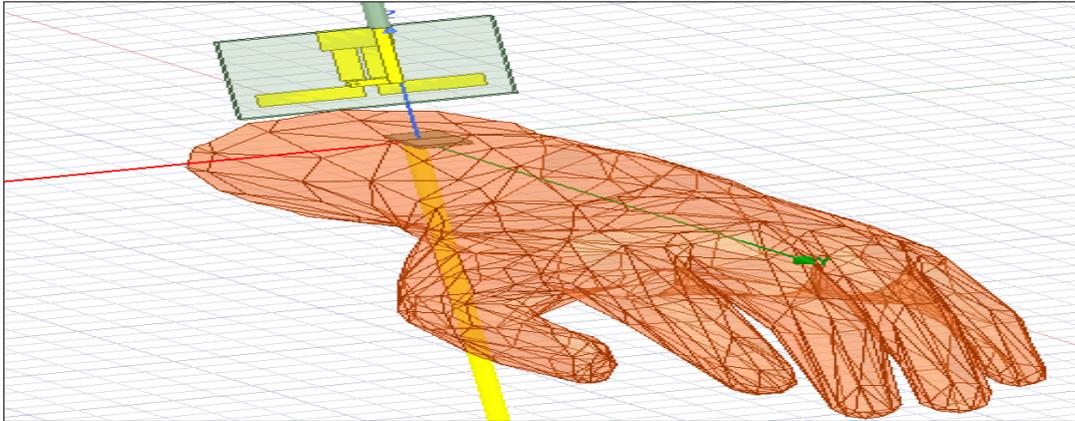


Figure III.17 : Illustration de système de transfert de puissance sans fil dans le bras gauche.

#### A. Coefficient de réflexion (de l'antenne PIFA)

Le coefficient de réflexion de l'antenne PIFA implantable, est à nouveau, représenté par la figure. III.18. Cette deuxième représentation est pour confirmer que la présence de l'antenne dipôle extérieure n'affecte pas beaucoup le fonctionnement de l'antenne implantable.

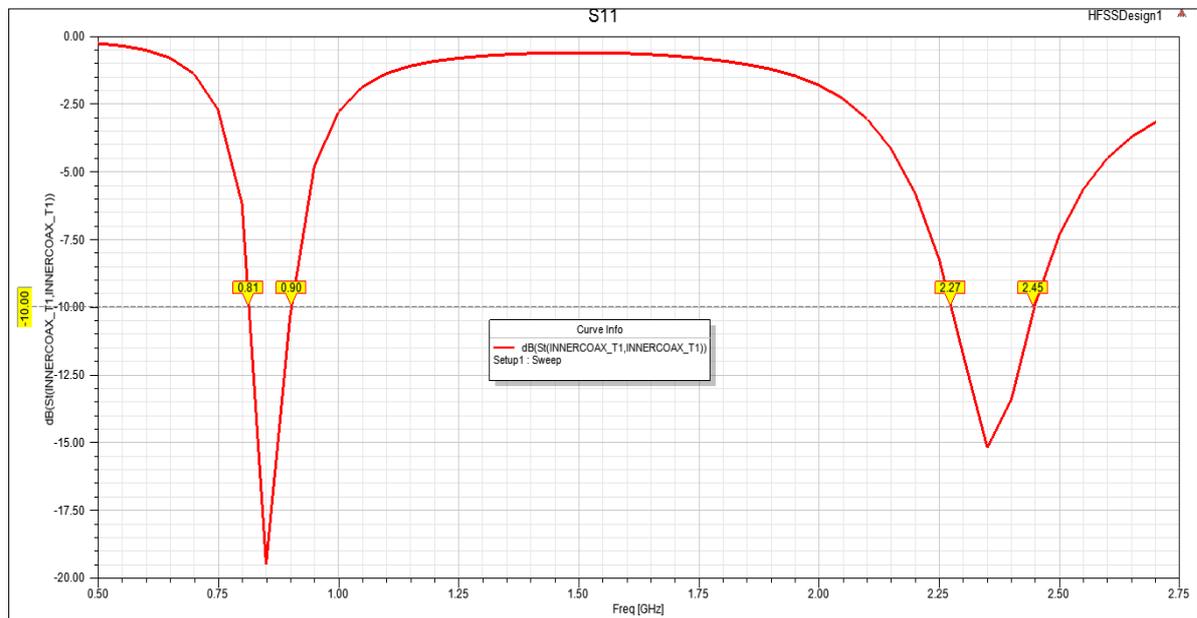
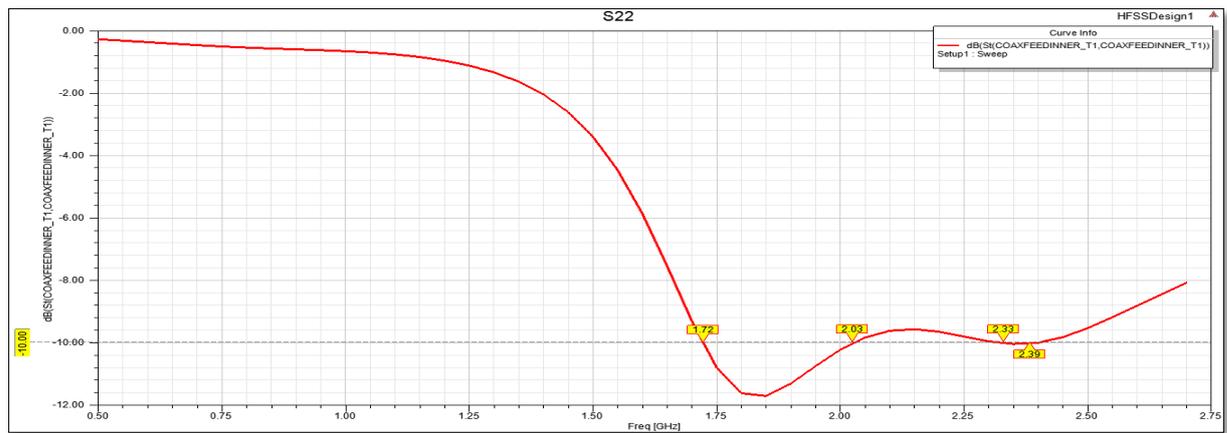


Figure III.18 : Coefficient de réflexion d'antenne intérieur (implantée).

#### B. Le coefficient de réflexion (pour l'antenne extérieure)

La figure.III.20 représente le coefficient de réflexion (en dB) d'antenne dipôle. Cette représentation couvre la bande de fréquences [0 - 2.75] GHz.

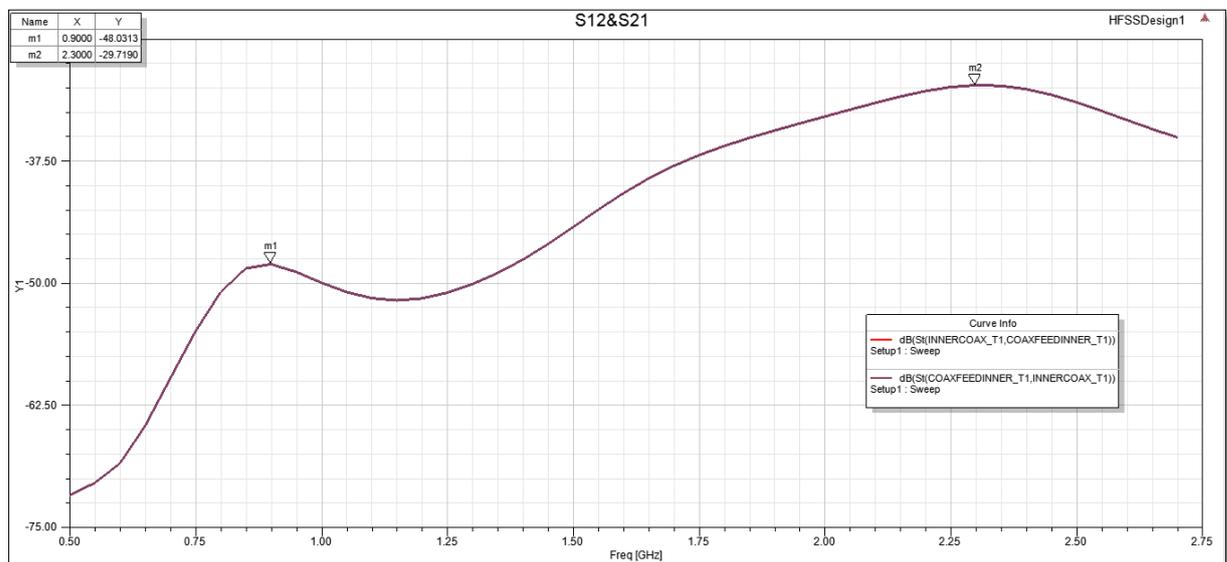


**Figure III.19 :** Coefficient de réflexion d’antenne dipôle (extérieur) dans le système.

La présence de la structure biologique au voisinage de l’antenne dipôle affecte d’une manière perceptible le fonctionnement de l’antenne extérieure. Néanmoins, le coefficient de réflexion est assez pratique, et la bande passante couvre la fréquence de 0.915 MHz qui sera utilisée pour le WPT.

**C. Coefficient de transmission ( $S_{12}$ ,  $S_{21}$ )**

La figure III.19 présente le coefficient de transmission entre les deux antennes ; implantée et extérieure.



**Figure III.20 :** Les coefficients de transmissions  $S_{12}$  et  $S_{21}$ .

Par comparaison avec des autres travaux dans cet axe, le coefficient de transmission obtenu est très pratique pour le WPT transfert à la fréquence de 0.915MHz. Donc, L’antenne PIFA conçue pour être implantée dans le corps humain est capable de fournir l’énergie (au dispositif

médical implanté) récupérée des ondes électromagnétique à la fréquence de 0.915 GHz. Un circuit de redressement doit être utilisé.

### **III.7. Conclusion**

Ce chapitre a été consacré la conception d'une antenne implantable PIFA dual bandes pour assurer la transmission de données et le WPT. Une deuxième antenne dipolaire, a été simulée pour l'utiliser comme source des ondes électromagnétique pour le WPT. Le coefficient de réflexion (représenté par le  $S_{11}$ ), le diagramme de rayonnement de gain, le VSWR, et bande passante ont été utilisés pour représenter et relever les performances des antennes PIFA et dipôle. L'ensemble de l'antenne implantable PIFA, et extérieur (le dipôle) présentent des coefficients de transmissions très pratique pour le transfert de puissance vers l'intérieur du corps humain et par la suite, alimenter les dispositifs médicaux implantés.

**Conclusion**

**générale**

### Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'études consacré à l'étude de deux opérations essentielles pour les dispositifs médicaux implantés dans le corps humain; la première est la communication et la transmission de données ou la télémétrie, la deuxième est la puissance fournie pour le fonctionnement. Plusieurs bandes de fréquences sont réservées aux dispositifs médicaux implantés dans le corps humain, ces bandes sont utilisées à la base pour la transmission de données. L'alimentation des implants médicaux se fait par la l'énergie stockée dans des batteries intégrés. Les ondes électromagnétique représentent d'une solution prometteuse pour fournir de la puissance sans l'utilisation ni les fils ni les batteries, et aussi pour éviter l'intervention chirurgical pour remplacer la batterie. Selon le système considéré, plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour le WPT. Un mécanisme de WPT en utilisant les antennes a été simulé; deux antennes ont été simulées, la première est une antenne PIFA implantée dans un model 3D du bras, il s'agit d'une antenne dual bandes pour assurer la transmission de données et le WPT. Une deuxième antenne de type dipôle a été ajoutée par simulation pour fournir les ondes électromagnétique. L'énergie transportée par ces ondes sera utilisée par l'antenne PIFA pour fournir la puissance nécessaire pour le fonctionnement du dispositif médical. Un coefficient de transmission très pratique pour le WPT a été simulé.

Les structures biologiques possèdent de propriétés électromagnétiques différentes. Ces propriétés doivent être considérées puisqu'elles affectent les caractéristiques de fonctionnement de l'antenne implantable.

Pour traiter les phénomènes liés à l'électromagnétique dans un milieu hétérogène, les méthodes numériques sont utilisées. La méthode des éléments finis est très adaptée à l'étude des phénomènes liés à la propagation et les antennes. Le logiciel Full Wave HFSS basé sur la méthode des éléments finis, et il permet d'obtenir des résultats de simulations très pratiques.

A la fin, nous espérons de notre modeste travail contribuera dans des futures travaux dans le l'étude des applications liées au transfert de puissance sans fil.

## Bibliographié

- [1] G. A. Covic and J. T. Boys, Inductive Power Transfer, Proceedings of the IEEE, vol. 101, no. 6, pp. 1276–1289, June 2013.
- [2] M. A. Houran, X. Yang, and W. Chen, “Magnetically coupled resonance WPT: Review of compensation topologies, resonator structures with misalignment, and emi diagnostics,” Electronics (Switzerland). 2018.
- [3] LAKHDARI Abdelghani, Développement d’un système de transfert d’énergie sans fil : application au domaine biomédical, 2019 – 2020.
- [4] A. M. Jawad, R. Nordin, S. K. Gharghan, H. M. Jawad, and M. Ismail, “Opportunities and Challenges for Near-Field Wireless Power Transfer: A Review,” Energies, vol. 10, no. 7, p. 1022, Jul. 2017.
- [5] R. Mai, L. Ma, Y. Liu, P. Yue, G. Cao, and Z. He, “A Maximum Efficiency Point Tracking Control Scheme Based on Different Cross Coupling of Dual-Receiver Inductive Power Transfer System,” Energies, vol. 10, no. 2, p. 217, Feb. 2017.
- [6] B. Minnaert, F. Mastri, N. Stevens, A. Costanzo, and M. Mongiardo, “CouplingIndependent Capacitive Wireless Power Transfer Using Frequency Bifurcation,” Energies, vol. 11, no. 7, p. 1912, Jul. 2018.
- [7] J. Dai and D. C. Ludois, “A Survey of Wireless Power Transfer and a Critical Comparison of Inductive and Capacitive Coupling for Small Gap Applications,” IEEE Trans. Power Electron., vol. 30, no. 11, pp. 6017–6029, Nov. 2015.
- [8] Y. Yusop, S. Saat, S. K. Nguang, H. Husin, and Z. Ghani, “Design of Capacitive Power Transfer Using a Class-E Resonant Inverter,” J. Power Electron., vol. 16, no. 5, pp. 1678–1688, Sep. 2016.
- [9] F. Lu, H. Zhang, and C. Mi, “A Review on the Recent Development of Capacitive Wireless Power Transfer Technology,” Energies, vol. 10, no. 11, p. 1752, Nov. 2017.
- [10] Z. Yang, D. Zeng, C. Zhao, F. Li, and H. Wang, “Wireless energy transmission using ultrasound for implantable devices,” in 2013 Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves, and Device Applications, 2013, pp. 1–4.
- [11] M. Niroomand and M. Lotfian, “A wireless based power transmission to supply deep brain stimulators,” Biomed. Res., vol. 26, no. 3, pp. 497–504, 2015.
- [12] T. Sun, X. Xie, and Z. Wang, Wireless Power Transfer for Medical Microsystems, EBook. New York, NY: Springer New York, 2013.
-

- [13] a Mahmood et al., "A Comparative Study of Wireless Power Transmission Techniques," J. Basic Appl. Scientific Res., vol. 4, no. 1, pp. 321–326, 2014.
- [14] A. Saha, S. Iqbal, M. Karmaker, S. F. Zinnat, and M. T. Ali, "A wireless optical power system for medical implants using low power near-IR laser," in 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2017, pp. 1978–1981.
- [15] B. M. Badr, R. Somogyi-Csizmazia, P. Leslie, K. R. Delaney, and N. Dechev, "Design of a wireless measurement system for use in wireless power transfer applications for implants," Wirel. Power Transf., vol. 4, no. 1, pp. 21–32, Mar. 2017.
- [16] Thème Dimensionnement et planification des liens de transmission dans les réseaux de téléphonie mobile  
Réalisé par: Mme. Asmaa BOULAKAKEZ Mme. Mme. Zineb OGGAD Promotion: 2015/2016.
- [17] Propagation d'ondes et Antennes - Licence Electronique, Généralités sur les Antennes, Année 2020– 2021.
- [18] LA RÉDACTION MAISON & TRAVAUX, Quels sont les différents types d'antenne ?, 27 AVRIL 2017.
- [19] Alexandre Boyer, SUPPORT DE COURS ENONCE DE TRAVAUX DIRIGES, ANTENNES, INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUEES DE TOULOUSE 5ème Année Réseau et Télécom, Octobre 2011 .
- [20] Mlle .OUALLI Lamia , Simulations des antennes sous HFSS (High Frequency Structure Simulator), FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET DE L'INFORMATIQUE DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE, 2012/2013.
- [21] THESE DE DOCTORAT Spécialité : " Télécommunications" Présentée par : Mme. AZZAZ RAHMANI Salima année 2013
- [22] OUMY DIOP, "Etude Et Minimisation Du Facteur De Qualité d'Antennes Miniatures Conçues Pour De Petits Objets Communicants", Thèse De Doctorat, Université De Nice-Sophia Antipolis, Septembre 2013
-