

الجمهورية
الجزائرية الديمقراطية
الشعبية

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة

التعليم العالي والبحث
العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة محمد البشير الإبراهيمي - برج بوعريريج

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

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département d'électronique

MÉMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme de MASTER**

En : Télécommunication

Spécialité : système de télécommunication

Par : - BOUFALA Sonia

- BENSEGHIR Kenza

Sujet

*Conception et réalisation d'une antenne textile pour les applications médicales
dans les réseaux WBANs*

Soutenu publiquement, le 03/ 07 / 2023 , devant le jury composé de :

Mme MELIZI Nora

MAA

Univ-BBA

Président

M BOUTOUT Farid

Professeur

Univ-BBA

Examinateur

M.BEHIH Mohamed

MAA

Univ-BBA

Encadrant

Année Universitaire 2022/2023

Remerciements

Avant tout remerciement, Louange à Dieu Mener à bien cette période se révélait être une épreuve ardue sans l'aimable contribution de tous ceux qui nous ont aidés à la réalisation de ce travail, c'est pour cela nous tenons à :

Remercier, en premier lieu, notre encadreur Dr.BEHIH Mohemmed,

pour

*tous les efforts qu'il a fourni en vue de nous diriger et nous aide
rà nous améliorer, sa disponibilité,
son écoute, ses remarques, critiques
et suggestions qui ont été intitulé sur ce travail et pour
le temps qu'il a bien voulu nous accorder.*

Exprimer nos vifs remerciements aux membres de jury encore

Dr.BEHIH Mohammed qui

est acceptés d'évaluer

notre modeste travail. Adresser notre remerciement a tous

les enseignants de

faculté Science et Technologie

et spécialement

*les enseignants de département de Télécommunication
qui ont contribués à notre formation pendant ces 5 années.*

*Et enfin, que tous ceux qui ont participés,
sois de près ou de loin, à la réalisation de ce travail reçoivent
l'expression de notre gratitude et nos remerciements les plus profonds.*

Merci à tous et à toutes.

Dédicace

Tout d'abord, je tiens à remercier Dieu

Aucune dédicace ne pourrait assez exprimer mon gratitude et ma profond respect pour toutes les personnes qui ont entourés, avec grande joie je dédie ce modeste travail :

À la plus chère personne au monde à ma très chère YEMMA paix à son âme, qu'Allah lui acorde une place au paradis.

À ma tendre mère FATIMA, merci d'avoir essayée si fort avec moi

Je t'aime, que Dieu tu protège

À mon très chère père CHERIF

À mes chères soeurs : KAHINA, IMENE

À ma tante : FOUZIA

À toute ma famille

À mon binôme KENZA

À mes amis, merci pour votre soutien

À nos généreux formateurs qui n'ont ménagés aucun effort à Notre compte

À tous ceux qui nous ont soutenus de près ou de loin

On dédie ce travail.

SONIA.

Dédicace

*Tout d'abord, je tiens à remercier DIEU
Aucune dédicace ne pourrait assez exprimer mon gratitude et
ma profond respect pour toutes les personnes qui ont entourés,
avec grande joie je dédie ce modeste travail :*

*À ma tendre mère FAHIMA ,mon très cher père MEBROUK
et ma chère tante Messouda*

*À mes sœur: Houda;Khawla ;Selma ;Assma ;
À mon frère :Zoubir*

À mon binôme : Sonia

*À nos généreux formateurs qui n'ont ménagés aucun effort à
Notre compte*

*À tous ceux qui nous ont soutenus de près ou de loin
On dédie ce travail.*

Kenza.

Résumé

Les réseaux corporels sans fil WBAN, standardisés par IEEE 802.15.6, sont des réseaux personnels constitués d'un ensemble de nœuds In-, On-, et/ou Off-Body. Une grande variété des applications médicales et non médicales fait l'objet des communications assurées par tels réseaux. La transmission de l'information fournie par les nœuds In-body vers les stations de traitement et de diagnostique distantes est assurée, dans plusieurs cas, par les nœuds On-body. Les antennes vêtements, appelées aussi antennes portables, fournies une solution prometteuse pour remplacer ces nœuds.

Ce travail a pour but de concevoir et de simuler une antenne vêtements pour les réseaux WBAN. Cette antenne est fonctionnelle dans la bande de fréquence WMTS 0.608-0.614 GHz. Différents tissus textiles sont utilisés pour cet objectif. Le logiciel HFSS est utilisé pour la simulation, et l'étude paramétrique et des performances de l'antenne conçue.

Mots clés : WBAN, HFSS, antenne vêtements, WMTS

Abstract

WBAN wireless body networks, standardized by IEEE 802.15.6, are personal networks consisting of a set of In-, On-, and/or Off-Body nodes. A wide variety of medical and non-medical applications are the subject of communications through such networks. The transmission of information provided by the In-body nodes to the remote treatment and diagnostic stations is ensured, in many cases, by the On-body nodes. Clothing antennas, also called portable antennas, provided a promising solution to replace these nodes.

This work aims to design and simulate a clothing antenna for WBAN networks. This antenna is functional in the frequency band WMTS 0.608-0.614 GHz. Various textile fabrics are used for this purpose. HFSS software is used for simulation, and study and performance of the designed antenna.

Keywords: WBAN, HFSS, clothing antenna, WMTS

ملخص

شبكات الجسم اللاسلكية WBAN، الموحدة بواسطة IEEE 802.15.6، هي شبكات شخصية تتكون من مجموعة من العقد In- و On- و/أو خارج الجسم. وهناك طائفة واسعة من التطبيقات الطبية وغير الطبية تخضع للاتصالات من خلال هذه الشبكات.

يتم ضمان نقل المعلومات المقدمة من العقد داخل الجسم إلى محطات العلاج والتشخيص عن بعد، في كثير من الحالات، من خلال العقد On-body. قدمت هوائيات الملابس، التي تسمى أيضًا الهوائيات المحمولة، حلاً واعدًا لاستبدال هذه العقد.

يهدف هذا العمل إلى تصميم ومحاكاة هوائي الملابس لشبكات WBAN. يعمل هذا الهوائي في نطاق التردد WMTS 0.608-0.614 جيجاهرتز. وتستخدم أقمشة نسيجية مختلفة لهذا الغرض. يستخدم برنامج HFSS للمحاكاة والدراسة وأداء الهوائي المصمم.

الكلمات الرئيسية : WBAN، HFSS، هوائي الملابس، WMTS

Sommaire

Remerciements	i
Dédicace.....	ii
Résumé	iv
Liste des figures	viii
Liste des tableaux	ix
Liste des acronymes	x
Liste des symboles	xi
Introduction générale.....	1
Chapitre I : Généralités sur les antennes	
I.1. Introduction	2
I.2. Équations de Maxwell	2
I.2.1 Descriptions des équations de Maxwell	3
I.2.1.1. Équation de Maxwell-Gauss	3
I.2.1.2. Équation de Maxwell-Thomson (conservation du flux)	3
I.2.1.3. Équation de Maxwell-Faraday	3
I.2.1.4. Équation de Maxwell-Ampère	3
I.2.1.5. Équation de conservation de la charge	3
I.2.2 Les relations constitutives	4
I.2.3 Condition aux interfaces	4
I.2.4 Méthodes de Résolution des Équations Différentielles aux Dérivées Partielles	5
I.2.4.1. Méthodes Analytiques	5
I.2.4.2. Méthodes numériques	5
I.3. Généralités sur les antennes	6
I.3.1 Définition d'une antenne	6
I.3.2 Les caractéristiques électriques d'une antenne	7
I.3.2.1. L'impédance d'entrée d'une antenne	7
I.3.2.2. Directivité, gain et rendement d'une antenne	7
I.3.2.3. La bande passante	8
I.3.2.4. Le coefficient de réflexion	9
I.3.2.5. Rapport d'ondes stationnaires (ROS)	10
I.3.2.6. La polarisation d'une antenne	10
I.3.2.7. Diagramme de rayonnement	11
I.3.2.8. Angle d'ouverture	12
I.3.2.9. Taux d'ondes stationnaires VSWR (voltage standing wave ratio)	12
I.3.3 Les différents types d'antenne.....	12
I.3.3.1. Les antennes dipôles.....	12
I.3.3.2. Les antennes Patch	13
I.3.3.3. Les antennes PIFA	13
I.3.4 Technique d'alimentation d'antenne.....	14
I.3.4.1. Alimentation par ligne micro-ruban.....	14

I.3.4.2. Alimentation par sonde coaxiale	14
I.3.4.3. Alimentation par couplage par fente	14
I.4. Les antennes vêtements et textiles	15
I.4.1 Définition	15
I.4.2 Techniques de fabrication d'antennes textiles	16
I.4.2.1. Impression conductrice	16
I.4.2.2. Broderie conductrice	16
I.4.2.3. Tissage conductrice	16
I.4.2.4. Pelliculage conducteur	16
I.4.2.5. Techniques de tricotage conducteur	17
I.4.3 L'influence du corps humain sur le comportement électromagnétique des antennes	17
I.4.4 Les avantages et les inconvénients d'antennes textiles	18
I.4.4.1. Les avantages d'antennes textiles	18
I.4.4.2. Les inconvénients d'antennes textiles	18
I.5. Conclusion	18
Chapitre II : Réseaux sans fil et les réseaux WBANs	
II.1. Introduction	19
II.2. Les réseaux sans fils	19
II.2.1 Définition	19
II.2.1.1. Les réseaux personnels sans fil WPAN	19
II.2.1.2. Les réseaux personnels sans fil WLAN	19
II.2.1.3. Les réseaux personnels sans fil WWAN.....	20
II.2.1.4. Les réseaux personnels sans fil WMAN.....	20
II.2.2 Les réseaux personnels et les réseaux corporels BAN	20
II.3. Les réseaux de capteurs sans fils WSNs	20
II.3.1 Définition d'un WSN	20
II.3.2 Architecture d'un réseau WSN	21
II.3.3 Les domaines d'applications des WSNs	21
II.3.3.1. Domaine médical	22
II.3.3.2. Domaine non médical	22
II.4. Les réseaux corporels sans fil WBANs	23
II.4.1 Définition d'un WBAN	23
II.4.2 Architecture des réseaux WBANs	24
II.4.2.1. Communication « Intra-BAN »	24
II.4.2.2. Communication « Inter-BAN »	24
II.4.2.3. Communication « Extra-BAN »	25
II.4.3 Les bandes fréquentielles des WBANs	25
II.4.3.1. MedRadio	25
II.4.3.2. Medical Implant Communications Service (MICS)	25
II.4.3.3. ISM	25
II.4.3.4. Wireless Medical Telemetry System (WMTS).....	25
II.4.3.5. UWB	25

II.4.4 Modélisation de canal WBAN	25
II.4.5 Les domaines d'applications de WBANs	27
II.4.5.1. Domaine médical	27
II.4.5.2. Domaine non médical	29
II.5. Conclusion.....	30
Chapitre III : Simulation et expérimentation : résultats et discussion	
III.1. Introduction	31
III.2. Considération sur la procédure suivie pour la conception de la simulation	31
III.3. Conception et simulation	35
III.3.1 La première étape	35
III.3.2 La deuxième étape	36
III.4. L'influence de la largeur de la fente	38
III.5. L'effet de présence / absence des vêtements	39
III.6. L'influence de type de vêtement	40
III.7. L'effet de l'insertion d'une fente dans l'élément rayonnant	40
III.8. Conclusion	41
Conclusion générale	42

Liste des figures

Chapitre I

Figure I.1. Principe de conservation de la charge.....	3
Figure I.2. Surface et volume d'intégration entre deux milieux.....	4
Figure I.3. Schéma de principe d'un système de communication radio.....	6
Figure I.4. $ S_{11} $ d'une antenne en dB en fonction de la fréquence et de la bande passante à -10 dB.....	9
Figure I.5. Représentation de la polarisation verticale et horizontale.....	11
Figure I.6. Les types de représentation des diagrammes, (a) Diagramme en trois dimensions, (b) Diagramme en coordonnées polaires, (c) Diagramme en coordonnées cartésiennes (échelle logarithmique).....	11
Figure I.7. Diagramme de rayonnement et angle d'ouverture.....	12
Figure I.8. Antenne dipôle.....	12
Figure I.9. Présentation d'une antenne Patch.....	13
Figure I.10. Structure d'antenne PIFA.....	13
Figure I.11. Alimentation par ligne micro-ruban.....	14
Figure I.12. Alimentation par sonde coaxiale.....	14
Figure I.13. Alimentation par couplage par fente.....	15
Figure I.14. Machine à broder assistée par ordinateur à l'Université de Loughborough.....	16

Chapitre II

Figure II.1. Classification des réseaux sans fil.....	20
Figure II.2. Présente un exemple de réseaux de capteurs sans fil.....	21
Figure II.3. Architecture de réseau de capteurs sans fil.....	21
Figure II.4. Domaines d'applications des réseaux de capteurs sans fil.....	22
Figure II.5. Présentation d'un réseau WBAN.....	23
Figure II.6. Architecture à trois niveaux de WBAN.....	24
Figure II.7. Différents canaux de transmissions RF.....	26
Figure II.8. Domaines d'applications des réseaux WBANs.....	27
Figure II.9. Capteurs utilisés dans le domaine sportif.....	29

Chapitre III

Figure III.1. Implant médical dans le torse.....	33
Figure III.2. Représentation (a) 3D et (b) une section latérale du modèle du corps humain, des vêtements et de l'emplacement de l'antenne.....	34
Figure III.3. L'antenne planaire de la première étape de conception.....	35
Figure III.4. Coefficient de réflexion obtenu par la première étape de conception.....	36
Figure III.5. Conception finale de notre antenne de vêtements.....	36
Figure III.6. Coefficient de réflexion finale de conception.....	37
Figure III.7. Paramètre VSWR de l'antenne conçue en fonction de la fréquence.....	37
Figure III.8. Le diagramme de rayonnement de gain de l'antenne conçue, (a) en coordonnées sphériques et (b) en présence du corps humain et des vêtements.....	38
Figure III.9. L'effet de la largeur de la fente insérée dans le GND sur le coefficient de réflexion.....	39

Figure III.10. L'effet de présence des vêtements sur le coefficient de réflexion.....	39
Figure III.11. L'effet des types des vêtements sur le coefficient de réflexion.....	40
Figure III.12. L'effet de l'insertion d'une deuxième fente ouverte à l'élément rayonnant.....	41

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau I.1. Propriétés diélectriques des tissus biologiques.....	17
---	----

Chapitre II

Tableau II.1. Scénarios WBAN possibles.	26
Tableau II.2. Récapitulatif des usages du BAN dans le domaine médical.	28

Chapitre III

Tableau III.1. Propriétés diélectriques des vêtements utilisés dans la simulation.....	33
--	----

Listes des acronymes et des symboles

Liste des acronymes

2D et 3D : Deux et trois dimensions.

BAN : Body Area Network

BP : Bande passante

dB : decibal (unité de mesure algorithmique)

EDP : équations différentielles aux dérivées partielles

GHz : Giga hertz

IEEE : Institute of Electrical and Electronics Engineers

ISM : industriel, scientifique et médical

MDF : méthode des différences finies

MEF : méthode des éléments finis

MHz : Méga hertz

MICS : Medical Implant Communications Service

PIFA : Antenne F inversée plane

ROS : Rapport d'ondes stationnaires

SWR : standing wave ratio

UWB : ultra wideband

WBAN : Wireless Body Area Network

WLAN : Wireless Local Area Network

WMAN : Wireless Metropolitan Area Network

WMTS : Wireless Medical Telemetry System

WPAN : Wireless Personal Area Network

WSN : Wireless Sensors Network

WWAN : Wireless Wide Area Network

Liste des symboles

\vec{J}_c : Le vecteur densité volumique de courant électrique total [A].

\vec{J}_d : Densité volumique du courant de conduction [A.m⁻²].

S_{11} : Le coefficient de réflexion

\vec{B} : Induction magnétique [T].

\vec{D} : Induction électrique [C. m⁻²].

\vec{E} : Excitation électrique [V. m⁻¹].

\vec{H} : Excitation magnétique [A. m⁻¹].

Δf : La bande de fréquence absolue [GHz].

BP : Bande passante

D : Directivité dB.

G : Gain dB.

h : épaisseur du substrat

Z_a : L'impédance d'entrée [Ω].

Z_c : L'impédance caractéristique [Ω].

P_a : La puissance rayonnée acceptée [W].

P_r : La puissance rayonnée totale [W].

R_{pertes} : La résistance de perte [Ω].

R_{ray} : La résistance de rayonnement [Ω].

Z_{ant} : Impédance caractéristique de la ligne d'alimentation [Ω].

f_0 : La fréquence centrale [GHz].

f_2, f_1 : Des fréquences [GHz].

μ : La perméabilité magnétique [H. m⁻¹].

π : Nombre irrationnel, il est presque égal à 3.14.

ρ : La densité de charge électrique [C. m⁻³].

σ : La conductivité électrique [S.m].

ϵ : La permittivité diélectrique [F.m⁻¹].

Introduction générale

Introduction générale

Les réseaux corporels sans fil WBAN (Wireless Body Area Networks), standardisés par IEEE 802.15.6, sont des réseaux personnels constitués d'un ensemble de nœuds In-, On- et/ou Off-Body. Ils jouent un rôle crucial dans une grande variété d'applications, qu'elles soient médicales ou non. Ces réseaux permettent la communication entre différents dispositifs portables, intégrés sur ou à proximité du corps humain, pour la collecte et le partage d'informations.

Les nœuds In-body sont des dispositifs électroniques implantés à l'intérieur du corps humain, et ils sont souvent utilisés à des fins médicales pour surveiller et collecter des données biométriques internes. Les nœuds On-body, quant à eux, sont des dispositifs portés sur le corps, tels que des bracelets, des ceintures ou des montres intelligentes. Ils sont responsables de la transmission des données fournies par les nœuds In-body vers les stations de traitement et de diagnostic distantes.

Cependant, les nœuds On-body ne sont pas la seule solution pour assurer transmission de données entre les nœuds In-Body et Off-Body. Les antennes vêtements, également appelées antennes portables, offrent une alternative prometteuse. Elles donnent plus de degré de liberté au patient. Ces antennes sont spécialement conçues pour être intégrées dans les vêtements ou les tissus textiles, ce qui les rend discrètes et confortables à porter.

L'objectif de ce mémoire est de concevoir et de simuler une antenne vêtements opérationnelle dans la bande de télémétrie WMTS 0.608-0.614 MHz capable d'assurer la liaison radiofréquence avec des implants tels que le Pacemaker et aussi avec un nœud WBAN installé à proximité du patient.

Le premier chapitre sera consacré à la présentation d'une étude détaillée des équations de Maxwell et les relations liées. Les paramètres caractéristiques, les types d'antennes et les techniques d'alimentation. Enfin, les antennes vêtement et textiles.

Nous allons présenter dans le deuxième chapitre, les différents types de réseaux, les réseaux de capteurs sans fil et leurs applications. Ensuite, nous discuterons les réseaux WBANs, les bandes fréquentielles utilisées par ces réseaux et les domaines d'application.

Dans le troisième chapitre, nous présenterons l'outil de simulation que nous avons utilisé dans notre travail. Les étapes de conception et de simulation. Les résultats obtenus seront représentés, interprétés et discutés.

À la fin une conclusion générale pour résumer les connaissances acquises durant de projet de fin d'étude.

Chapitre **I**

Généralités sur les antennes

I.1. Introduction

Les antennes sont l'élément qui utilisé pour diffuser les ondes électromagnétiques par rayonnement, et avec le développement de domaine de l'électromagnétisme, les techniques de conception d'antenne ont été améliorées en s'appuyant sur les équations de Maxwell. À titre d'exemple de cet élément, nous mentionnons les antennes textiles qui représentent une avancée révolutionnaire dans le domaine des télécommunications sans fil.

Le but de ce chapitre est de faire une définition globale sur les équations de Maxwell et les méthodes de résolution, et de comprendre le principe de fonctionnement des antennes avec leurs types (dipôle, Patch, PIFA) et les techniques d'alimentation. Et enfin, de parler sur les antennes vêtements et textiles.

I.2. Équations de Maxwell

Les équations de Maxwell modélisent mathématiquement les interactions entre charges électriques, courants électriques, champs électriques et champs magnétiques. Dit simplement, elles décrivent les phénomènes électriques, magnétiques et lumineux. Ces équations sont très importantes en physique et tirent leur grande élégance de leur simplicité, seulement quatre équations pour décrire le vaste monde de l'électromagnétisme [1].

$$\operatorname{div} \vec{D} = \rho \quad \text{Maxwell – Gauss} \quad (\text{I.1})$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0 \quad \text{Maxwell – Thomson} \quad (\text{I.2})$$

$$\overrightarrow{\operatorname{rot}} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad \text{Maxwell – Faraday} \quad (\text{I.3})$$

$$\overrightarrow{\operatorname{rot}} \vec{H} = \vec{J}_c + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad \text{Maxwell – Ampère} \quad (\text{I.4})$$

Avec :

ρ : La densité de charge électrique [$\text{C}_b \cdot \text{m}^{-2}$].

\vec{E} : Excitation électrique [$\text{V} \cdot \text{m}^{-1}$].

\vec{D} : Induction électrique [$\text{C} \cdot \text{m}^{-2}$].

\vec{H} : Excitation magnétique [$\text{A} \cdot \text{m}^{-1}$].

\vec{B} : Induction magnétique [T].

\vec{J}_c : Le vecteur densité volumique de courant électrique total [A].

I.2.1 Descriptions des équations de Maxwell [2]

I.2.1.1. Équation de Maxwell-Gauss

L'équation de Maxwell-Gauss traduit le théorème de Gauss qui découle comme la loi de Coulomb, elle donne la divergence du champ électrique \vec{E} en fonction de la densité de la charge électrique qui est une source du champ électrique.

I.2.1.2. Équation de Maxwell-Thomson (conservation du flux)

L'équation de Maxwell-Thomson est au champ magnétique ce que l'équation de Maxwell-Gauss est au champ électrique, à savoir une équation avec « *terme de source* », ici identiquement nul [1], et aussi cette équation postule que le champ magnétique est à flux conservatif.

I.2.1.3. Équation de Maxwell-Faraday

L'équation de Maxwell-Faraday indique le phénomène d'induction découvert par Faraday que le changement temporel du champ magnétique \vec{B} induit un champ électrique \vec{E} .

I.2.1.4. Équation de Maxwell-Ampère

L'équation de Maxwell-Ampère vient à cause d'un décalage incompatibilité entre l'équation de conservation de la charge et le théorème d'Ampère.

I.2.1.5. Équation de conservation de la charge

La charge ne peut être ni créée, ni détruite. Elle ne peut être que transférée d'un système à un autre. Comme elle montre la figure I.1, le vecteur densité volumique de courant \vec{J}_c est orienté vers l'extérieur au volume ρ .

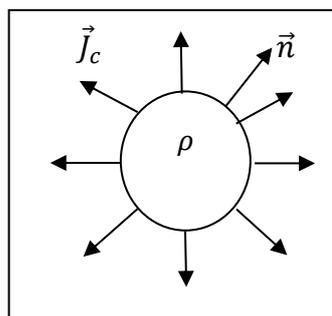


Figure I.1. Principe de conservation de la charge.

On rappelle qu'à chaque particule est attachée une charge multiple entier de la charge élémentaire. L'application du théorème d'Ostrogradski conduit à l'expression locale de conservation de la charge.

$$\text{div} \vec{J}_c + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (\text{I.5})$$

I.2.2 Les relations constitutives

Pour résoudre les problèmes des électromagnétiques, on doit introduire les relations qui traduisent la réaction des milieux considérés soumissent à un champ électromagnétique. Ces relations s'appellent les relations constitutives [2].

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

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad \text{Relation diélectrique} \quad (\text{I.7})$$

$$\vec{J}_c = \sigma \vec{E} \quad \text{Lois d'Ohm généralisé} \quad (\text{I.8})$$

$$\vec{J}_d = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad \text{courant de déplacement} \quad (\text{I.9})$$

Sachant que :

ϵ : La perméabilité diélectrique [F. m^{-1}].

μ : La perméabilité magnétique [H. m^{-1}].

σ : La conductivité électrique [S.m].

\vec{J}_d : Le vecteur densité volumique du courant de conduction [A.m^{-2}].

I.2.3 Condition aux interfaces

Les conditions aux interfaces des équations de Maxwell sont des conditions qui doivent être satisfaites par les champs électromagnétiques à la frontière entre différents milieux ou à des surfaces spécifiques. Ces conditions permettent d'incorporer les effets des interfaces. La figure I.2 montre une surface localement plane, qui sépare les deux milieux 1 et 2, contenant la densité de charge de surface ρ_s et la densité de courant de surface J_s [3].

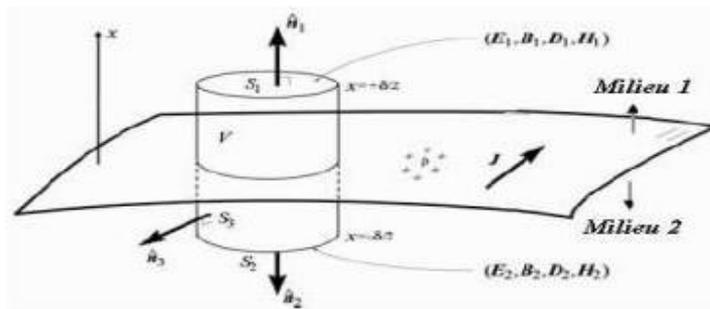


Figure I.2. Surface et volume d'intégration entre deux milieux.

À partir de la forme intégrale des équations de Maxwell, les conditions de passage d'un milieu à un autre être déduit [3] :

- La relation de continuité de la composante normale de l'induction magnétique \vec{B} :

$$\vec{n}_{12} \cdot (\vec{B}_1 - \vec{B}_2) = 0 \quad (\text{I.9})$$

- La relation de discontinuité de la composante tangentielle du champ magnétique \vec{H} :

$$\vec{n}_{12} \times (\vec{H}_1 - \vec{H}_2) = J_s \quad (\text{I.10})$$

- La relation de discontinuité de la composante normale de l'induction électrique \vec{D} :

$$\vec{n}_{12} \cdot (\vec{D}_1 - \vec{D}_2) = \rho_s \quad (\text{I.11})$$

- La relation de continuité de la composante tangentielle du champ électrique \vec{E} :

$$\vec{n}_{12} \times (\vec{E}_1 - \vec{E}_2) = 0 \quad (\text{I.12})$$

I.2.4 Méthodes de Résolution des Équations Différentielles aux Dérivées Partielles

La résolution des EDP est un domaine complexe et vaste, avec des nombreuses méthodes spécifiques adaptées à différents types d'EDP. Elles sont analytiques, numériques ou mixtes.

I.2.4.1. Méthodes analytiques

Elles consistent à résoudre des équations différentielles, analytiquement en utilisant la technique de séparation des variables. Vous êtes limité à approche 1D ou éventuellement géométrie simple. Problème 2D par exemple. Pour obtenir une formulation plus simple et réduire la complexité du modèle basé sur la machine, la création de son modèle mathématique sera développée sur la base des hypothèses [4].

Les principales méthodes analytiques sont :

- **Méthode de séparation des variables**

C'est la méthode la plus utilisée pour résoudre les équations aux dérivées partielles. Le principe de cette méthode est de représenter l'inconnu sous la forme d'un produit de fonctions. Chacun d'eux dépend d'une seule variable.

- **Méthode semi-analytique (Méthodes des intégrales)**

La méthode d'intégration des bords permet de ramener le maillage sur les bords des bords. Il suffit de calculer la valeur inconnue à la frontière du domaine, obtenez une solution à tout moment dans votre domaine. Cette méthode peut être intéressante pour étudier la structure en trois dimensions, ou lorsque l'air ou les médias passifs occupent la majeure partie de la surface domaine d'études [5].

I.2.4.2. Méthodes numériques

Les appareils électromagnétiques sont étudiés en utilisant des équations aux dérivées partielles, et leur résolution peut être réalisée en utilisant des méthodes analytiques ou numériques. Les

méthodes numériques, comme la discrétisation, sont souvent nécessaires pour traiter des géométries complexes et des conditions aux limites spécifiques.

Les principales méthodes numériques sont :

- **La méthode des différences finies (MDF)**

La méthode est difficilement applicable aux domaines à géométrie complexe, l'équation est transformée en un système d'équations algébrique qui résout numériquement. Cette méthode est largement utilisée pour résoudre des EDP elliptique, parabolique et hyperbolique sur des grilles.

- **La méthode des éléments finis (MEF)**

Est une méthode de résolution numérique des problèmes de physique, qui permet de déterminer une solution approchée pour une région H , il permet aussi de calculer des champs (scalaires, vectoriels, tenseurs) conformes à une équation spécifique et à une condition imposée spécifique. La procédure consiste à diviser le domaine spatial en éléments plus petits, également appelés cellules, et à rechercher un problème simplifié dans chaque élément, c'est-à-dire à transformer tout système d'équations en un système d'équations linéaires. Le système d'équations pour tous les éléments est ensuite assemblé pour former une grande matrice. Cette solution système globale fournit une solution approximative au problème. Les logiciels modernes utilisant la méthode des éléments finis bénéficient d'une interface graphique rendant leur utilisation relativement simple. Par ailleurs, un certain nombre de tâches sont automatisables [5].

I.3. Généralités sur les antennes

I.3.1 Définition d'une antenne

L'antenne est un élément qui émet ou capte des ondes électromagnétiques dans l'espace. Nous avons là, un système de communication sans fil le plus simple, celui-ci serait composé d'un bloc d'émission et d'un bloc de réception. Ces deux blocs seraient séparés par un canal de propagation dans lequel le signal émis transite avant d'être reçu comme le montre la Figure I.3 [6].

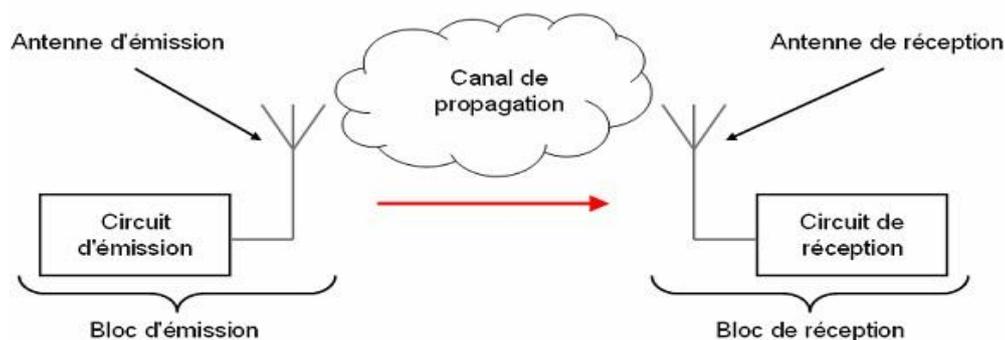


Figure I.3. Schéma de principe d'un système de communication radio.

Au niveau du bloc d'émission, le circuit d'émission fournit à sa sortie un courant haute fréquence typiquement modulée qui est converti en ondes électromagnétiques susceptibles de se propager dans le canal. C'est l'antenne d'émission qui assure ce rôle. À l'inverse, au niveau de l'unité de réception, c'est l'antenne de réception qui a pour tâche de convertir les ondes, une fois parvenues au récepteur, en électricité pouvant être traitée par les circuits de réception. Ainsi, une antenne peut donc être définie par sa fonction. Une antenne est un transducteur entre une ligne de transmission connectée à un générateur et le milieu à travers lequel les ondes sont émises. On peut donc définir l'antenne selon son comportement à l'émission ou la réception selon son comportement.

I.3.2 Les caractéristiques électriques d'une antenne

Bien que les antennes soient conçues pour rayonner, elles restent des composants définis en partie par leurs propriétés électriques (impédance, directivité, gain, bande passante, rapport d'ondes stationnaires, le coefficient de réflexion, polarisation, diagramme de rayonnement, angle d'ouverture, VSWR), énumérées en détail dans cette partie.

I.3.2.1. L'impédance d'entrée d'une antenne

Une antenne est une source de signal caractérisée par une force électromotrice et une résistance interne appelée impédance d'entrée d'antenne. L'impédance d'entrée présentée aux bornes d'antenne ou le rapport des composants appropriés du champ électrique au champ magnétique à un point. La formule de cette impédance Z_{ant} à une forme complexe constituée d'une partie réelle R_{ant} et d'une partie imaginaire X_{ant} reliée par [7] :

$$Z_{ant} = R_{ant} + jX_{ant} \quad (\text{I.16})$$

La partie réelle de l'impédance d'entrée regroupe la résistance de rayonnement R_{ray} et la résistance de perte R_{pertes} comme exprimées dans l'équation [8] :

$$R_{ant} = R_{ray} + R_{pertes} \quad (\text{I.17})$$

Avec :

Z_{ant} : Impédance caractéristique de la ligne d'alimentation [Ω].

I.3.2.2. Directivité, gain et rendement d'une antenne

Ces trois grandeurs décrivent comment une antenne convertit la puissance incidente en puissance électromagnétique rayonnée dans une direction particulière. Le gain et la directivité permettent

de comparer les performances de l'antenne à celles d'une antenne isotrope prise comme référence [9].

- **Directivité**

La relation entre la puissance rayonnée dans une direction donnée $P(\theta, \varphi)$ et la puissance rayonnée par une antenne isotrope est la directivité $D(\theta, \varphi)$ d'une antenne dans une direction donnée (θ, φ) .

$$D(\theta, \varphi) = 4\pi \frac{P(\theta, \varphi)}{P_r} \quad (\text{I.18})$$

- **Gain**

Le rapport de la puissance rayonnée dans une direction donnée $P(\theta, \varphi)$ à la puissance rayonnée par une antenne isotrope sans pertes est le gain d'antenne $G(\theta, \varphi)$ dans une direction donnée (θ, φ) . La capacité d'une antenne à concentrer la puissance rayonnée dans une direction spécifique est décrite par cette propriété.

$$G(\theta, \varphi) = 4\pi \frac{P(\theta, \varphi)}{P_a} \quad (\text{I.19})$$

- **Rendement**

La sortie d'une antenne est déterminée par la puissance totale par unité d'angle solide qu'elle rayonne lorsqu'elle est alimentée par un P_a . En comparant les équations directivité D et gain G , on voit que le rendement relie le gain et la directivité [10].

$$P_r = \eta \cdot P_a \Rightarrow G = \eta \cdot D \quad (\text{I.20})$$

Avec :

η : Rendement.

$D(\theta, \varphi)$: Directivité de l'antenne dB.

$G(\theta, \varphi)$: Gain directif de l'antenne dB.

π : Nombre irrationnel, il est presque égal à 3.14.

P : La densité de puissance moyenne rayonnée par l'antenne directive [W/m^2].

P_r : La puissance rayonnée totale [W].

P_a : La puissance rayonnée acceptée [W].

I.3.2.3. La bande passante

La bande passante adaptative d'une antenne peut être définie comme la bande de fréquence dont le coefficient de réflexion est inférieur à un seuil donné. Il est généralement considéré comme une série de fréquences situées de part et d'autre de la fréquence centrale. Il peut également être

défini comme correspondant au transfert d'énergie de la source d'alimentation à l'antenne (ou de l'antenne vers le récepteur) supérieur au seuil. La bande passante absolue, donnée par [11] :

$$BP = \Delta f = f_2 - f_1 \quad (I.21)$$

La bande passante relative par rapport à la fréquence centrale est donnée par :

$$BP = \frac{\Delta f}{f_0} * 100 \quad (I.22)$$

Avec :

BP : Bande passante [GHz].

Δf : La bande de fréquence absolue.

f_2, f_1 : Des fréquences [GHz].

f_0 : La fréquence centrale [GHz].

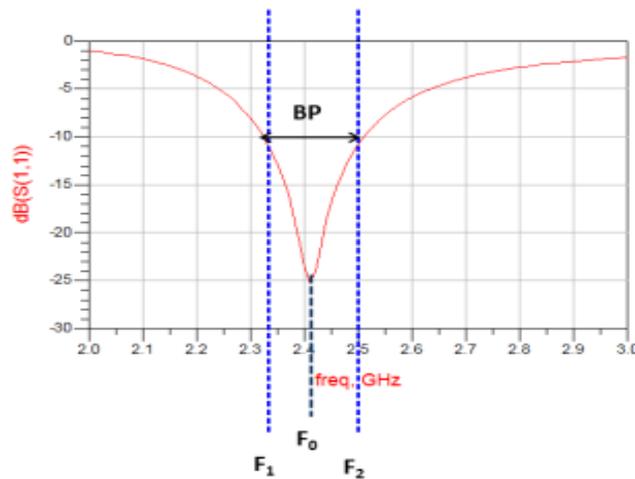


Figure I.4. $|S_{11}|$ d'une antenne en dB en fonction de la fréquence et de la bande passante à -10 dB.

I.3.2.4. Le coefficient de réflexion

Le coefficient de réflexion représente la quantité d'énergie perdue par la charge. En général, lorsqu'une onde incidente change de milieu de propagation ou rencontre une nouvelle interface, une partie de l'onde incidente est réfléchiée et une autre partie est transmise à travers le nouveau milieu. La réflectivité de l'antenne est définie comme le rapport de l'amplitude de l'onde incidente à l'onde réfléchiée. Pour une antenne d'impédance Z_{ant} reliée à la source par une ligne d'impédance caractéristique Z_c , le coefficient de réflexion peut être défini comme [12] :

$$S_{11} = \frac{Z_{ant} - Z_c}{Z_{ant} + Z_c} \quad (I.23)$$

Souvent Z_c est égale à 50 Ω . Le module du coefficient de réflexion est souvent exprimé en décibel (dB) et est noté $|S_{11}|$ et se définit comme suit :

$$|S_{11}| = 20 \log (S_{11}) \quad (\text{I.24})$$

I.3.2.5. Rapport d'ondes stationnaires (ROS)

Le rapport d'onde stationnaire indique l'efficacité de la correspondance d'impédance entre une antenne et une ligne de transmission qui transporte le signal radiofréquence. Lorsqu'une onde électromagnétique se propage le long d'une ligne de transmission, une partie de l'énergie est réfléchi à l'interface entre l'antenne et la ligne. Si l'impédance de l'antenne et celle de la ligne de transmission ne correspondent pas parfaitement, une partie de l'onde est réfléchi en arrière, créant des ondes stationnaires. Il est défini comme le rapport de l'amplitude de la tension maximale à l'amplitude de la tension minimale le long de la ligne de transmission. Mathématiquement, il peut être calculé de la manière suivante [13] :

$$\text{R.O.S} = \frac{V_{max}}{V_{min}} = \frac{1+|\Gamma|}{1-|\Gamma|} \quad (\text{I.25})$$

$$S_{11} = \frac{Z_{ant} - Z_c}{Z_{ant} + Z_c} \quad (\text{I.26})$$

Avec :

Z_c : L'impédance caractéristique [Ω].

V_{max} : L'amplitude maximale de la tension le long de la ligne de transmission.

V_{min} : L'amplitude minimale de la tension le long de la ligne de transmission.

Γ : Le coefficient de réflexion.

I.3.2.6. La polarisation d'une antenne

L'orientation du pointeur du champ électrique produit par l'antenne s'appelle la polarisation. Habituellement linéaire (horizontal ou vertical). La polarisation de l'antenne affecte la qualité de transmission. Supposons maintenant que nous ayons deux antennes à polarisation verticale, Si une antenne est placée dans une direction et l'autre à 90° , le signal reçu sera nul. Si les antennes sont alignées, le signal reçu sera maximisé. Pour les antennes à polarisation circulaire, le problème est plus gênant, car de telles antennes produisent des champs électriques dont les phaseurs tournent dans le sens des aiguilles d'une montre ou dans le sens inverse des aiguilles d'une montre. Dans ce cas, des antennes appariées doivent être utilisées pour assurer une transmission de bonne qualité. En pratique, les antennes polarisées sont utilisées lorsque la transmission se fait en espace libre [14]. La figure I.5 représente la polarisation verticale et horizontale.

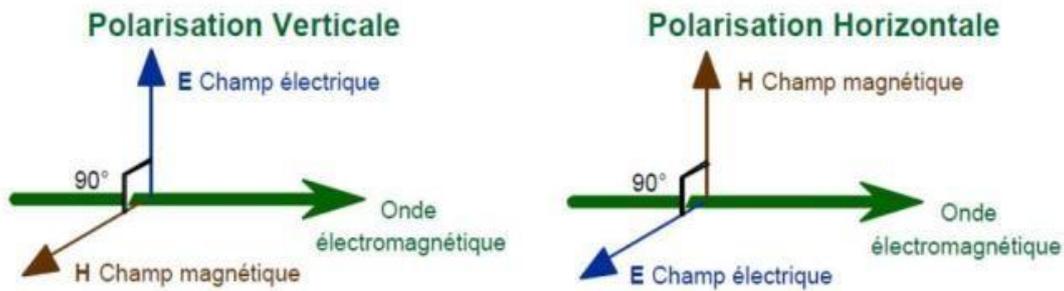


Figure I.5. Représentation de la polarisation verticale et horizontale.

I.3.2.7. Diagramme de rayonnement

C'est la représentation du rapport des gains en puissance $\text{Max } G(\theta, \varphi)/G_{\text{MAX}}$. Parfois, c'est tout simplement la représentation du gain $G(\theta, \varphi)$ lui-même. On utilise aussi le diagramme champ en remplaçant le gain par le champ électrique [15].

Différents types de représentation des diagrammes sont utilisés :

- Représentation en trois dimensions qui donne une idée de la répartition de la puissance rayonnée dans l'espace.
- Représentation en coordonnées polaires dans des plans choisis.
- Représentation en coordonnées cartésiennes (échelle linéaire).
- **Représentation en coordonnées cartésiennes (échelle logarithmique)** : cette échelle est habituellement souhaitable parce qu'une échelle logarithmique peut accentuer les détails des parties du diagramme qui des valeurs très basses. La figure I.6 montre les trois types de représentation des diagrammes.

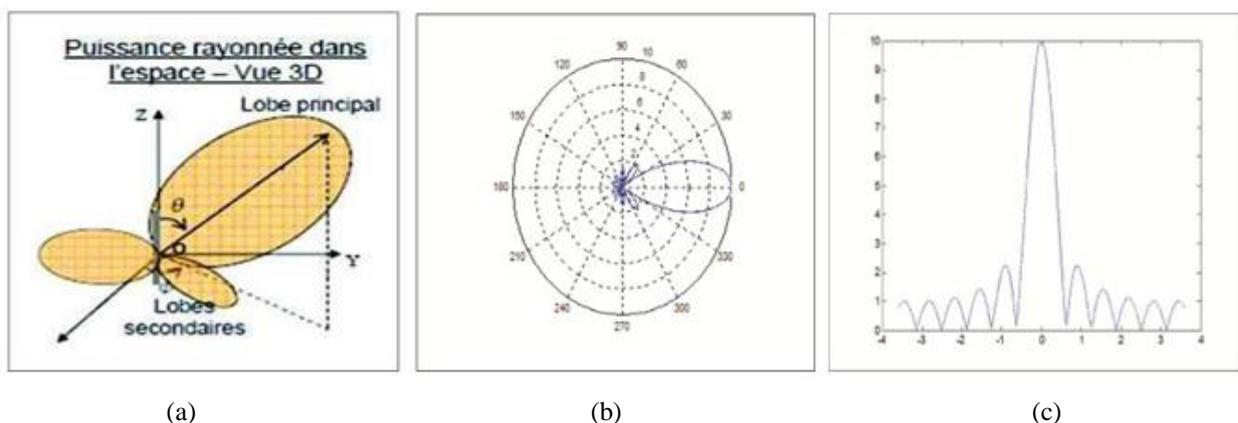


Figure I.6. Les types de représentation des diagrammes, (a) Diagramme en trois dimensions, (b) Diagramme en coordonnées polaires, (c) Diagramme en coordonnées cartésiennes (échelle logarithmique).

I.3.2.8. Angle d'ouverture

Un angle d'ouverture à 3 dB représente la partie de la pièce où le plus de puissance est rayonnée. C'est l'angle entre deux directions autour de la largeur du lobe principal où la puissance rayonnée est égale à la moitié de la puissance rayonnée dans la direction de rayonnement maximale (figure I.7) [15].

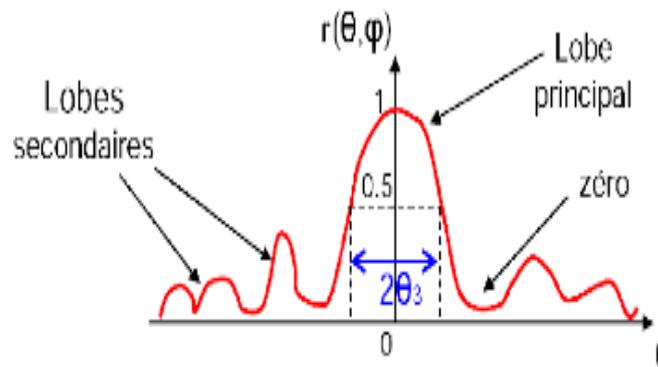


Figure I.7. Diagramme de rayonnement et angle d'ouverture

I.3.2.9. Taux d'ondes stationnaires VSWR (voltage standing wave ratio)

SWR est une expression mathématique de l'inhomogénéité du champ électromagnétique dans une ligne de transmission. Par conséquent, SWR est le rapport du champ électrique maximal au champ électrique minimal de la ligne de transmission. À partir de SWR, nous pouvons définir VSWR et ISWR, qui concerne respectivement le voltage et le courant [15].

I.3.3 Les différents types d'antenne

Les antennes peuvent être regroupées en plusieurs types différents, nous allons présenter les plus utilisées.

I.3.3.1. Les antennes dipôles

Un dipôle est une forme symétrique constituée d'un chemin conducteur droit d'une longueur spécifiée et d'une alimentation centrale (voir la figure I.8). Les antennes dipôles ont été utilisées pour les applications portables et plusieurs conceptions ont été élaborées dans la littérature. Cette antenne est de taille légèrement petite et convenable pour le confort de l'utilisateur [16].

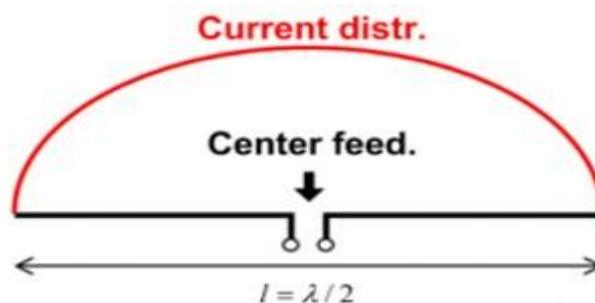


Figure I.8. Antenne dipôle

I.3.3.2. Les antennes Patch

Les antennes à éléments rayonnants imprimés, communément appelées antennes Patch, sont des lignes micro ruban de forme particulière. Il est constitué d'un plan de masse et d'un substrat diélectrique dont la surface contient un ou plusieurs éléments métalliques (figure I.9) [17]. Il a l'avantage d'être léger par rapport à certaines des antennes ci-dessus. Selon les objectifs fixés pour la répartition spatiale du rayonnement, la gravure des pièces métalliques peut prendre diverses formes. Cela offre une grande flexibilité de conception.

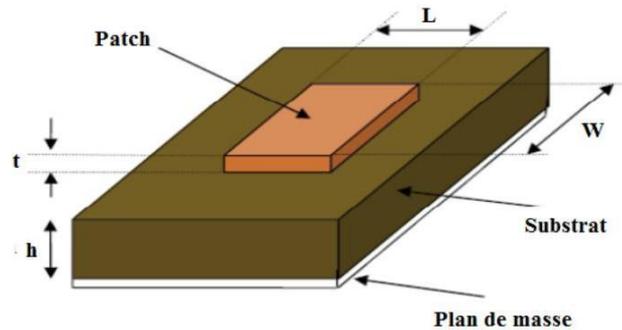


Figure I.9. Présentation d'une antenne Patch.

Avec :

L : Longueur du patch.

t : épaisseur du patch.

W : Largeur du patch.

h : épaisseur du substrat.

I.3.3.3. Les antennes PIFA

Les antennes PIFA sont le résultat de la transformation des antennes IFA (antennes F inversées) d'éléments de ligne horizontale en structures planes pour compenser les pertes de désadaptation et améliorer les caractéristiques de rayonnement. La figure I.10 montre la structure qui est constituée d'éléments rayonnants métalliques parallèles au plan de masse. L'une des extrémités du Patch est mise à la terre via un plan de court-circuit. L'élément supérieur est typiquement excité par une sonde coaxiale qui pénètre dans le substrat diélectrique.

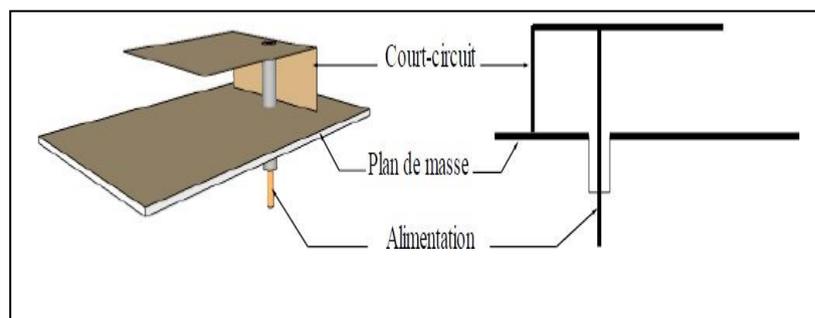


Figure I.10. Structure d'antenne PIFA

I.3.4 Technique d'alimentation d'antenne

Il existe plusieurs techniques pour l'alimentation des antennes, les plus communément utilisées sont l'alimentation par ligne micro ruban, par sonde coaxiale et par couplage par fente.

I.3.4.1. Alimentation par ligne micro-ruban

Dans le premier cas, la ligne micro ruban est directement connectée à l'élément rayonnant, comme le montre le schéma (Figure I.11). Les points de connexion peuvent être placés sur l'axe de symétrie du patch, ou complètement décalés pour améliorer l'adaptation d'impédance. Ce type d'alimentation est facile à mettre en œuvre et à modéliser, mais peut avoir un rayonnement parasite, ce qui entraîne un rayonnement parasite élevé et une bande passante généralement de 2 à 5 %. [18]

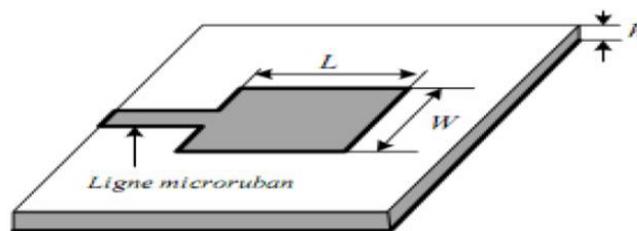


Figure I.11. Alimentation par ligne micro-ruban

I.3.4.2. Alimentation par sonde coaxiale

Un patch rectangulaire est formé par un métal rectangulaire très fin déposé sur un diélectrique à faible. De l'autre côté du diélectrique, une très fine couche de métal sert de plan de masse. Sur cette Figure I.12, l'alimentation est assurée par câble coaxial. Pour ce faire, une cavité est usinée dans les plans diélectriques et de masse pour traverser une âme coaxiale soudée à un plan métallique rayonnant (patch). Un dispositif de croisement est appelé un trou traversant.

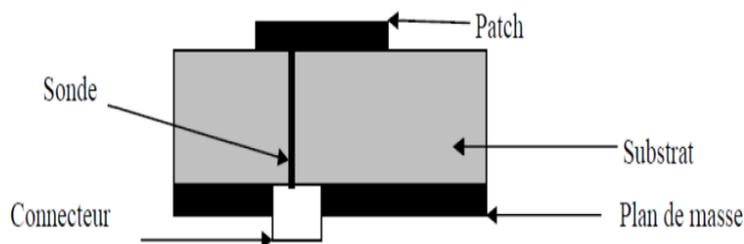


Figure I.12. Alimentation par sonde coaxiale.

I.3.4.3. Alimentation par couplage par fente

L'alimentation par des lignes micro ruban ou des lignes coaxiales présente une asymétrie qui produit des modes d'ordre supérieur qui produisent un rayonnement à polarisation croisée, et une

alimentation par fente a été introduite pour améliorer cette condition. Le couplage électromagnétique est introduit par une petite fente dans le plan de masse séparant les deux cartes (comme illustré à la Figure I.13). L'un supporte l'élément rayonnant et l'autre supporte la ligne micro ruban. Cette configuration permet une optimisation indépendante entre la ligne d'alimentation et le Patch, et facile à modéliser et présente des fuites modérées. Cependant, il est le plus difficile à mettre en œuvre et à une faible bande passante [19].

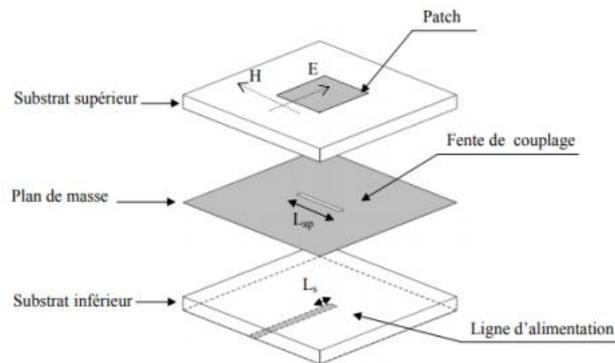


Figure I.13. Alimentation par couplage par fente.

I.4. Les antennes vêtements et textiles

I.4.1 Définition

Les antennes vêtements, également connues sous le nom d'antennes portables ou d'antennes textiles, sont des antennes intégrées dans des vêtements tels que des vestes, des t-shirts, des casquettes ou des bandes élastiques, ou des tissus de manière transparente. De côté de fabrication, elles sont fabriquées à l'aide de matériaux flexibles et souples, tels que des fils conducteurs ou des matériaux conducteurs imprimés directement sur le tissu. Cela permet aux antennes d'être discrètes et pratiquement invisibles, tout en étant confortables à porter avec .En ce qui concerne les performances, les antennes vêtements doivent être soigneusement conçues pour garantir une bonne efficacité de rayonnement et une large bande passante, malgré les contraintes imposées par les matériaux et les structures textiles. Des techniques avancées de conception d'antennes, telles que l'utilisation de matériaux à faible perte et de structures d'antennes spécialisées, sont souvent nécessaires pour améliorer les performances dans ce contexte. Les applications des antennes vêtements sont nombreuses. Elles peuvent être utilisées pour des communications sans fil entre dispositifs portables, comme les montres connectées et les capteurs de fitness, tels que les caméras corporelles portées par les forces de l'ordre. En outre, les antennes vêtements peuvent trouver des applications dans les domaines de la santé, du divertissement et de la réalité virtuelle, entre autres [16].

I.4.2 Techniques de fabrication d'antennes textiles

Les antennes textiles sont fabriquées en intégrant des matériaux conducteurs dans des textiles souples. Voici quelques-unes des techniques couramment utilisées pour fabriquer des antennes textiles [16] :

I.4.2.1. Impression conductrice

Cette technique consiste à imprimer des matériaux conducteurs, tels que des encres conductrices ou des pâtes métalliques, directement sur le tissu à l'aide de techniques d'impression traditionnelles telles que l'impression sérigraphique ou l'impression jet d'encre. Cela permet de créer des motifs conducteurs complexes sur le textile, formant ainsi l'antenne.

I.4.2.2. Broderie conductrice

Il s'agit d'incorporer des fils conducteurs directement dans le textile à l'aide d'une machine à broder spéciale (figure I.14). Les fils conducteurs sont cousus dans le tissu pour former les éléments de l'antenne. Cette technique offre une grande flexibilité de conception et permet de créer des antennes à la fois fonctionnelles et esthétiques.



Figure I.14. Machine à broder assistée par ordinateur à l'Université de Loughborough.

I.4.2.3. Tissage conducteur

Dans cette technique, des fils conducteurs sont tissés dans le textile pour former la structure de l'antenne. Des fils métalliques ou des fils recouverts de matériaux conducteurs sont intégrés dans le tissage pour créer des motifs conducteurs précis. Le tissage conducteur permet d'obtenir des antennes textiles résistantes et durables.

I.4.2.4. Pelliculage conducteur

Il s'agit d'appliquer une couche mince de matériau conducteur sur la surface du textile à l'aide de techniques de dépôt physique en phase vapeur (PVD) ou de dépôt chimique en phase vapeur

(CVD). Cette couche conductrice forme l'antenne et peut être ensuite recouverte d'une protection supplémentaire pour assurer la durabilité.

I.4.2.5. Techniques de tricotage conducteur

Dans cette approche, des fils conducteurs sont tricotés avec des fils non-conducteurs pour créer une structure textile intégrant l'antenne, ils sont disposés selon un motif spécifique lors du processus de tricotage, permettant ainsi de former les éléments de l'antenne.

Il est à noter que la conception et la fabrication d'antennes textiles nécessitent une attention particulière pour optimiser les performances de rayonnement tout en tenant compte des contraintes imposées par les matériaux et les structures textiles. Des techniques de modélisation et de simulation électromagnétique sont souvent utilisées pour optimiser la conception de l'antenne avant sa fabrication. Ces différentes techniques de fabrication offrent une grande flexibilité de conception pour intégrer des antennes dans des vêtements et des textiles, ouvrant ainsi la voie à de nombreuses applications dans le domaine des dispositifs portables et de l'Internet des objets.

I.4.3 L'influence du corps humain sur le comportement électromagnétique des antennes

La plupart des antennes sont caractérisées comme étant en espace libre, c'est-à-dire dans un espace exempt d'interférences des conducteurs électriques environnants. Cependant, les corps humains ont des propriétés électromagnétiques importantes qui peuvent interférer avec les antennes environnantes si elles sont suffisamment proches. Ainsi, l'influence du corps humain sur une antenne textile portable est caractérisée. En profondeur, les tissus biologiques ont une influence significative sur le comportement électromagnétique des antennes aussi, notamment en raison de leurs propriétés diélectriques et conductrices. Nous vous donnons quelques tissus biologiques avec leurs propriétés diélectriques (tableau I.1) :

Tableau I.1. Propriétés diélectriques des tissus biologiques. [20]

Tissu	Permittivité relative (ϵ_r)	Coeff de perte électrique ($\tan\delta$)
Sang	58.264	58.264
Muscle	52.729	52.729
Peau	38.007	38.007
Graisse	5.2801	5.2801

I.4.4 Les avantages et les inconvénients d'antennes textiles

Les antennes textiles présentent plusieurs avantages et inconvénients. Voici en général des points forts et des limites de ces antennes [16].

I.4.4.1. Les Avantages d'antennes textiles

- Intégration transparente.
- Confortables à porter.
- Légèreté et portabilité.
- Flexibilité de conception.
- Résistance aux conditions environnementales.

I.4.4.2. Les inconvénients d'antennes textiles

- Performances limitées.
- Sensibilité à l'environnement proche.
- Limitations de fréquence.
- Difficultés de fabrication.
- Maintenance et durabilité.

I.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons parlé sur le principe théorique pour l'étude d'antenne qui est consisté aux équations de maxwell et les conditions aux interfaces, sans oublier les méthodes de résolution des équations différentielles. Et puis nous sommes allés au principe de fonctionnement des antennes qui comprend les caractéristiques électriques (nous sommes Montés 9 caractères) et les différents types d'antenne. Et on a enfin parlé de certaines antennes qui ont tellement évolué depuis notre époque, les antennes textiles avec leurs techniques de fabrication, surtout l'influence de corps humain sur le comportement électromagnétique des antennes et leurs avantages et les inconvénients.

Chapitre **II**

Réseaux sans fil et les réseaux WBANs.

II.1 Introduction

Le progrès technologique dans le domaine de la microélectronique et la communication sans fils a conduit à l'apparition des nouveaux capteurs intelligents miniaturisés de faible puissance et faible cout, ces capteurs permis l'émergence de nouvelle génération de réseaux de capteurs sans fils appelés les réseaux de capteurs corporel sans fil (WBANs) [21]. Les réseaux WBANs connu pour ses utilisations dans plusieurs domaines (militaire, divertissement, santé, etc.). Surtout à notre époque, sont utilisés dans la réadaptation et la physiothérapie. Les capteurs de mouvement peuvent surveiller les mouvements et l'activité physique, aidant ainsi les professionnels de la santé à évaluer l'état de santé du patient et à recommander des exercices spécifiques pour aider à la réadaptation après une blessure ou une chirurgie.

Dans ce chapitre, nous faisons état de généralités sur les réseaux et les capteurs sans fils, spécialement les réseaux corporels WBANs, leurs architectures et leurs applications.

II.2. Les réseaux sans fils

II.2.1 Définition

Les réseaux sans fil sont des réseaux de communication qui permettent l'échange de données et d'informations entre des appareils sans avoir recours à des connexions filaires physiques ou une compagnie de téléphone. Ils utilisent des technologies de communication sans fil telles que les ondes radio, les infrarouges ou les ondes lumineuses pour transmettre les données entre les appareils. Ces réseaux peuvent être classés en quatre parties [22] :

II.2.1.1. Les réseaux personnels sans fil WPAN

Les réseaux personnels sans fil WPAN sont des réseaux à très courte portée, de l'ordre d'une dizaine de mètres. Ils permettent de connecter des périphériques informatiques sans lien filaire. Il existe plusieurs technologies permettant la mise en œuvre des réseaux WPAN comme : Bluetooth, HomeRF...

II.2.1.2. Les réseaux personnels sans fil WLAN

Les réseaux locaux sans fil WLAN sont des réseaux qui ont la particularité d'être sans fil, lorsque ceux-ci peuvent couvrir l'équivalent des réseaux locaux d'une entreprise. Ils sont utilisés la technologie radio plutôt que des connexions filaires, et aussi permettant de relier entre eux les terminaux présents dans la zone de couverture. Il existe plusieurs technologies concurrentes : Wifi (ou IEEE 802.11), HIperLAN2.

II.2.1.3. Les réseaux personnels sans fil WWAN

Un réseau étendu sans fil est également appelé réseau cellulaire mobile. Ce sont les réseaux sans fil les plus courants, car tous les téléphones mobiles se connectent à des réseaux étendus sans fil. Les grandes technologies sont : GSM, GPRS, UMTS.

II.2.1.4. Les réseaux personnels sans fil WMAN

Un réseau métropolitain sans fil WMAN est appelé une boucle radio locale. WMAN est basé sur la norme IEEE 802.16. La Boucle Locale Radio (BLR) fournit un débit utile de 1 à 10 Mbit/s sur une plage de 4 à 10 km, qui est principalement utilisé par les opérateurs télécoms pour cette technologie (IEEE 802.16. Débit = 1-10Mbps. Plage de 4 à 10 km.) [22].

II.2.2 Les réseaux personnels et les réseaux corporels BAN

Les réseaux corporels sans fil sont un sous-ensemble de la famille des réseaux sans fil appelés réseaux personnels. Ils sont constitués de mini-capteurs portables ou implantés dans le corps humain, et chaque nœud capteur est généralement capable de détecter une ou plusieurs caractéristiques physiologiques à partir du corps humain ou de son environnement. Les réseaux BAN ont plus d'exigences en termes de sécurité et de miniaturisation des capteurs [23].

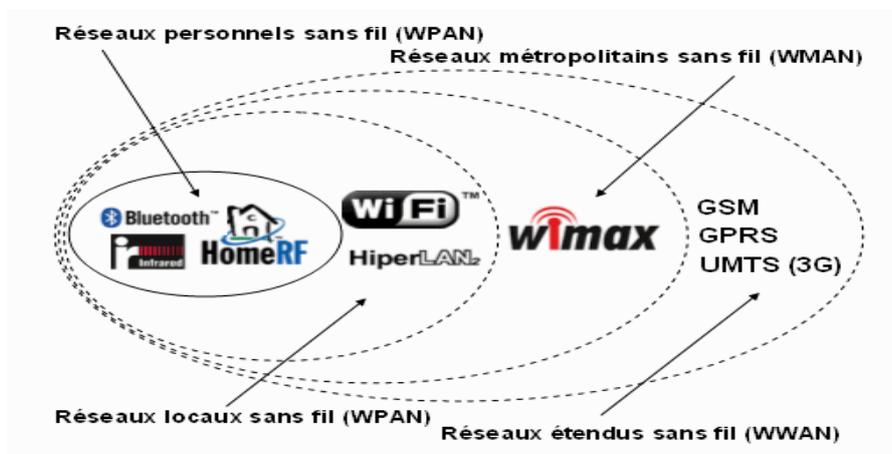


Figure II.1. Classification des réseaux sans fil.

II.3. Les réseaux de capteurs sans fil WSNs

II.3.1 Définition d'un WSN

Un réseau de capteurs est un système composé de multiples capteurs interconnectés, capables de collecter des données sur leur environnement et de les transmettre à une unité centrale ou à d'autres capteurs du réseau. Ces capteurs peuvent être équipés de divers types de capteurs tels que des capteurs de température, d'humidité, de pression, de mouvement, de lumière, etc. Les réseaux de capteurs peuvent fonctionner de manière autonome, où chaque capteur effectue des

mesures et transmet les données à une station de base (voir figure II.2), ou de manière collaborative, où les capteurs interagissent entre eux pour réaliser des tâches plus complexes. Ils peuvent également utiliser différentes techniques de communication, comme les communications sans fil, pour transmettre les données sur de longues distances [24].

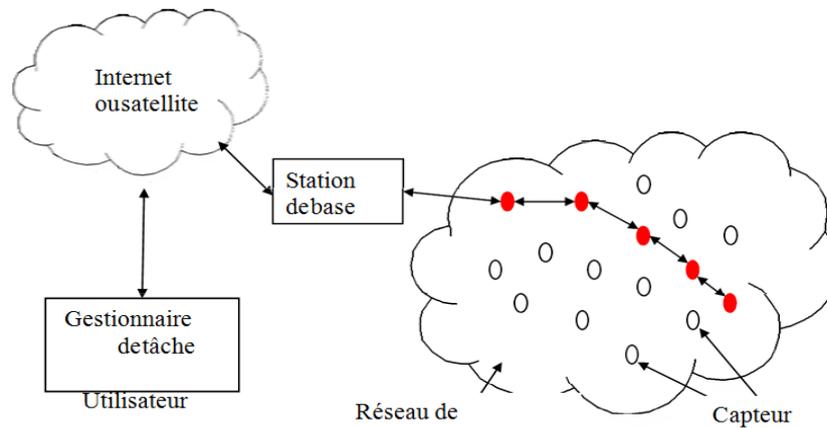


Figure II.2. Présente un exemple de réseaux de capteurs sans fil.

II.3.2 Architecture d'un réseau WSN

Un réseau de capteurs sans fil se compose d'un ensemble de nœuds de capteurs. Ces nœuds capteurs sont organisés en « *sensors fields* » (voir figure II.3). Chacun de ces nœuds a la capacité de collecter des données et de les transmettre à un nœud passerelle appelé « *sink* » via une architecture multi-sauts. Ces données sont ensuite transmises par Internet ou par satellite à un ordinateur central nommé gestionnaire des tâches, qui analyse les données et prend des décisions [24].

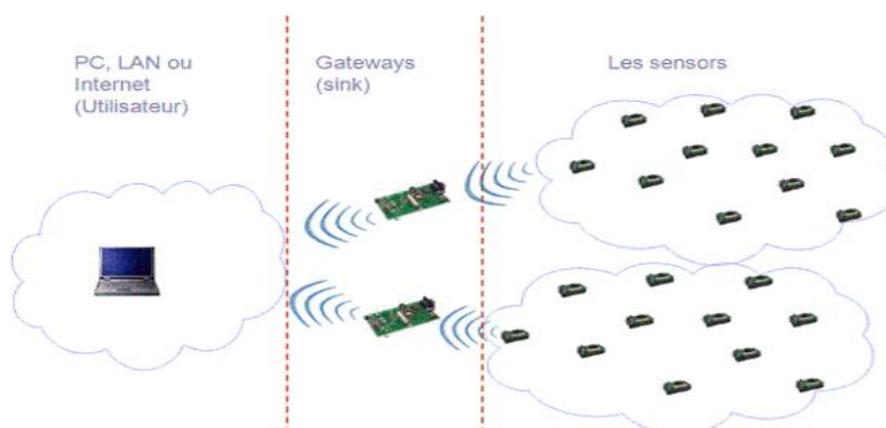


Figure II.3. Architecture de réseau de capteurs sans fil.

II.3.3 Les domaines d'applications des WSNs

Les réseaux de capteurs ont pu envahir plusieurs domaines d'applications.

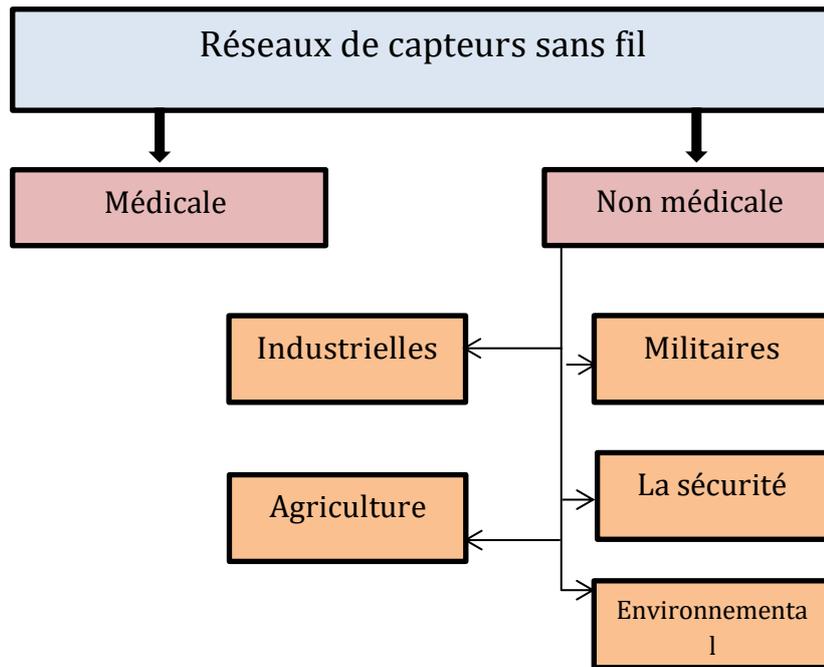


Figure II.4. Domaines d'applications des réseaux de capteurs sans fil.

Parmi lesquels, nous citons [25] :

II.3.3.1. Domaine médical

Les réseaux de capteurs sont largement répandus dans le domaine médical. Ils peuvent être utilisés pour fournir une interface d'aide pour les handicapés, collecter des informations physiologiques humaines de meilleure qualité, facilitant ainsi le diagnostic de certaines maladies, surveiller en permanence les malades et les médecins à l'intérieur de l'hôpital

II.3.3.2. Domaine non médical

En plus de domaine médical, les réseaux de capteurs sans fil sont connus dans plusieurs autres Domaines. Nous citons :

- **Domaine militaire**

Comme pour toutes les technologies de pointes, la première utilisation des réseaux de capteurs sont les militaires. La surveillance de territoire ou de frontière ainsi que l'intervention sur les champs de bataille ont suscité la création des réseaux miniaturisés de capteurs.

- **Domaine de la sécurité**

L'utilisation de réseaux de capteurs pour la sécurité présente plusieurs avantages. Elle permet une surveillance continue et en temps réel, réduisant ainsi la dépendance à l'égard de la présence physique humaine. De plus, les capteurs peuvent être intégrés à des systèmes de surveillance plus larges, tels que des systèmes de vidéosurveillance.

- **Domaine environnemental**

Dans ce domaine, les capteurs peuvent également être exploités pour détecter les catastrophes naturelles telles que les incendies de forêt, les inondations, etc. Ils permettent de surveiller en temps réel les conditions environnementales et de déclencher des alertes préventives. Par exemple, des capteurs de température et d'humidité.

- **Domaine agriculture**

L'utilisation de capteurs dans le domaine de l'agriculture permet de réagir de manière appropriée aux changements climatiques en automatisant le processus d'irrigation en fonction des conditions réelles du sol. Cela contribue à une utilisation efficace des ressources en eau, à une amélioration des rendements agricoles et à une gestion plus durable des exploitations agricoles.

- **Domaine industriel**

En industrie, les capteurs peuvent remplacer les puces RFID (Radio Frequency Identification) pour contrôler les stocks et les flux des produits, aussi pour surveiller des équipements. Ils permettent une meilleure optimisation de la chaîne de production et facilitent l'accès à l'information en temps réel [26].

II.4. Les réseaux corporels sans fil WBANs

II.4.1 Définition d'un WBAN

WBAN est une technologie de réseau sans fil basée sur les radiofréquences qui vise à interconnecter de minuscules dispositifs, tels que des capteurs et des actionneurs, sur, autour ou à l'intérieur du corps humain. Ces dispositifs sont très miniaturisés, offrent une grande autonomie et utilisent des courants de très faible puissance. Chaque nœud capteur au sein d'un WBAN est généralement conçu pour détecter une ou plusieurs caractéristiques physiologiques, telles que le rythme cardiaque, la pression sanguine, la température corporelle, l'activité musculaire, etc. Ces capteurs peuvent surveiller en temps réel les signaux physiologiques et transmettre les données collectées à un centre de service distant. La figure II.5 présenter un réseau WBAN.

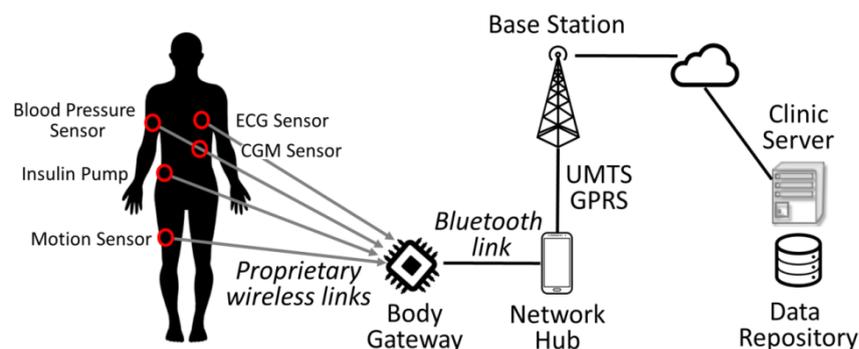


Figure II.5. Présentation d'un réseau WBAN.

II.4.2 Architecture des réseaux WBANs

Un réseau de surveillance médicale WBAN se compose de trois niveaux de communication (figure II.6). On se trouve dans ces niveaux des capteurs corporels qui collectent les données physiologiques sur le corps humain et de les transmettre par des biais d'une connexion sans fil qui relaie entre le premier niveau et le troisième niveau, en d'autres termes, les données envoyées en mode sans fil par les capteurs et les transmettent au centre médical via Internet à l'équipe médicale pour obtenir un diagnostic en temps réel ou à une base de données médicale pour les enregistrer, ou bien à un équipement correspondant qui émet une alerte d'urgence [27].

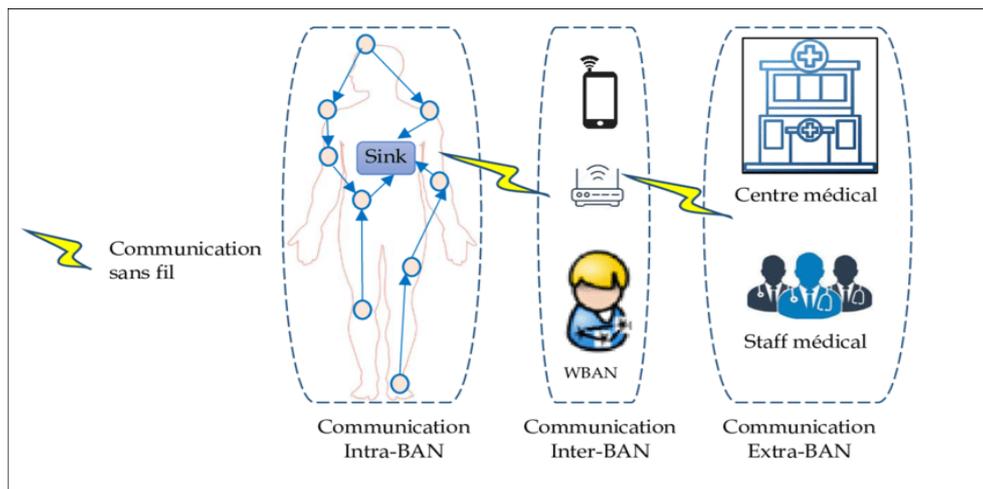


Figure II.6. Architecture à trois niveaux de WBAN.

Nous présentons l'architecture de réseau WBAN en trois communications [27] :

II.4.2.1. Communication « Intra-BAN »

La communication à ce niveau fait référence aux échanges radio qui ont lieu à proximité immédiate du corps humain. On distinguera les communications entre les capteurs et les communications des capteurs vers un assistant personnel. Ce dernier peut être un dispositif caractérisé par une puissance de calcul et une réserve d'énergie plus importante par rapport aux capteurs corporels.

II.4.2.2. Communication « Inter-BAN »

La communication à ce niveau recouvre la connexion entre l'assistant personnel et un ou plusieurs points d'accès au réseau, ces dernières peuvent être déployées dans le cadre de l'infrastructure, ou placés de manière stratégique. La technologie qui est utilisée dans la réalisation de la communication dans ce niveau est différente de celle mise en œuvre dans le niveau Intra-BAN (Wifi, Bluetooth...).

II.4.2.3. Communication « Extra-BAN »

La communication à ce niveau fait la compose entre les points d'accès et l'équipe médicale assurée via Internet ou les réseaux cellulaires. Ce niveau représentera le service de télémédecine d'un hôpital.

II.4.3 Les bandes fréquentielles des WBANs

Les systèmes des réseaux corporels BAN utilisent des différentes bandes de fréquences, nous les avons identifiés ci-dessous [28].

II.4.3.1. MedRadio

401-402 MHz et 405-406 MHz pour la bande étroite (moins de 100 kHz) et PIRE max de -16 dBm.

II.4.3.2. Medical Implant Communications Service (MICS)

402-405 MHz pour bande passante inférieure à 300kHz et max. EIRP de -16dBm. La communication est de type oof : Listen before talk (LBT).

II.4.3.3. ISM

902-928 MHz, 2,4 à 2,4835 GHz, 5,725 à 5,875 GHz, pour une largeur de bande supérieure à 500 kHz et un PIRE max de +30 dBm.

II.4.3.4. Wireless Medical Telemetry System (WMTS)

608–614 MHz (largeur de bande supérieure à 1500kHz et PIRE max de +10,8dBm), 1395–1400 MHz (PIRE max de +22,2dBm), 1427–1429,5 MHz sauf aux emplacements indiqués dans la partie 90.259(b) du CFR(4) lorsque le WMTS peut fonctionner dans la bande 1429-1431,5 MHz (PIRE max de +22,2 dBm).

II.4.3.5. UWB

3,1 à 4,9 GHz ou 6 à 10,6 GHz. Dans ce mémoire, on se limitera notre travail à la bande WMTS située autour de 611 MHz pour la conception d'antenne et le sondage du canal de propagation.

II.4.4 Modélisation de canal WBAN

Le modèle de canal est important pour concevoir et évaluer les techniques utilisées dans les couches physiques de WBAN. Étant donné que le corps humain est un milieu à forte atténuation, il a un impact significatif sur la propagation des ondes radio, ce qui nécessite l'utilisation d'un modèle de canal spécifique. De plus, il existe une grande disparité dans les caractéristiques de propagation dans différents scénarios de transmission. L'environnement dynamique résultant des mouvements tels que la marche, la course et la mobilité humaine rend difficile la conception d'un

modèle simple de perte de trajet (Path Loss) pour les WBAN. C'est donc il s'agit une contrainte forte pour les communications WBAN [29]. Ainsi, afin d'optimiser les systèmes de communication centrés sur le corps, diverses recherches ont été menées sur la caractérisation du canal radio sur les BANs. Ils ont élaboré les modèles de canaux de transmission selon Différents scénarios comme le montre la figure II.7.

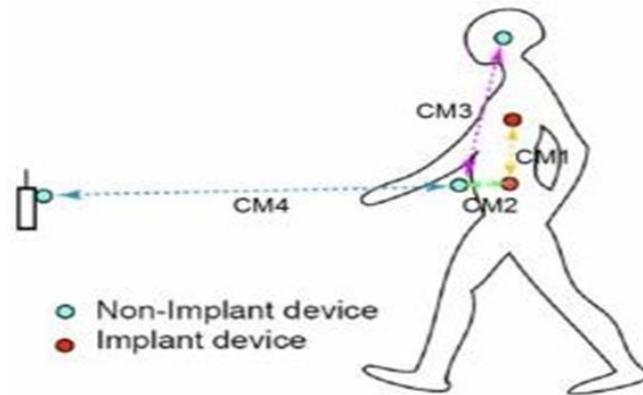


Figure II.7. Différents canaux de transmissions RF [30].

Les canaux CM1, CM2 et CM3 correspondent à ce que l'on a précédemment défini comme l'intra-BAN. Plus précisément, les canaux CM1 et CM2 considèrent l'utilisation d'implants, tandis que le canal CM3 ne considère que des éléments sur la surface du corps. Le canal CM4 correspond à une communication extra-BAN, et permet de faire le lien entre le réseau corporel, et les différents services associés. Les différents scénarios avec leurs descriptions Les bandes de fréquences correspondantes sont reportées dans le tableau II.2 [30].

Tableau II.1. Scénarios WBAN possibles [30].

Scénario	Description	bande de fréquence	canal
S1	Implant vers Implant	402-405 Mhz	CM1
S2	Implant vers surface du corps	402-405 Mhz	CM2
S3	Implant vers l'extérieur	402-405 Mhz	CM2
S4	Surface du corps vers surface du corps (LOS, Line Of Sight)	13.5, 50, 400, 600, 900 Mhz 2.4 GHz	CM3
S5	Surface du corps vers surface du corps (NLOS, no-LOS)	3.1-10.6 GHz	CM3
S6	Surface du corps vers l'extérieur (LOS)	13.5, 50, 400, 600, 900 Mhz 2.4 GHz	CM4
S7	Surface du corps vers l'extérieur (NLOS)	3.1-10.6 GHz	CM4

II.4.5 Les domaines d'applications de WBANs

Les WBANs ont un large éventail d'applications dans les domaines non médical et le domaine médical surtout. Ils permettent une surveillance continue, une télémédecine efficace et des soins personnalisés, contribuant ainsi à améliorer la santé.

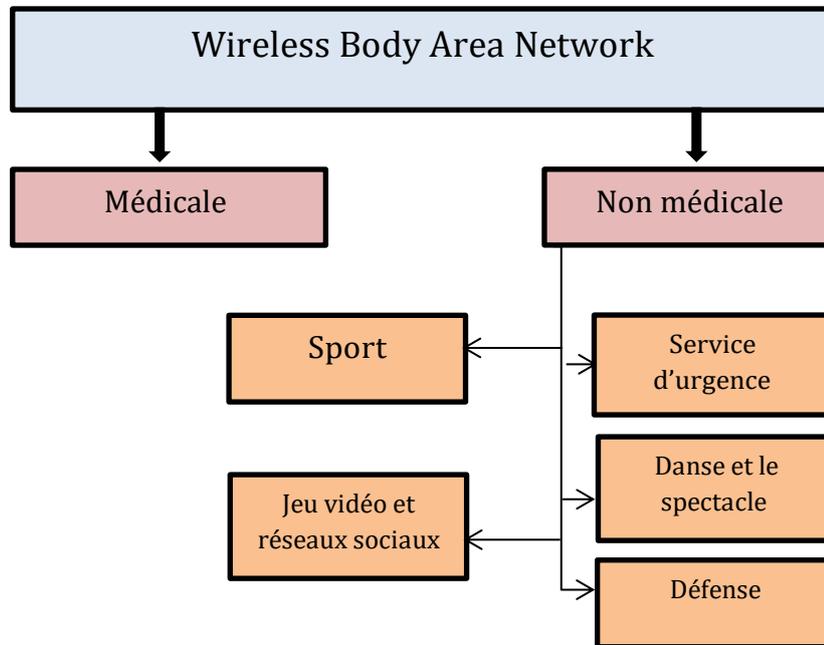


Figure II.8. Domaines d'applications des réseaux WBANs.

Nous citons :

II.4.5.1. Domaine médical

Les réseaux de type BAN ont des applications dans divers domaines tels que le sport ou les jeux, mais leur application dans le domaine médical est tellement répandue que certains auteurs décrivent ce type de réseau comme dédié à la santé. En effet, l'augmentation des coûts de santé et l'augmentation de l'espérance de vie dans les pays développés ont conduit à des innovations dans le domaine de la santé, et l'une de ces innovations est le suivi en temps réel des patients grâce à des capteurs connectés en WBAN. Il est ainsi possible de surveiller les paramètres vitaux d'une personne, et si nécessaire, d'alerter les secours. Les médicaments peuvent même être injectés via des actionneurs positionnés près du corps [31]. L'utilisation des WBAN dans le domaine médical a également conduit de concevoir le concept de « *médecin virtuel* ». Les serveurs que nous désignons sous l'acronyme VDS (Virtual Doctor Server) intègrent un ensemble d'applications qui fournissent des services de santé et d'urgence. Le serveur correspond à un tiers des trois tiers de l'architecture BAN. VDS peut être utilisé pour :

- Maintenir l'historique du patient.
- Faire des recommandations aux patients ou aux professionnels de la santé en fonction des

signes vitaux recueillis par des capteurs.

- Si nécessaire, appeler les services d'urgence et conseiller au patient d'effectuer lui-même les premiers gestes.
- Enseigner aux secouristes les premiers secours en cas de perte de connaissance [31].

Nous avons le tableau II.2 qui représente les usages du BAN dans le domaine médical.

Tableau II.2. Récapitulatif des usages du BAN dans le domaine médical.

Champ d'application	Type de capteur/actionneur	Rôle, apports du WBAN
Maladies cardio-vasculaires.	Oxymètre, mesure du rythme cardiaque, électrocardiogramme.	Surveillance de l'état de santé, anticipation dans la préparation des traitements.
Paraplégie.	Accéléromètre, gyroscope, senseurs pour la position des jambes, senseurs couplés aux nerfs, actionneurs capables de stimuler les muscles.	Restaurer la mobilité.
Cancer.	Capteur sensible à l'acide Nitrique.	Le capteur peut être placé sur les zones suspectes, le médecin peut initier un traitement dès qu'une cellule suspecte est détectée.
Alzheimer, dépression, hypertension.		Alerter en cas de détection d'une situation anormale touchant une personne isolée, âgée, déprimée.
Diabète.	Biocapteur, gyroscope, pompe à insuline.	Sur détection d'une chute de glucose, un signal peut être envoyé pour injecter de l'insuline. Les nuisances engendrées par la maladie sont ainsi réduites.
Asthme.	Capteur d'allergènes.	Alerter le médecin ou le patient sur la détection d'un allergène.
Traitement de la douleur.	Stimulateur.	L'actionneur est un stimulateur agissant sur la moelle épinière et permettant de réduire les douleurs chroniques.

II.4.5.2. Domaine non médical [31]

- **Domaine des services d'urgence**

L'utilisation de réseaux de type BAN dans les services d'urgence peut protéger la vie des intervenants. Pour les pompiers, des capteurs collectent et transmettent des informations sur l'environnement (méthane, oxygène, monoxyde de carbone, température et humidité de l'air), l'état du porteur (température corporelle, fréquence cardiaque, saturation en oxygène du sang) ou l'état de son appareil (niveau d'air dans la bouteille). Les pompiers en détresse ou en danger peuvent être secourus grâce à un système de localisation GPS.

- **Domaine du sport**



Figure II.9. Capteurs utilisés dans le domaine sportif

Dans le sport, les réseaux de type BAN sont utilisés pour mesurer les performances et l'activité des athlètes en temps réel. Divers capteurs permettent la lecture de la fréquence cardiaque, l'analyse des mouvements, le flux de température, la respiration et la géolocalisation via GPS78. Pour le golf, les joueurs sont équipés de gyroscopes, d'accéléromètres et de magnétomètres en plus de capteurs placés dans le manche du club pour analyser la qualité du swing et améliorer les résultats.

- **Domaine des jeux vidéo et des réseaux sociaux**

Dans le domaine des jeux vidéo ou des réseaux sociaux, un avatar dans un monde virtuel prend le contrôle de la position réelle du joueur grâce à des capteurs de mouvement. En ajoutant une géolocalisation, chacun saura que ses contacts sont à proximité.

- **Domaine de la danse et du spectacle**

Les réseaux de type BAN sont également utilisés dans les domaines de la danse et du divertissement. L'éclairage et l'ambiance musicale changent en fonction des capteurs portés par les danseurs : des moniteurs portables qui collectent en continu des données physiologiques de bas niveau, notamment le flux de chaleur, la température de la peau, la température corporelle à proximité et la réponse électrique de la peau.

- **Domaine de la défense**

On en trouve diverses utilisations dans le domaine de la défense. Les niveaux de stress et les performances d'un pilote de chasse sont surveillés par un réseau de capteurs, y compris des capteurs qui mesurent les électroencéphalogrammes, les électrocardiogrammes, les électromyogrammes, la respiration, la pression artérielle, le pouls et la conductivité cutanée. L'armée américaine utilise la transmission et l'analyse des données recueillies grâce à un réseau de capteurs placés sur le personnel militaire déployé pour détecter la chaleur extrême, le froid extrême, l'altitude au-dessus du sol, les tâches professionnelles, physiques... déterminer les facteurs nutritionnels qui influent sur la santé et les performances de personnel militaire formé et déployé.

II.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les réseaux de corporels sans fils qui sont venus de l'évolution des réseaux génériques également appelés réseaux de capteurs sans fil (WSN). Après une classification des réseaux sans fils, nous avons parlé sur les WSNs et les WBANs, leurs architectures et leurs domaines d'applications.

Chapitre **III**

**Simulation et expérimentation : résultats
et discussion**

III.1. Introduction

La conception et la simulation sont deux étapes primordiales pour la production des éléments et des dispositifs d'un système étudié. Dans ce chapitre, on va présenter la conception et simulation d'une antenne vêtements dédiée aux applications médicales en utilisant les réseaux corporels sans fil WBANs.

Après la considération de tous éléments nécessaires, les résultats obtenus par simulation sont représentés en utilisant les paramètres caractéristiques des antennes : le coefficient de réflexion, le taux d'onde stationnaire, la bande passante et le diagramme de rayonnement de gain. L'effet des vêtements, de la fente insérée dans le plan de masse et l'insertion d'une deuxième fente dans l'élément rayonnant sont aussi étudiés, représentés et commentés.

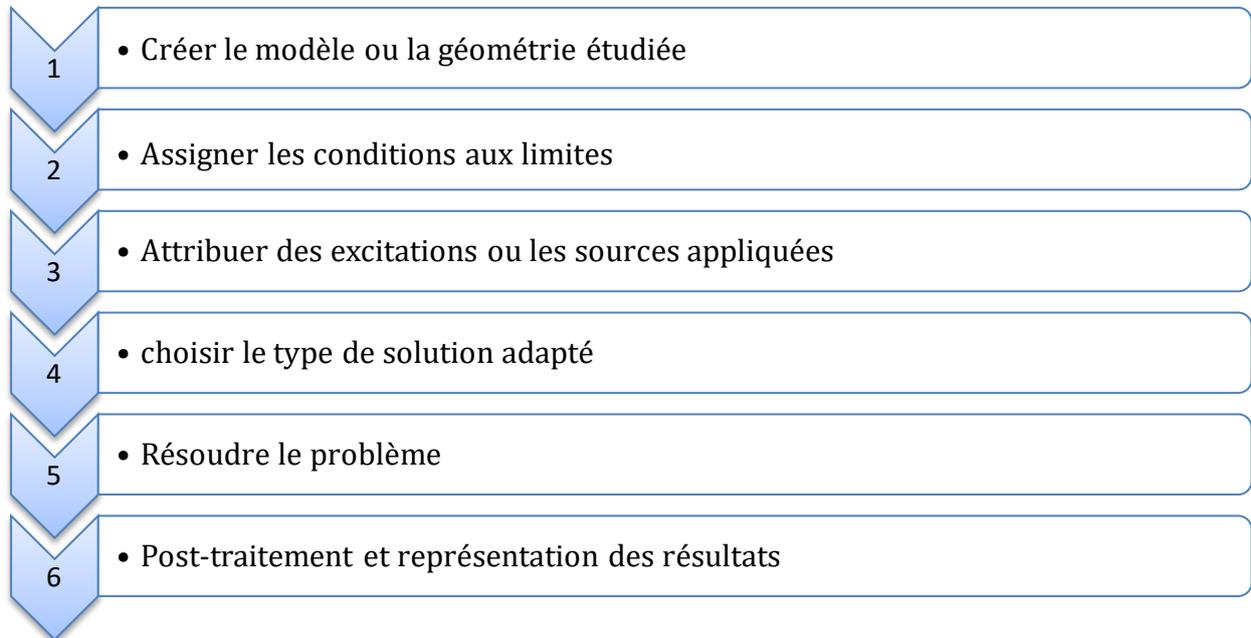
III.2. Considération sur la procédure suivie pour la conception de la simulation

La conception et simulation d'une antenne vêtements ou portable est éléments d'importance majeure. Elle assure la liaison radio entre les dispositifs médicaux installés sur (On-body) et/ou implantés (In-body) dans le corps humain et les nœuds de télécommunication ou/et de traitements des données installés loin par rapport le patient. L'antenne portable est comme les dispositifs On- et In-body sont, actuellement, considérés comme des nœuds des réseaux corporels WBAN.

L'objectif souligné par ce travail est de simuler une antenne vêtement fonctionnelle sur la bande WMTS 0.608-0.614 GHz. Les antennes patch planaires sont antennes convenables pour telle application du fait qu'elle donne un grand degré de liberté au patient et elles sont fabriquées à fabriquer et à monter.

Les éléments intervenants dans la simulation d'une antenne vêtement sont le corps humain et les vêtements, ces éléments ont des géométries complexes et hétérogènes, et des propriétés diélectriques très variables. Dans ce cas, la résolution des problèmes en électromagnétique nécessite l'utilisation des méthodes numériques que les méthodes analytiques. La méthode numérique adoptée pour notre travail est la méthode des éléments finis, elle est considérée parmi les méthodes les plus répondues en électromagnétique et en plus de ça, plusieurs logiciels et environnements de travail, basé sur cette méthode, sont disponibles tel que le logiciel FULL-Wave de HFSS. Dans la méthode des éléments finis, le domaine étudié est subdivisée, par discrétisation ou maillage, en plusieurs petits sous-domaines appelés éléments finis, tétraèdres, hexaèdres, etc. Le HFSS est un logiciel utilisé pour résoudre les problèmes en électromagnétique

[32]. Les éléments finis utilisés par le logiciel de HFSS sont les tétraèdres. Une solution est trouvée pour le champ électrique ou magnétique dans les éléments finis et ensuite les autres paramètres peuvent être calculés tels que les éléments de la matrice S . La résolution des problèmes en utilisant le HFSS se déroule en six étapes principales :



La description des étapes pour notre simulation est comme suivante :

En commençant par l'étape de la création du modèle ou la géométrie étudiée. La création du modèle à analyser consiste à créer (et/ou à insérer) les éléments intervenants dans le modèle et fixer leurs propriétés géométriques et diélectriques. Dans notre modèle, les géométries considérées sont le corps humain, les vêtements et la structure de l'antenne. Pour le corps humain, il est constitué de plusieurs types de types de tissus biologiques (muscle, graisse, peau, os, etc.) et des liquides (le céphalo-rachidien, etc.) dont les géométries sont différentes et les propriétés électromagnétiques sont distinguées et dépendantes de la fréquence. Pour notre simulation, la partie prise est la partie supérieure du tronc du corps humain. Cette partie incluse le torse qui est le lien d'implanter plusieurs dispositifs médicaux tels que le pacemaker, le défibrillateur, les neurosimulateurs comme il est montré par la figure III.1. Et par conséquent, l'installation d'une antenne vêtements au niveau de cette partie du corps humain est un choix objectif pour établir une liaison fréquence entre ces implants et les routeurs des réseaux ou avec une station de contrôle/ de traitement de données logées loin du corps humain.

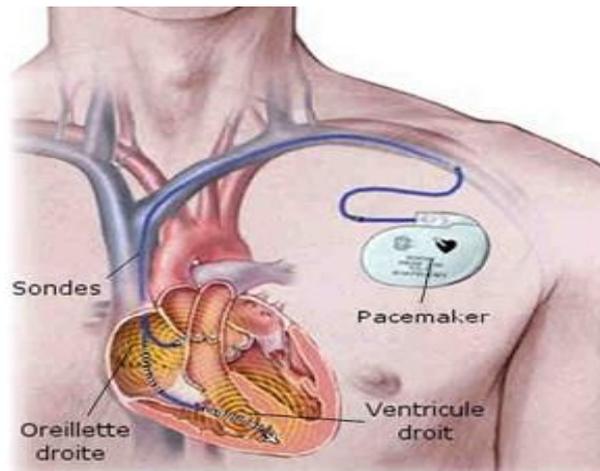


Figure III.1. Implant médical dans le torse.

Un modèle 3D du tronc est disponible dans la bibliothèque de HFSS est utilisé. Ce modèle est constitué, pour simplicité des calculs, d'un seul type de tissu dont les propriétés diélectriques peuvent être désignées par l'utilisateur selon l'objectif soulignés. Les propriétés diélectriques désignées la permittivité électrique relative $\epsilon_r = 52.729$, la conductivité $\sigma = 1.7388 S/m$ et le coefficient de pertes électrique $\text{tang}\delta_e = 0.24194$. À noter que les tissus biologiques sont des milieux amagnétiques et par conséquent, leur perméabilité relative égale à un.

Les vêtements ont des formes et des styles différents. Ils sont à la base des textiles et des matières de géométriques et de dimensions variables. Les propriétés diélectriques des vêtements sont fixées par des méthodes de caractérisation expérimentales. Trois types de vêtements sont supposés pour notre simulation : le coton comme vêtement intérieur, la soie comme vêtement milieu et le jeans comme vêtement extérieur. Les propriétés diélectriques de ces trois vêtements sont données par le tableau suivant :

Tableau III.1. Propriétés diélectriques des vêtements utilisés dans la simulation.

Vêtement	Permittivité relative ϵ_r	Coefficient de pertes électrique $\text{tang}\delta_e$
Coton	1.60	0.0400
Soie	1.75	0.012
Jeans	1.70	0.025

Comme point de départ pour la conception de l'antenne, le type microstrip a été choisi. L'élément rayonnant et le plan de masse (GND) sont placés, respectivement, sur la face intérieure et la face extérieure du vêtement milieu. Et par conséquent, ce vêtement va jouer le

rôle du substrat. Pour les propriétés diélectriques de l'élément rayonnant et de GND, ils sont du cuivre, de conductivité de l'ordre de 58 Ms/m, de permittivité relative $\epsilon_r = 1$, et de perméabilité relative $\mu_r = 0,99991$. Pour alimenter l'antenne, une alimentation de type coaxial est utilisée et l'impédance caractéristique de ce câble est de 50 Ω . Les rayons des conducteurs interne et externe sont, respectivement, $R_{int} = 0.63[mm]$ et $R_{ext} = 2 [mm]$. L'ensemble du modèle du tronc, des vêtements et de l'emplacement de l'antenne est représenté par la Figure III.2.

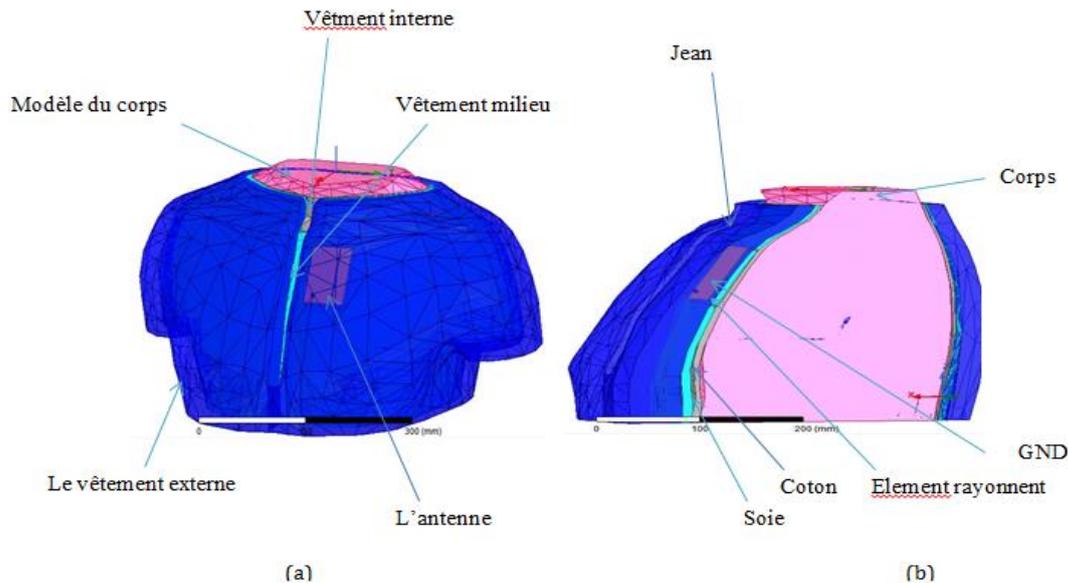


Figure III.2. Représentation (a) 3D et (b) une section latérale du modèle du corps humain, des vêtements et de l'emplacement de l'antenne.

Concernant l'application des conditions aux limites, à l'origine le problème à résoudre est de volume infini. Pour être capable d'utiliser les méthodes numériques, il est indispensable de limiter ce volume et par conséquent une condition aux limite doit être sur la surface de troncature pour simuler le comportement des champs électrique et magnétique à l'infini. Le HFSS possède deux types de conditions aux limites : Radiation, et Couche absorbante parfaitement adaptée (PML). La condition aux limites choisie est le type Radiation puisqu'il est facile à appliquer tandis que le type PML demande un traitement particulier.

Passant à l'excitation, c'est-à-dire la source de la puissance électromagnétique. Plusieurs types de sources peuvent être utilisés pour exciter notre antenne : Wave Ports, Lumped Ports, Floquet Ports, etc. chacune de ces sources possède une méthode particulière pour l'appliquer. Le type Wave Ports est choisi, ce type est aussi bien adapté pour la simulation et la conception des antennes. Parmi les trois types de solutions disponibles : Driven Modal, Driven Terminal et Eigenmode, le type Driven Modal est adopté puisqu'il fournit directement les paramètres de la matrice S ou le coefficient de réflexion.

Après la vérification du modèle et la correction des éventuelles erreurs telles que le chevauchement entre les parties du modèle. On lance la solution du problème et ensuite, on peut passer à l'étape de poste-traitement qui consiste en premier lieu de représenter les différents résultats.

III.3. Conception et simulation

Il est à noter que du fait que la partie du tronc du corps humain utilisée dans la simulation est très volumineuse en termes des éléments finis, chaque lancement de simulation nécessite de tourner la machine pendant vers Cinq heures. L'agrandissement de la partie prise du corps humain permet d'obtenir des résultats plus précis.

La conception et la simulation de l'antenne vêtements passe par procédure qui l'on résume en deux étapes.

III.3.1 La première étape

La première étape consiste à commencer d'une antenne microstrip dont l'élément rayonnant est orienté vers le corps humain et le plan de masse GND est orienté vers l'extérieur. Ils (l'élément rayonnant et le GND) sont collés sur la face et sur l'autre du vêtement milieu et possèdent de dimensions surface de 80X60 [mm²]. L'alimentation est positionnée à des distances de 13 [mm] et 10 [mm] par rapport le bord à droite et le bord inférieur de l'élément rayonnant (figure III.3).

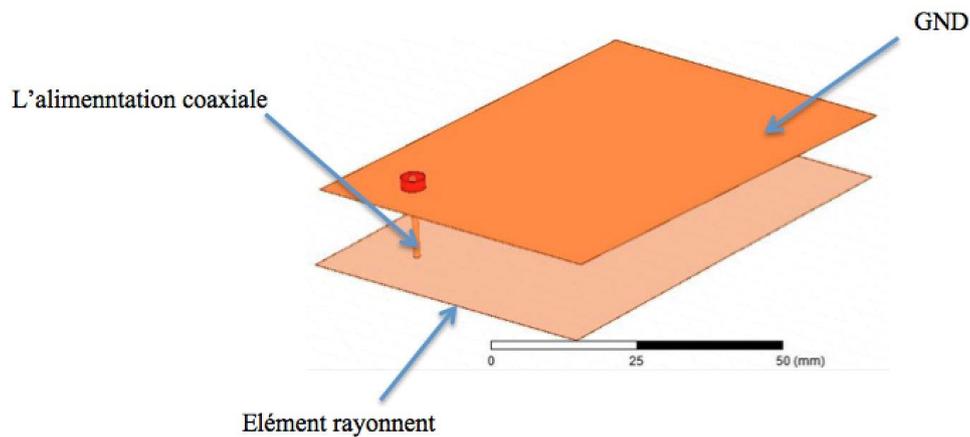


Figure III.3. L'antenne planaire de la première étape de conception.

Le paramètre du coefficient de réflexion est utilisé pour achever la conception. Le coefficient de réflexion obtenu pour cette première étape est montré par la figure III.4.

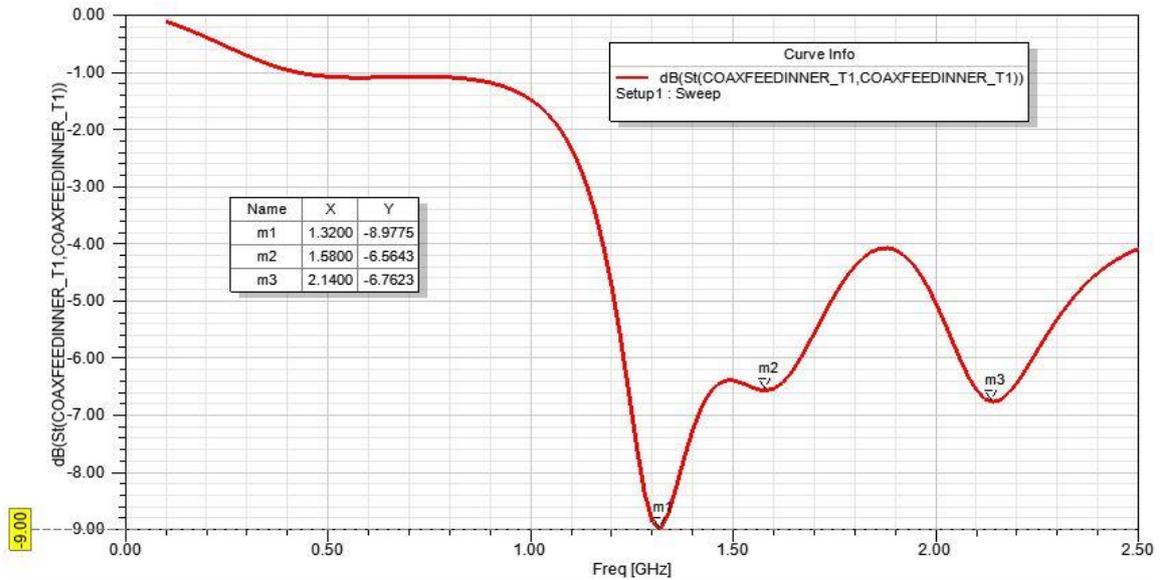


Figure III.4. Coefficient de réflexion obtenu par la première étape de conception.

D’après cette figure, l’antenne montre trois fréquences de résonance positionnées aux fréquences 1.32, 1.58 et 2.14 GHz. Mais l’adaptation d’impédance est faible pour les trois du fait que les valeurs du coefficient de réflexion sont plus grandes que -10 dB qui la valeur adoptée pratiquement pour les antennes.

III.3.2 La deuxième étape

La deuxième étape, on insère une fente ouverte d’un côté dans le GND dont les dimensions et la position sont optimisées d’une façon qui permet de couvrir la bande WMTS 0.608-0.614 GHz avec la plus petite valeur possible pour le coefficient de réflexion. L’optimisation finale résulte une fente de dimensions de 78x2 [mm.mm] positionnée à des distances de 17 [mm] et 2 [mm] par rapport aux bords à gauche et inférieur du GND, respectivement, comme l’indique la Figure III.5.

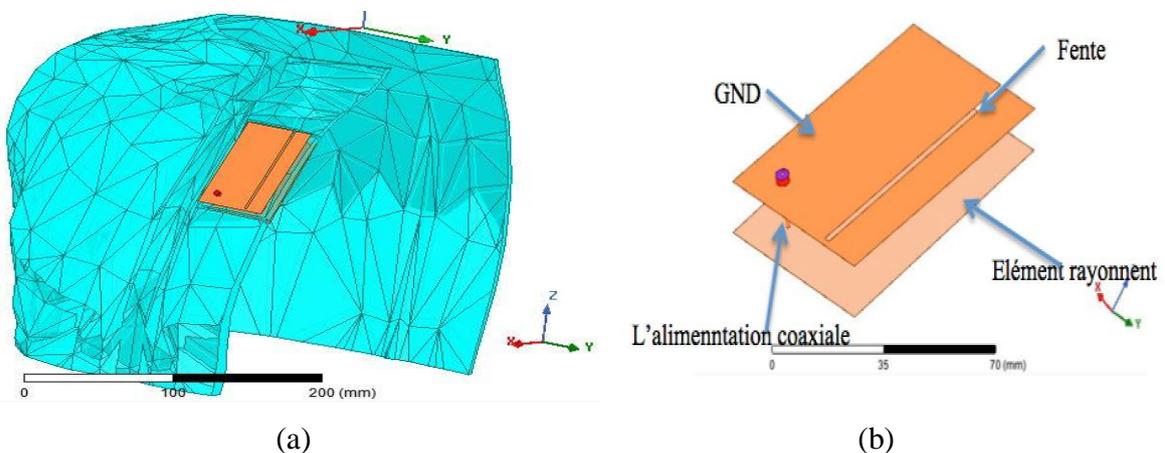


Figure III.5. Conception finale de notre antenne de vêtements.

Le coefficient de réflexion final obtenu est montré par la Figure III.6.

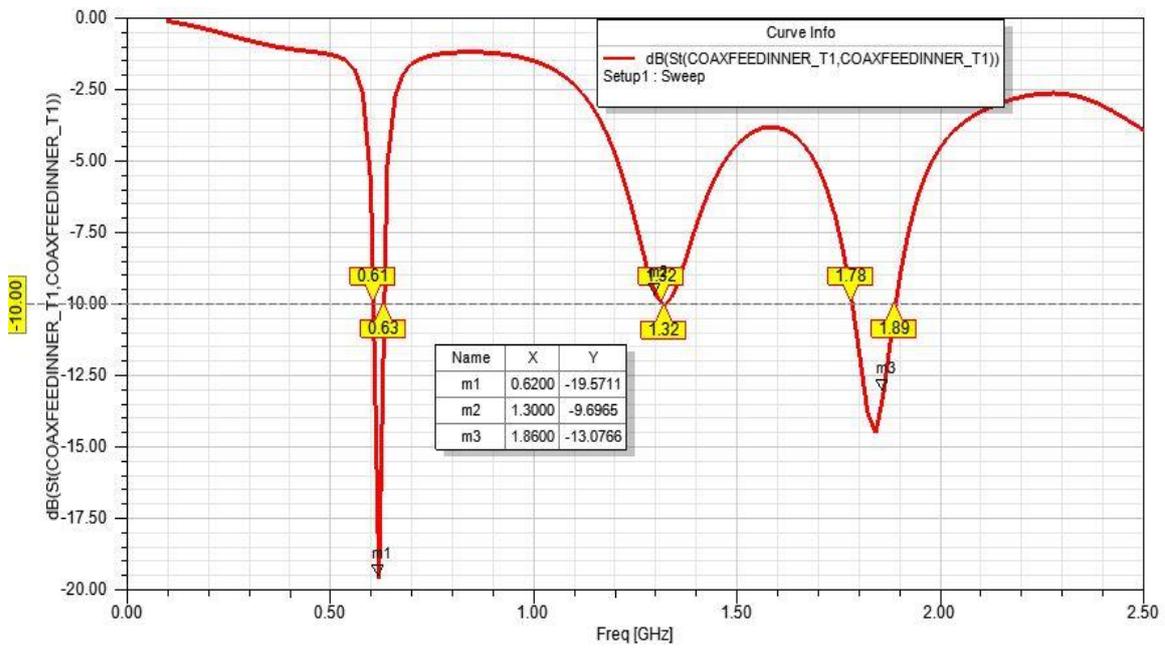


Figure III.6. Coefficient de réflexion finale de conception.

Cette figure montre que l'antenne conçue couvre la bande WMTS 0.608-0.614 GHz avec une résonance à la fréquence de 0.62 GHz. La valeur du coefficient de réflexion à cette fréquence égale à -19.57dB qui est une valeur très acceptable pratiquement.

Le taux d'onde stationnaire (VSWR) est une autre façon pour exprimer la qualité de l'adaptation d'antenne. La valeur de VSWR doit être inférieure à deux pour les fréquences appartiennent à la bande passante de l'antenne. Ce qui est confirmé par la Figure III.7.

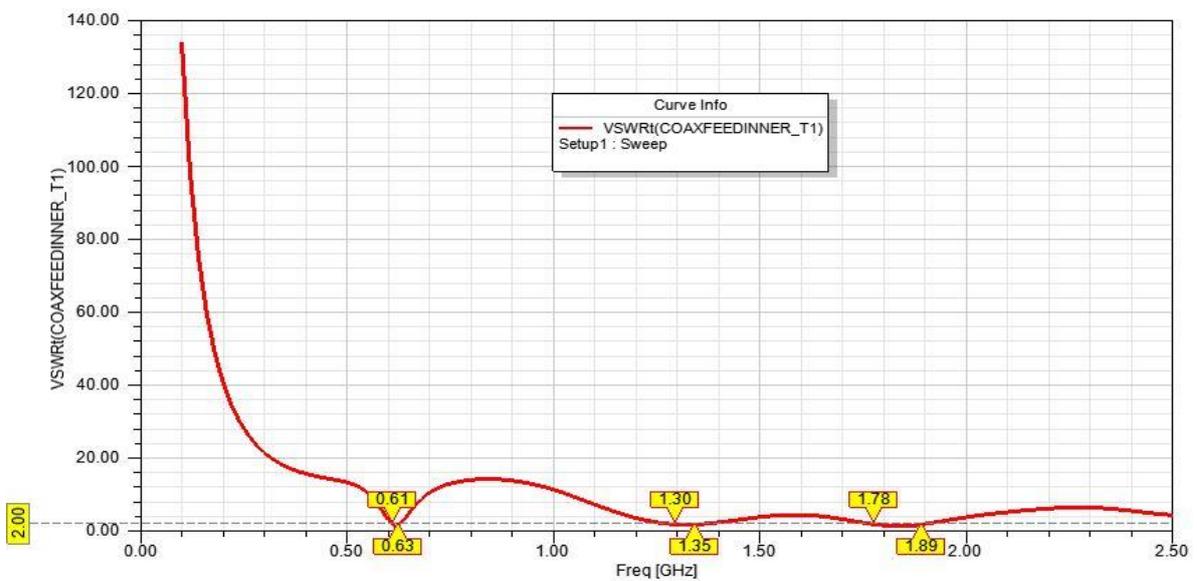


Figure III.7. Paramètre VSWR de l'antenne conçue en fonction de la fréquence.

La bande passante d'une antenne, d'une manière générale, est donnée par la relation suivante :

$$BP = \frac{\Delta f}{f_0} * 100 = \frac{f_2 - f_1}{f_0} * 100$$

Pour notre conception, cette relation donne $BP = \frac{0.63 - 0.61}{0.62} * 100 = 3.22\%$

Le diagramme de rayonnement de gain correspondant à la conception finale est donné par la figure III.8.

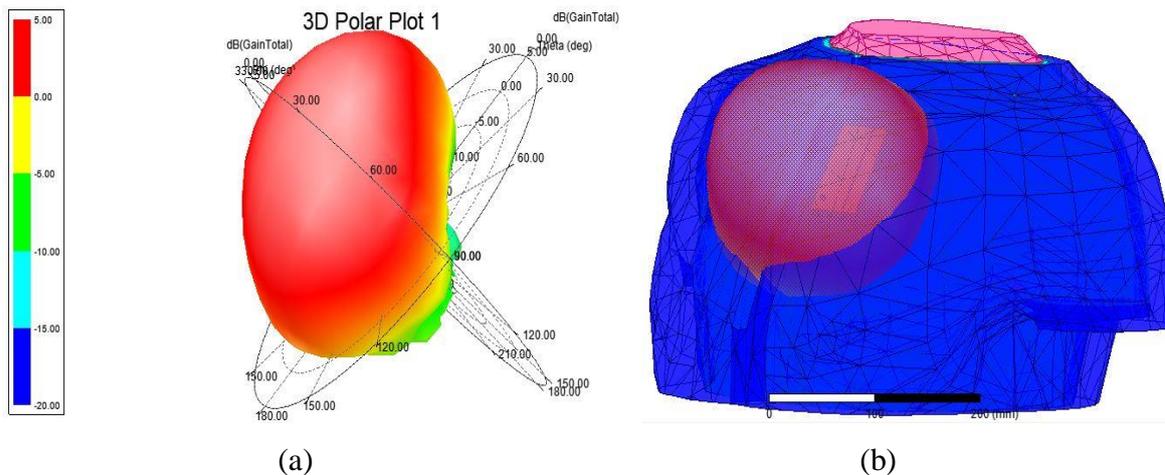


Figure III.8. Le diagramme de rayonnement de gain de l'antenne conçue, (a) en coordonnées sphériques et (b) en présence du corps humain et des vêtements.

D'après cette figure, on constate que le diagramme de rayonnement obtenu est omnidirectionnel vers l'extérieur ce qui est très favorisé pour les applications WBANs, Il donne plus de liberté au patient et permet d'établir le lien radiofréquence avec les routeurs dans toutes les directions. Pour la communication avec les implants, ce diagramme montre aussi un rayonnement vers l'intérieur du corps humain et par conséquent, l'établissement d'une communication avec le pacemaker, par exemple, reste possible.

III.4. L'influence de la largeur de la fente

Pour étudier l'effet de la largeur de la fente inséré dans le plan de masse, trois configurations sont simulées et comparées. En plus de la largeur obtenue dans la conception finale de 02 mm, on ajoute 1mm à la largeur une fois vers la gauche et une fois vers la droite. Les coefficients de réflexion obtenus pour les trois cas sont représentés par la figure III.9.

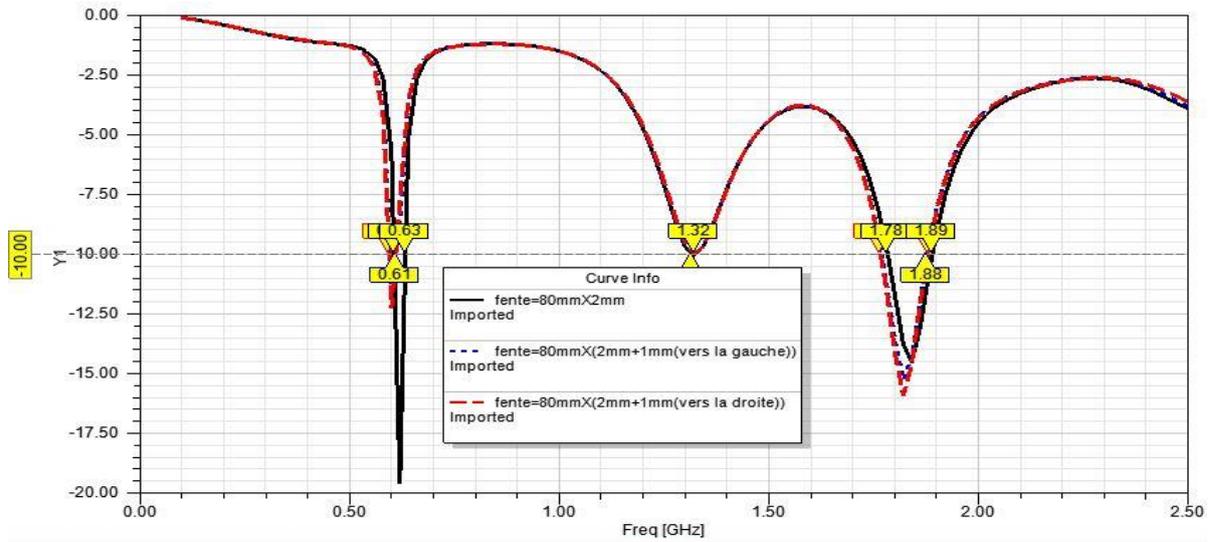


Figure III.9. L'effet de la largeur de la fente insérée dans le GND sur le coefficient de réflexion.

On constate que l'augmentation de la largeur de la fente insérée dans le GND conduit à une diminution de la plus petite fréquence de résonance avec moins d'adaptation, ce qui permet, avec une simulation prudente, de basculer vers une bande de fréquence réservée pour les réseaux WBANs telle que la bande MedRadio 401-406 MHz.

III.5. L'effet de présence / absence des vêtements

La conception faite suppose la présence de trois vêtements de propriétés diélectriques différents, ce qui n'est pas toujours le cas. Pour étudier l'effet de la présence ou l'absence d'un ou plusieurs vêtements sur le rendement de l'antenne conçue, le coefficient de réflexion obtenu par quatre cas possible est représenté par la figure III.10. Les quatre possibilités considérées sont : la présence des trois vêtements, l'absence du vêtement intérieur, l'absence du vêtement extérieur et l'absence des deux vêtements intérieur et extérieur.

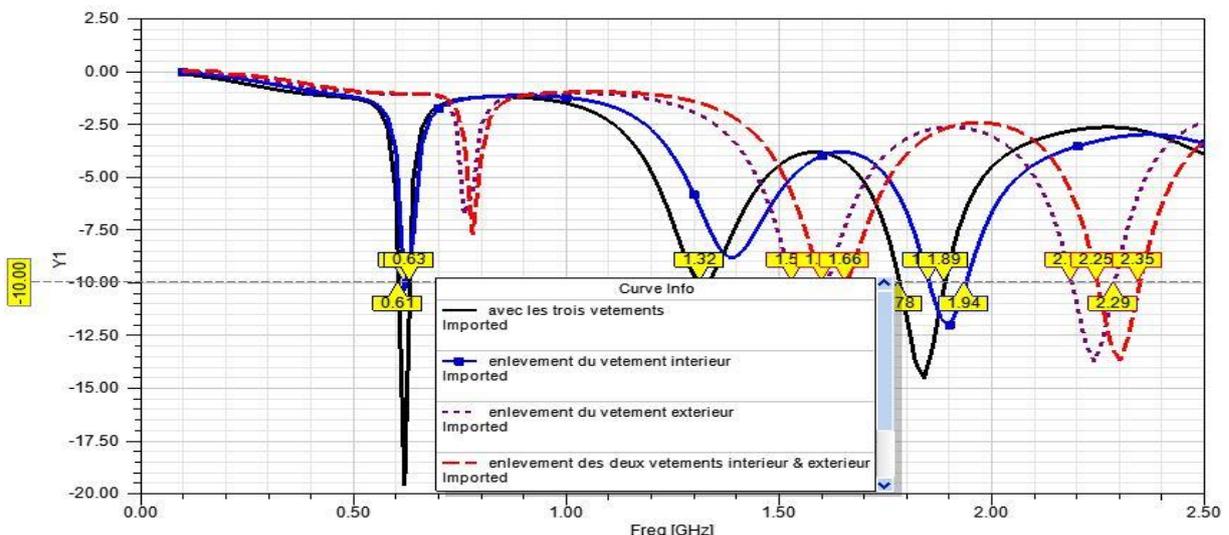


Figure III.10. L'effet de présence des vêtements sur le coefficient de réflexion.

La figure III.10 montre que la présence / l'absence des vêtements à un effet sur le coefficient de réflexion ainsi que l'adaptation. Cet effet se traduit par la diminution de la fréquence de résonance la plus basse et aussi par décroissance de l'adaptation correspondante à cette petite fréquence lorsque les deux vêtements intérieur et extérieur sont absents. L'influence de l'absence du vêtement intérieur seul est moins.

III.6. L'influence du type de vêtement

Aussi le type de vêtement peut se changer. Le coefficient de réflexion obtenu par changement du type de vêtement est représenté par la figure III.11. Effectivement, le type de vêtement n'affecte pas beaucoup le fonctionnement de l'antenne du fait que les propriétés diélectriques des vêtements ne sont pas très différents.

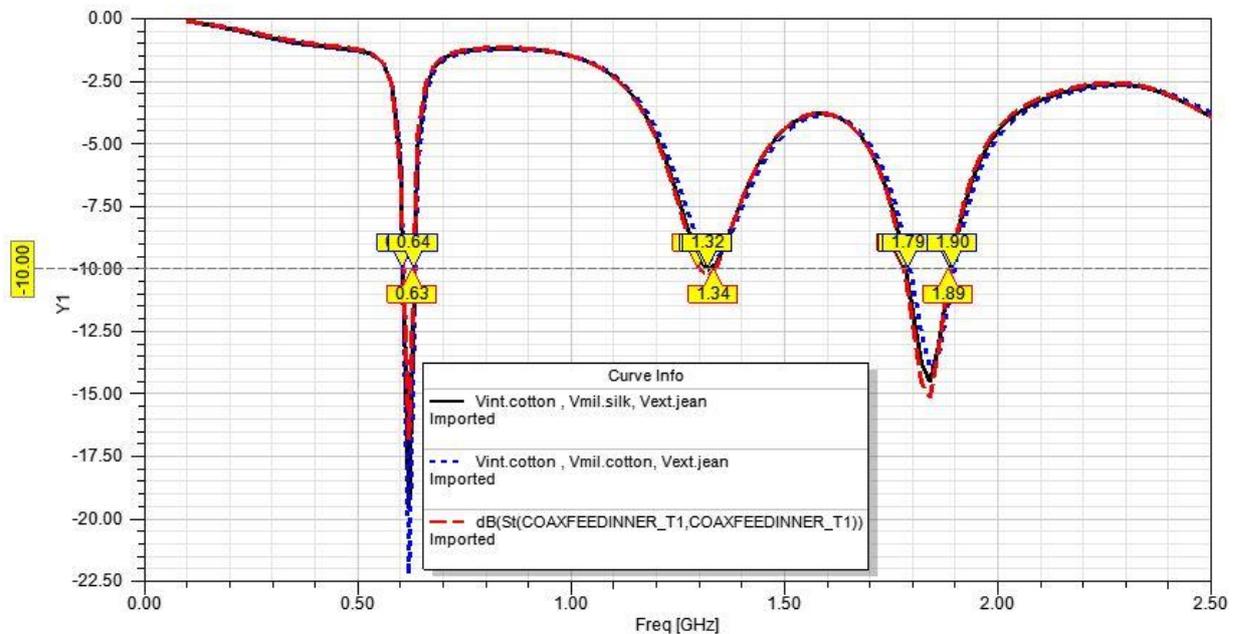


Figure III.11. L'effet des types des vêtements sur le coefficient de réflexion.

III.7. L'effet de l'insertion d'une fente dans l'élément rayonnant

L'effet de l'insertion d'une deuxième fente ouverte dans l'élément rayonnant sur le fonctionnement de l'antenne conçue a été aussi étudié. Les dimensions de cette fente sont 78x2 [mm X mm] et elle est placée à des distances de 17 [mm] et 2 [mm] par rapport le bord gauche et le bord inférieure de l'élément rayonnant, respectivement. La figure III.12 montre le coefficient de réflexion obtenu.

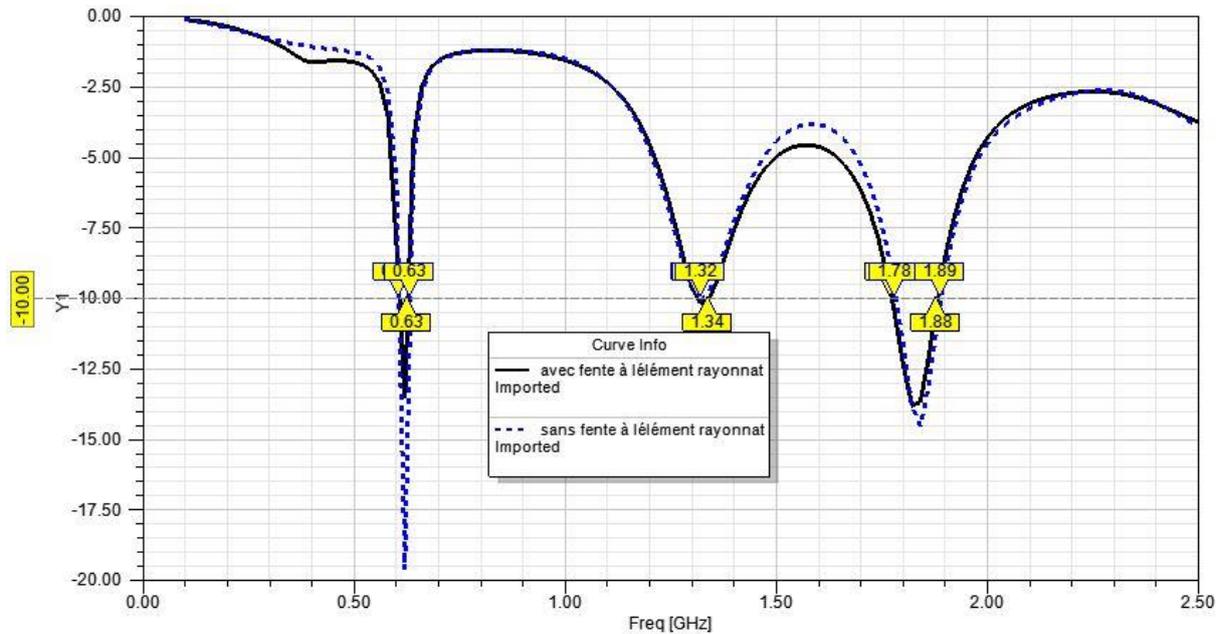


Figure III.12. L'effet de l'insertion d'une deuxième fente ouverte à l'élément rayonnant.

La figure III.12 montre que l'insertion de cette deuxième fente n'affecte pas les fréquences de résonances de l'antenne conçue. Néanmoins, une diminution de l'adaptation est remarquée pour la fréquence de résonance la plus petite.

III.8. Conclusion

Ce chapitre a été consacré à la conception et simulation d'une antenne de vêtements fonctionnelle sur la bande de fréquence WMTS 608-614 MHz. Après quelques étapes d'optimisation, une bonne adaptation a été obtenue pour cette antenne. Le volume considérable de la partie du corps humain utilisée pour cette simulation rend la compilation et l'analyse sous HFSS nécessite un temps d'exécution très important.

Les contraintes pour les antennes vêtements sont le changement du milieu entourant ainsi que les conditions de simulation. L'antenne conçue et simulée avoir un degré important de stabilité vis-à-vis le changement des considérations de simulation.

Conclusion générale

Conclusion générale

Ce travail de projet de mémoire a été consacré à la conception et simulation d'une antenne de vêtements pour les nœuds des réseaux corporels sans fils WBAN. Une large variété d'applications médicales et non-médicales est basée sur ces réseaux fonctionnels autour du corps humain. L'antenne est la clé de toute communication radiofréquence. Pour les applications médicales des réseaux WBANs, l'antenne donne plus de liberté au patient et assure une transmission des données en temps réel. La conception et simulation nécessite plusieurs connaissances qui dépendent des équations de Maxwell, le milieu de fonctionnement de l'antenne, les antennes et ses paramètres caractéristiques, le réseau dans lequel cette antenne sera utilisé et les bandes fréquences allouées.

La présence des tissus a un effet considérable sur le fonctionnement des antennes et comprises antennes vêtements. Les propriétés diélectriques des vêtements possèdent, aussi, un effet sur ces antennes. Les antennes planaires sont les antennes préférables pour les réseaux WBANs.

La complexité de l'ensemble des éléments qui doivent être considérés pour la simulation des antennes de vêtements nécessite l'utilisation des méthodes numériques. Pour notre travail, la méthode des éléments finis a été choisie, elle permet d'obtenir des résultats précis et le logiciel HFSS a été utilisé. Ce logiciel permet plusieurs degrés de liberté pour la simulation et représentation des résultats. Les résultats obtenus sont satisfaisants malgré le temps écoulé pour la simulation.

À la fin, nous espérons que notre modeste travail contribuera dans des prochains travaux concernant les antennes de vêtements surtout au sein de notre département.

Liste références

- [1]. Équations de Maxwell -, <https://www.techno-science.net/definition/3314.html>.
- [2]. C. S. BLANQUET, SYNOPHYSIQUE, https://www.sciences.univ-nantes.fr/sites/claude_saintblanquet/synophys/synodex.htm.
- [3] Jawad Ahmed FAROOQ « Etude du problème inverse en électromagnétisme en vue de la localisation des défauts de désaimantation dans les actionneurs à aimants permanents », Thèse de Doctorat, Université de Technologie de Belfort Mont-Beliard, France, 05 décembre 2008
- [4]. S. AIBECHE et I. BOUIT, “Contribution à la Modélisation Magnétothermique des Machines Electriques Synchrones à Aimants Permanents ,” memory, UNIVERSITE MOHAMED SEDDIK BEN YAHIA -JIJEL, 2019
- [5] Yamina BELKHIRI, " Modélisation des phénomènes électromagnétiques et mécaniques couples par la méthode des volumes finis (CVM) ", mémoire de magister, Spécialité électrotechnique, Université de Batna, 2003
- [6]. M. BELLANGER, Les Antennes Théorie, Conception et Applications . Paris: Dunod, 2009.
- [7]. kaoutar Hachemi et kouthar Yamani , “Réalisation d’un réseau d’antenne patch pour application RFID,” memory, Université –Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib, 2020
- [8]. Quelle est l’impédance d’entrée d’une antenne ? Impédance d’entrée d’antenne Détermination de l’impédance d’entrée d’antenne et de la résonance d’antenne, <https://ilyarm.ru/fr/chto-takoe-vhodnoe-soprotivlenie-antenny-vhodnoi-impedans-antenny-opredelenie-vhodnogo-soprotivleniya.html>.
- [9]. Impédance au point d’alimentation d’une antenne, <https://f5zv.pagesperso-orange.fr/RADIO/RM/RM08/RM08a/RM08a09.html>.
- [10]. Guennach mohamed, “Conception d’une antenne ‘PIFA’ multi-bandes pour applications sans fil,” Mémoire d’ingénieur présente à l’université Sidi Mohamed Ben Abdellah,
- [11]. M. RADJI and A. Abdessamad, “ Design d’une antenne TCR pour mini satellite de télécommunications en la bande Ku,” memory, Centre Universitaire de Ain Témouchent - BELHADJ Bouchaib, Département de Génie Electrique, 2020
- [12]. K. AYAICHA and A. BEN ZEKRI , “Conception d’une Nouvelle Antenne pour la Détection des Objets Enfouis,” thesis, Université 8 Mai 1945 – Guelma, 2020

- [13]. L. HAMZA , “LE T.O.S, le R.O.S,”
https://www.academia.edu/12584927/TOS_et_ROS.
- [14]. O. DIOP, “Etude et Minimisation du Facteur de Qualité d’Antennes Miniatures conçues pour de Petits Objets Communicants,” thesis, UNIVERSITE DE NICE-SOPHIA ANTIPOLIS, 27AD
- [15]. Telecommunications and Imaging Laboratory,
http://www.telecom.ulg.ac.be/teaching/notes/total1/elen008/node97_mn.html.
- [16]. Fatiha EL HATMI, “Conception d’antennes de communication à travers le corps humain pour le suivi thérapeutique,” thesis, PARIS-EST ÉCOLE DOCTORALE MSTIC, 21AD
- [17]. “Les types de modulation,” memoire,
https://www.memoireonline.com/04/15/9099/m_Influence-de-la-PIRE-sur-la-transmission-par-satellite-geostationnaire2.html.
- [18]. W. DEGHEFEL and R. MERZOUGUI , “Etude et conception d’une antenne patch ultra large bande ULB à bande rejetée,” memory, UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M’SILA, 2016
- [19]. A. BOURAIYOU, “Etude d’une antenne microruban excitée par une ligne imprimée,” thesis, Université de Batna -2-
- [20]. R. Shahbaz, “Caractérisation diélectrique de tissus biologiques multicouches à l’aide d’un biocapteur micro-ondes,” thesis, France 3Sorbonne Université, 8AD
- [21]. B. Garnier, “Développement de structures textiles communiquant en champs proches (NFC) pour le transfert d’énergie et de données autour du corps humain,” thesis, Université de Lille, 2018
- [22]. K. DIREM and A. BERTAL , “Évaluation de performance et qualité de service des réseaux sans fil WLAN,” thesis, Université 8Mai 1945 – Guelma, 2019
- [23]. A. KANDOUCI and A. BELABBAS, “GénérationEt Distribution De Clés Dans LesRéseaux De Capteurs CorporelsSans Fil (WBAN“s),” thesis, Université Abou Bakr Belkaid– Tlemcen, 2017
- [24]. Architecture d’un RCSF,
https://moodle.utc.fr/file.php/498/SupportWeb/co/Module_RCSF_33.html.
- [25]. J. Mololuwa Oyinola, “AUTHENTICATION IN A BODY AREA NETWORK (BAN) USING OPENSLL,” thesis, Ajayi Crowther Universit, 2016

[26]. S. SAADAOU, "Conception d'un système de communication sans fil industriel basé sur la transformée en ondelettes," thesis, l'Université de Lorraine

[27]. S. BOULDJADJ, "Sûreté de fonctionnement des Réseaux de Capteurs Médicaux," thesis, Université Ferhat Abbas -Sétif 1 Faculté des Sciences, 2020

[28]. R. Arie, "Standardization of Body Area Networks,"

https://www.researchgate.net/publication/224101302_Standardization_of_body_area_networks.

[29]. B. Meghni, "Contribution à l'amélioration des performances d'une chaîne énergétique éolienne," memory, UNIVERSITE BADJI MOKHTARANNABA, 2015

[30]. F. Tchouar and R. Bensenouci, "Etude et Conception D'une Antenne Micro ruban pour des applications WBAN," memory, Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent, 2016

[31]. W. H. Organization, "diabetes. Available," <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/diabetes>, 2020

[32]. S. BOULDJADJ, "Sûreté de fonctionnement des réseaux de capteurs médicaux," thesis, Université Ferhat Abbas -Sétif 1, 2020

[33] "Logiciel de Simulation ANSYS," cadfem, <https://www.cadfem-an.com/produits/ansys.html>.