

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd - Tlemcen -

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

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

En : Télécommunications

Spécialité : Systèmes des Télécommunications

Par : KHIAT IBTISSEM

&

KADDOUR MOHAMMED EL-MEHDI

Sujet

**Conception d'une antenne spirale en technologie micro-ruban
pour la détection des tumeurs**

Soutenu publiquement, le 29 / 06 / 2022 , devant le jury composé de :

M N. BOUKLI HACEN	Professeur	Univ de Tlemcen	Président
Mme Y. BELHADEF	Maître de conférences A	Univ de Tlemcen	Examinatrice
Mme H. BENOSMAN	Maître de conférences A	Univ de Tlemcen	Encadrante
M M.A. RABAH	Maître de recherche A	CDS/ASAL Oran	Co-Encadrant

Année universitaire : 2021/2022

Remerciements

Nos remerciements vont tout d'abord à ALLAH le tout puissant d'avoir nous avoir donné la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.

Nous adressons nos remerciements les plus sincères à notre encadrante Mme **BENOSMAN Hayet**, Maitre de conférences à la faculté de technologie, département de Télécommunications, et à notre Co-encadrant M **RABAH Mohammed Amine**. Merci pour votre disponibilité. Merci pour votre compréhension, votre grande gentillesse et pour la confiance que vous nous avez témoignés.

Nous remercions également les membres du jury M **BOUKLI HACEN Nouredine** et Mme **BELHADEF Yamina** qui se sont intéressés à notre étude et qui nous ont fait l'honneur d'accepter de juger notre travail.

Nos remerciements s'étendent également à tous, nos enseignants durant les années d'études.

Enfin nous tenons à remercier toute personne qui nous a aidé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicace

Au nom de Dieu, le clément, le très miséricordieux.

Je dédie ce modeste travail particulièrement à :

En premier lieu ceux que personne ne peut compenser les sacrifices qu'ils ont consentis pour mon éducation et mon bien-être à mes parents **Houcine** et **BENMALEK Zakia** qui se sont sacrifiés pour me prendre en charge tout au long de ma formation et qui sont l'origine de ma réussite que dieu les garde et les protèges.

A mon cher frère **Youcef**, mes chères sœurs **Nouara** et **Khaoula Imane** pour ses appuis et ses encouragements permanents.

A ma chère tante **BENMALEK Faïza** qui est comme seconde mère pour moi.

A mon cher cousin **SLIMANI Miloud**.

A mon binôme **KHIAT Ibtissem**, qui était gentille, patiente, et sérieuse dans notre travail.

A mon cher ami : **SERIARI Ayoub Amine** qui m'accordé son soutien dans les instants les plus difficiles.

A mes Proches amis, à mon cercle d'amis de la M2-ST, M2-RT, vous avez fait mon année chers amis.

Mohammed El-Mehdi

Dédicace

Je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donnée la santé et la volonté
d'entamer et de terminer ce mémoire.

Je dédie ce modeste travail accompagné d'un profond amour :

À celle qui a souffert sans me laisser souffrir,
Qui m'a arrosé de tendresse et d'espoir, à la source d'amour qui m'a bénie par
ces prières : mon adorable mère **BOURDIM Nadjat**, que Dieu la protège et la
garde pour nous.

À mes merveilleuse sœurs **CHAIMA** et **RADJAE**.

À mes chères grands parent **KHADIR** et **HALIMA** qui m'ont encouragé tout au
long de mes études.

À toute ma famille mes tantes, mon oncle, mes cousins et cousines.

À mon binôme **KADDOUR Mohammed El-Mehdi** pour son soutien moral, sa
patience et sa compréhension tout au long de ce projet.

À tous mes amis et les personnes les plus proches de mon cœur **AMINE,**
MERIEM, ASMA, IMENE, KHAOULA, HANANE, CHAHRA, SOUMIA.

IBTISSEM

Résumé

La technique d'imagerie par micro-ondes est une technique prometteuse pour les applications médicales, notamment pour la détection des tumeurs cancéreuses dans le sein. Elle présente également plusieurs avantages par rapport aux autres techniques existantes. L'imagerie par micro-ondes utilise les antennes patch micro-ruban comme partie intégrante. L'antenne patch micro ruban, comme son nom suggère qu'il s'agit d'une antenne de faible poids et de petite taille.

Ce mémoire a pour but de concevoir une antenne spirale en technologie micro-ruban pour la détection des tumeurs. Après quelques rappels sur le fonctionnement théorique des antennes patches, nous avons conçu une antenne spirale rectangulaire à un bras alimentée par un câble coaxial. Les résultats de la simulation de l'antenne conçue qui est appliquée au modèle de fantôme de sein affecté par le cancer ont été achevés en employant le simulateur CST Microwave Studio. Les résultats obtenus de l'antenne proposée tel que le coefficient de réflexion, la bande passante et le gain, démontrent que cette antenne peut effectivement être utilisée pour ce type d'application.

Mots clés : Imagerie par micro-ondes, cancer du sein, antenne patch, antenne spirale, CST Microwave Studio.

Abstract

Microwave imaging is a promising technique for medical applications, especially for the detection of cancerous tumors in the breast. It also has several advantages over other existing techniques. Microwave imaging uses microstrip patch antennas as an integral part. The microstrip patch antenna, as the name suggests, is a small, lightweight antenna.

This thesis aims to design a spiral antenna in microstrip technology for tumor detection. After some background on the theoretical operation of patch antennas, we designed a rectangular single-arm spiral antenna fed by a coaxial cable. Simulation results of the designed antenna which is applied to the cancer breast phantom model were completed using the CST Microwave Studio simulator. The results obtained from the proposed antenna such as reflection coefficient, bandwidth and gain, demonstrate that this antenna can indeed be used for this type of application.

Keywords: Microwave imaging, breast cancer, patch antenna, spiral antenna, CST Microwave Studio.

الملخص

تقنية التصوير بالميكروويف، وهي تقنية واعدة للتطبيقات الطبية، وخاصة للكشف عن الأورام السرطانية في الثدي، كما أن لها العديد من المزايا مقارنة بالتقنيات الأخرى الموجودة. يستخدم التصوير بالميكروويف هوائيات تصحيح الشريط المجهرية كجزء لا يتجزأ منه. هوائي التصحيح كما يوحي اسمه، هو هوائي منخفض الوزن وصغير الحجم.

يهدف هذا المشروع إلى تصميم هوائي حلزوني في تقنية الشريط الصغير للكشف عن الأورام. بعد بعض الذكريات حول التشغيل النظري لهوائيات التصحيح، قمنا بتصميم هوائي حلزوني مستطيل الشكل بذراع واحدة مدعوم بكابل محوري. تم الانتهاء من نتائج محاكاة الهوائي المصمم الذي يتم تطبيقه على نموذج الثدي الوهمي المصاب بالسرطان باستخدام محاكي CST Microwave Studio.

الكلمات المفتاحية: تصوير الميكروويف، سرطان الثدي، هوائي التصحيح، هوائي حلزوني.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS	I
DEDICACE	II
RESUME	IV
LISTE DES FIGURES	IX
LISTE DES TABLEAUX	XI
INTRODUCTION GENERALE	2

CHAPITRE I : GENERALITES SUR LES ANTENNES

I.1 INTRODUCTION	5
I.2 DEFINITION D'UNE ANTENNE.....	5
I.3 HISTORIQUE SUR LES ANTENNES	6
I.4 LES CARACTERISTIQUES D'ANTENNE.....	7
I.4.1 L'impédance d'entrée.....	7
I.4.2 Polarisation.....	8
I.4.2.1 Polarisation rectiligne ou linéaire.....	8
I.4.2.2 Polarisation circulaire	8
I.4.2.3 Polarisation elliptique.....	9
I.4.3 Le diagramme de rayonnement.....	10
I.4.4 Angle d'ouverture	10
I.4.5 Directivité et Gain.....	11
I.4.6 Bande passante.....	11
I.4.7 Le coefficient de réflexion et taux d'onde stationnaire (TOS).....	12
I.5 LES ANTENNES IMPRIMEES	13
I.5.1 Structure d'antenne patch	13
I.5.2 Caractéristiques de base.....	14
I.5.3 Différentes formes de l'antenne patch	15
I.5.4 Les avantages et les inconvénients.....	16
I.5.5 Techniques d'alimentation.....	17
I.5.5.1 Alimentation par contact.....	17
I.5.5.1.1 Alimentation par ligne micro ruban	17
I.5.5.1.2 Alimentation par sonde coaxiale.....	18
I.5.5.2 Alimentation par couplage (sans contact).....	18
I.5.5.2.1 Alimentation par couplage par fente (ouverture)	18

I.5.5.2.2 Alimentation par couplage de proximité	19
I.5.5.2.3 Alimentation par guide d'onde coplanaire	20
I.5.6 Techniques d'adaptation des antennes patch.....	20
I.5.6.1 Adaptation par ligne quart d'onde.....	21
I.5.6.2 Adaptation par STUB.....	21
I.5.6.3 Adaptation avec encoche	22
I.5.7 Méthodes d'analyse.....	22
I.5.7.1 Méthodes analytiques	22
I.5.7.2 Méthodes numériques exactes	23
I.5.8 Domaines d'applications	23
I.6 CONCLUSION.....	24
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	

CHAPITRE II : INTRODUCTION A L'IMAGERIE MICRO-ONDE

II.1 INTRODUCTION.....	28
II.2 MORPHOLOGIE DU SEIN	28
II.3 QU'EST-CE QUE LE CANCER DU SEIN ?.....	29
II.4 PROPRIETES ELECTRIQUES DU TISSU MAMMAIRE.....	30
II.4.1 Le tissu malin.....	32
II.4.2 Le tissu mammaire	32
II.5 TECHNIQUES DE DEPISTAGE DU CANCER DU SEIN	32
II.5.1 La mammographie	33
II.5.1.1 Avantages	33
II.5.1.2 Inconvénients	33
II.5.2 Imagerie par ultrasons (échographie)	34
II.5.2.1 Avantages	34
II.5.2.2 Inconvénients	35
II.5.3 Imagerie par Résonance Magnétique ou IRM.....	35
II.5.3.1 Avantages	36
II.5.3.2 Inconvénients	36
II.6 SYSTEME D'IMAGERIE PAR MICRO-ONDE.....	36
II.6.1 Radiométrie micro-ondes.....	38
II.6.2 Imagerie thermo-acoustique induite par micro-ondes.....	38
II.6.3 Microscopie à micro-ondes	38
II.6.4 Tomographie par micro-ondes.....	39
II.6.5 Imagerie par micro-ondes guidée par ultrasons.....	39

II.6.6 Technique radar ultra-large bande	39
II.7 AVANTAGES ET INCONVENIENTS DE L'IMAGERIE MICRO-ONDE.....	40
II.7.1 Avantages	40
II.7.2 Inconvénients	40
II.8 CONCLUSION	40
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	

CHAPITRE III : CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE PATCH EN FORME SPIRALE POUR LA DETECTION TUMORALE

III.1 INTRODUCTION	45
III.2 LES ANTENNES SPIRALES	45
III.2.1 Définition	45
III.2.2 Les caractéristiques d'une antenne spirale.....	45
III.3 CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE	46
III.3.1 Présentation du logiciel CST MWS.....	46
III.3.2 Choix du substrat.....	47
III.3.3 Conception de l'antenne spirale	48
III.3.4 Géométrie d'antenne spirale.....	49
III.3.5 L'alimentation par câble coaxial	50
III.4 RESULTATS DE SIMULATION.....	51
III.4.1 Coefficient de réflexion $S_{1,1}$	51
III.4.2 Taux d'onde stationnaire VSWR	51
III.5 ETUDE PARAMETRIQUE	52
III.5.1 Coefficient de réflexion $S_{1,1}$	53
III.5.2 Taux d'onde stationnaire VSWR	54
III.5.3 Le gain.....	54
III.5.4 Diagramme de rayonnement.....	55
III.6 MODELE DE SEIN AVEC L'ANTENNE SPIRALE RECTANGULAIRE	57
III.7 RESULTATS ET ANALYSE	59
III.7.1 Coefficient de réflexion.....	59
III.7.2 Rapport d'onde stationnaire VSWR.....	60
III.7.3 Diagramme de rayonnement en 2D.....	60
III.7.4 Efficacité du rayonnement	61
III.7.5 Débit d'absorption spécifique (Specific absorption rate)	61
III.7.6 Etude comparative.....	64

III.8 CONCLUSION.....	65
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	
CONCLUSION GENERALE	69

LISTE DES FIGURES

CHAPITRE I : GENERALITES SUR LES ANTENNES

Figure I-1 : Antenne d'émission et antenne de réception	5
Figure I-2 : Impédance d'entrée d'une antenne	7
Figure I-3 : Polarisation linéaire.	8
Figure I-4 : Polarisation circulaire.	9
Figure I-5 : Polarisation elliptique.	9
Figure I-6 : Représentation du diagramme de rayonnement d'une antenne.	10
Figure I-7 : Représentation d'angle d'ouverture.	11
Figure I-8 : Bande passante.....	12
Figure I-9 : Structure d'antenne Patch, (a) Patch circulaire, (b) Patch rectangulaire.	13
Figure I-10 : Schéma descriptif d'une antenne imprimée.	14
Figure I-11 : Géométrie d'une antenne patch.	15
Figure I-12 : Différentes formes d'antenne micro-ruban.	16
Figure I-13 : Alimentation par une ligne microstrip (micro ruban).	17
Figure I-14 : Alimentation par sonde coaxiale.....	18
Figure I-15 : Alimentation par couplage à ouverture.....	19
Figure I-16 : Alimentation par couplage de proximité.....	19
Figure I-17 : Alimentation par guide d'onde coplanaire.....	20
Figure I-18 : Adaptation par une ligne quart d'onde.	21
Figure I-19 : Adaptation par STUB	21
Figure I-20 : Adaptation avec encoche.	22

CHAPITRE II : INTRODUCTION A L'IMAGERIE MICRO-ONDE

Figure II-1 : Anatomie du sein [7].	29
Figure II-2 : Cancer in situ et cancer infiltrant [7].	30
Figure II-3 : Propriétés électriques du muscle, de la graisse et de peau humains à 37°C, (a) permittivité relative, (b) conductivité.....	31
Figure II-4 : Permittivité et conductivité relatives mesurées.....	32
Figure II-5 : Unité d'imagerie par mammographie à rayons X.....	33
Figure II-6 : Système d'imagerie par ultrasons.	34

Figure II-7 : Imagerie par résonance magnétique (IRM).....	35
Figure II-8 : Classification des systèmes d'imagerie micro-onde.	37

CHAPITRE III : CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE PATCH EN FORME SPIRALE POUR LA DETECTION TUMORALE

Figure III-1 : Conception d'antenne spirale à un seul bras	48
Figure III-2 : Géométrie de l'antenne proposée	49
Figure III-3 : Alimentation par câble coaxial	50
Figure III-4 : Coefficient de réflexion $S_{1,1}$	51
Figure III-5 : Taux d'onde stationnaire VSWR	52
Figure III-6 : Etude paramétrique selon w	52
Figure III-7 : Etude paramétrique selon la longueur du plan de masse L	53
Figure III-8 : Coefficient de réflexion à 5 GHz.....	54
Figure III-9 : Taux d'onde stationnaire à la fréquence souhaitée	54
Figure III-10 : Gain en fonction de la fréquence de résonance	55
Figure III-11 : Diagramme de rayonnement en 2D ; (a) plan (E) ; (b) plan(H)	56
Figure III-12 : Diagramme de rayonnement en 3D ;(a) le gain;(b) la directivité.....	57
Figure III-13 : Différentes parties du modèle de sein conçu	58
Figure III-14 : (a) Modèle de sein affecté par le cancer avec l'antenne spirale ; (b) l'emplacement de la tumeur	59
Figure III-15 : Le coefficient de réflexion de l'antenne avec tumeur	59
Figure III-16 : Rapport d'onde stationnaire VSWR avec tumeur	60
Figure III-17 : Diagramme de rayonnement dans le fantôme du sein affecté par le cancer...	60
Figure III-18 : L'efficacité de rayonnement de l'antenne avec tumeur.....	61
Figure III-19 : Calcul du SAR (1 gramme de tissu)	63
Figure III-20 : Diagramme de rayonnement 3D (directivité) dans le modèle de sein affecté par le cancer	63
Figure III-21 : L'emplacement prédit de la tumeur	64

LISTE DES TABLEAUX

Tableau III-1 Paramètres de l'antenne spirale à un bras	49
Tableau III-2 Paramètre du câble coaxial.....	50
Tableau III-3 Différentes valeurs de paramètres des tissus mammaires	58
Tableau III-4 Résultats de calcul du SAR	62
Tableau III-5 Comparaison du modèle de l'antenne proposée et ceux des différents articles.....	65

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale

En 2020, il y avait 2,3 millions de femmes diagnostiquées avec un cancer du sein et 685 000 décès dans le monde. À la fin de 2020, 7,8 millions de femmes en vie avaient reçu un diagnostic de cancer du sein au cours des 5 dernières années, ce qui en fait le cancer le plus répandu au monde (selon l'organisation mondiale de la santé). De ces statistiques, il ressort qu'il est d'une importance immédiate et indiscutable de trouver de nouvelles méthodes de détection précoce du cancer du sein afin de fournir un traitement aux patientes le plus tôt possible. Cela permettra non seulement de réduire les taux de mortalité et d'incidence, mais aussi d'alléger considérablement les exigences en matière de traitement et de chirurgie, ainsi que les coûts impliqués pour le système de soins de santé.

Actuellement, la technologie de détection du cancer du sein utilisée pour diagnostiquer le sein a été largement utilisée, notamment les rayons X (mammographie), les ultrasons, l'IRM (imagerie par résonance magnétique) et autres. Cependant, ces technologies ont certaines limitations de forme de problème. Tels que la compression du sein et les rayonnements ionisants.

Récemment, les applications médicales, la fréquence micro-onde a été appliquée pour la détection des tumeurs mammaires. La détection du cancer du sein par micro-ondes est une technique alternative peu coûteuse et non invasive pour détecter la tumeur. Il peut être évitable un rayonnement ionisant et une compression du sein, et avoir une grande précision pour détecter une tumeur mammaire. La technique de base pour détecter une tumeur du sein est basée sur une importante propriété diélectrique qui contraste entre les tissus normaux et les tissus malins à la fréquence des micro-ondes. En tant que propriété diélectrique élevée des tissus malins, le champ électrique et la perte d'absorption seront donc plus importants que les tissus normaux, de sorte que nous pouvons identifier l'emplacement de la tumeur mammaire.

Ce travail, débuté en février 2022, s'inscrit dans le cadre d'une continuité de la recherche sur les antennes patch. Notre objectif consiste à concevoir et à simuler une antenne patch en forme spirale pour la détection des tumeurs. Pour ce faire, nous nous appuyons sur la théorie des antennes pour déterminer les paramètres géométriques de notre antenne proposée, en utilisant le logiciel CST MICROWAVE STUDIO comme outil de simulation pour notre travail.

Ce mémoire se compose en trois chapitres ; le premier chapitre, dresse un état de l'art des antennes. Nous présentons en premier temps, leurs définitions, ainsi que leurs caractéristiques principales. Nous définissons par la suite les différents types d'antennes qui existent dans la littérature, notamment celles des antennes imprimées. Nous exposons alors quelques caractéristiques de ces dernières, leurs avantages ainsi que leurs inconvénients.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons l'anatomie du sein, ainsi que les différents cancers du sein, les différentes techniques utilisées pour le dépistage du cancer du sein. Ensuite, nous exposerons le système de l'imagerie par micro-ondes.

Le troisième sera consacré à la présentation des étapes de conception et d'optimisation d'une antenne patch en forme spirale. Nous allons commencer par une présentation du logiciel de simulation CST. Ce simulateur sera utilisé pour la conception. Un modèle de fantôme du sein en présence de tumeur sera utilisé puis les résultats de simulation seront présentés. Des résultats de calcul du débit d'absorption spécifique seront présentés et détaillés, puis une étude comparative à la fin de ce chapitre a été élaborée. Enfin, nous terminerons ce mémoire par une conclusion générale.

Chapitre I :

Généralités sur les antennes

I.1 Introduction

Les antennes à profil bas sont essentielles dans les applications aérospatiales et militaires où une petite taille, un poids léger, un faible coût, des performances élevées et une facilité de mise en œuvre sont principalement requis. De nos jours, avec le développement rapide des télécommunications, ces contraintes se retrouvent dans les applications sans fil commerciales. Afin de répondre à ces exigences, un nouveau type d'antenne a été proposé : les antennes imprimées.

Dans ce chapitre, nous présentons d'abord la définition générale, l'historique, les types et caractéristiques de base des antennes. Ensuite, nous allons nous intéresser aux antennes imprimées, leurs domaines d'utilisation, leurs avantages et inconvénients, et les différentes techniques d'alimentation. Enfin, nous terminerons ce chapitre en passant brièvement en revue les principes de certaines méthodes d'analyse de ces antennes.

I.2 Définition d'une antenne

Une antenne est un dispositif passif qui convertit l'énergie électrique d'un signal transmis le long d'une ligne en énergie électromagnétique transmise par des ondes électromagnétiques rayonnant dans l'espace libre et vice-versa [1]. Ce dispositif est en général réciproque. Lorsqu'il est utilisé pour transmettre l'énergie électromagnétique d'une source radioélectrique vers le milieu de propagation, on l'appelle antenne d'émission. Par contre, lorsqu'il est utilisé en sens inverse, on l'appelle antenne de réception. Une antenne peut être représentée par le schéma suivant :

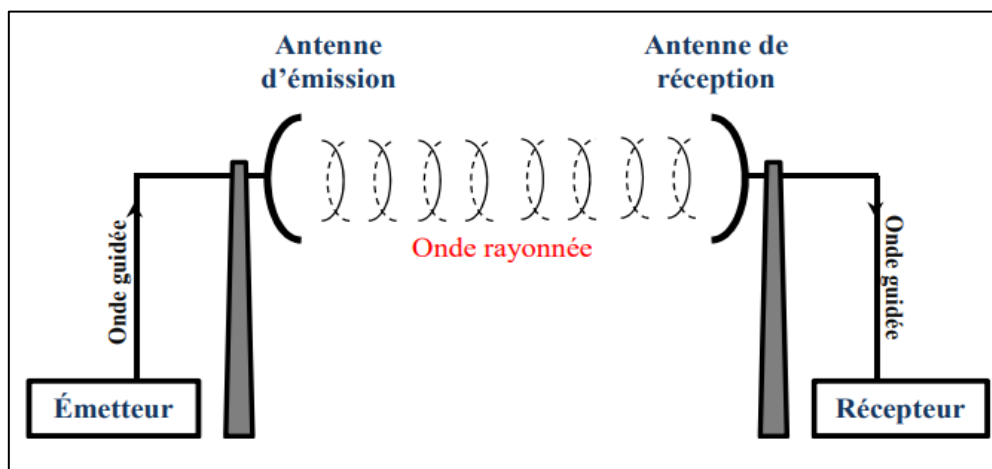


Figure I-1 : Antenne d'émission et antenne de réception

L'antenne peut être utilisée (en particulier dans un système de communication) pour diriger l'énergie du rayonnement dans une direction, et de la réduire ou l'annuler dans d'autres directions selon les fréquences. Ceci dit, l'antenne n'est plus seulement un outil de transmission, mais également un dispositif de transition [2].

I.3 Historique sur les antennes

Les premières expériences impliquant le couplage de l'électricité et du magnétisme et montrant une relation définitive ont été réalisées par Faraday vers les années 1830. Il a fait glisser un aimant autour des bobines d'un fil attaché à un galvanomètre. En déplaçant l'aimant, il créait en fait un champ magnétique variable dans le temps qui, par conséquent (d'après les équations de Maxwell), devait avoir un champ électrique variable dans le temps. La bobine a agi comme une antenne en boucle et a reçu le rayonnement électromagnétique, qui a été reçu (détecté) par le galvanomètre (le travail d'une antenne). Il est intéressant de noter que le concept d'ondes électromagnétiques n'avait même pas été imaginé à ce moment-là.

Heinrich Hertz a développé un système de communication sans fil dans lequel il a forcé une étincelle électrique à se produire dans l'espace d'une antenne dipolaire. Il a utilisé une antenne en boucle comme récepteur et a observé une perturbation similaire. C'était en 1886. En 1901, Marconi envoyait des informations de l'autre côté de l'Atlantique. Pour une antenne d'émission, il a utilisé plusieurs fils verticaux fixés au sol. De l'autre côté de l'océan Atlantique, l'antenne de réception était un fil de 200 mètres maintenu par un cerf-volant [3].

En 1906, l'Université Columbia avait une station sans fil expérimentale où ils utilisaient une cage aérienne émettrice. Il s'agissait d'une cage composée de fils et suspendue dans les airs, ressemblant à une cage [4].

Un aperçu de certaines antennes majeures et de leurs dates de découverte/fabrication est répertorié :

- Antenne Yagi-Uda, années 1920.
- Antennes à corne, 1939. Fait intéressant, la littérature sur les premières antennes parlait des guides d'ondes comme de « tuyaux métalliques creux ».
- Réseaux d'antennes, années 1940
- Réflecteurs paraboliques, fin des années 1940
- Antennes patch, années 1970.

- PIFA, années 1980.

I.4 Les caractéristiques d'antenne

I.4.1 L'impédance d'entrée

Il s'agit donc du rapport complexe observé entre la tension et le courant à l'entrée d'une antenne en émission.

$$Z_e = \frac{V_e}{I_e} \quad \text{I-1}$$

Une antenne prise entre ses deux bornes d'accès constitue donc un dipôle ayant une impédance complexe.

$$Z_e = R + jX \quad \text{I-2}$$

La partie réelle de l'impédance R_{ant} regroupe la résistance de pertes et la résistance de rayonnement de l'antenne et elle s'écrit comme suit :

$$R_{ant} = R_{pertes} + R_{ray} \quad \text{I-3}$$

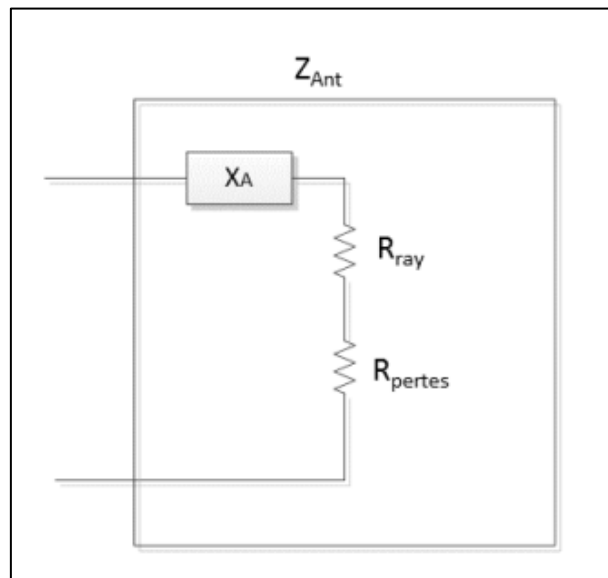


Figure I-2 : Impédance d'entrée d'une antenne

L'utilité de cette notion est importante pour assurer les meilleurs transferts d'énergie entre les antennes et les dispositifs qui y sont connectés grâce aux techniques d'adaptation.

Très souvent, les constructeurs des antennes cherchent à obtenir une résistance pure en partie réelle $R= 50\Omega$, et nulle en partie imaginaire $X= 0$.

I.4.2 Polarisation

Une antenne émet une onde électromagnétique qui est décrite par 3 vecteurs [5]:

K , le vecteur d'onde qui est colinéaire à la direction de propagation.

E , le vecteur champ électrique.

H , le vecteur champ magnétique.

Il existe 3 types de polarisation :

I.4.2.1 Polarisation rectiligne ou linéaire

Lorsque le champ électrique E se propage dans une direction qui reste constante dans le temps, la polarisation d'une onde est dite linéaire [5].

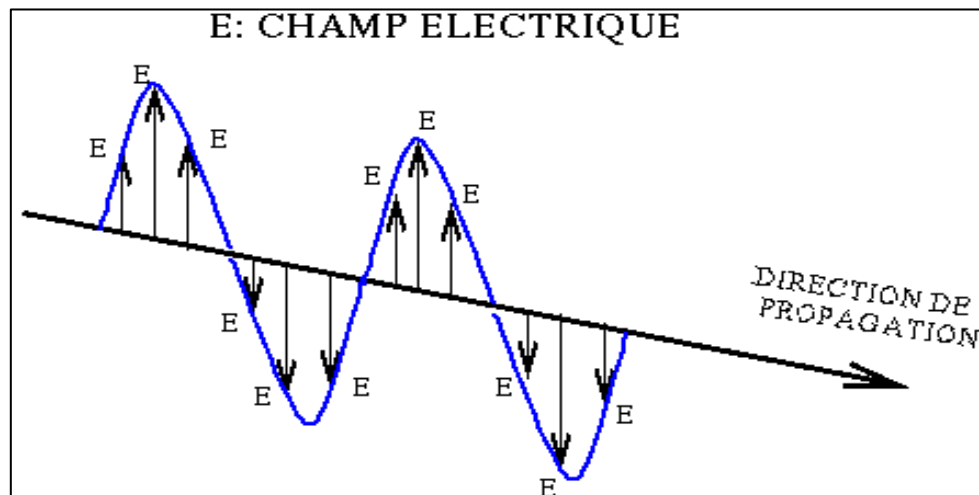


Figure I-3 : Polarisation linéaire

I.4.2.2 Polarisation circulaire

Lorsque le champ électrique E décrit une spirale de section circulaire dans le temps, la polarisation de l'onde est dite circulaire.

La projection de l'extrémité E peut être décrite en fonction du temps dans un sens ou dans l'autre : on dit alors polarisation circulaire droite ou polarisation circulaire gauche [5].

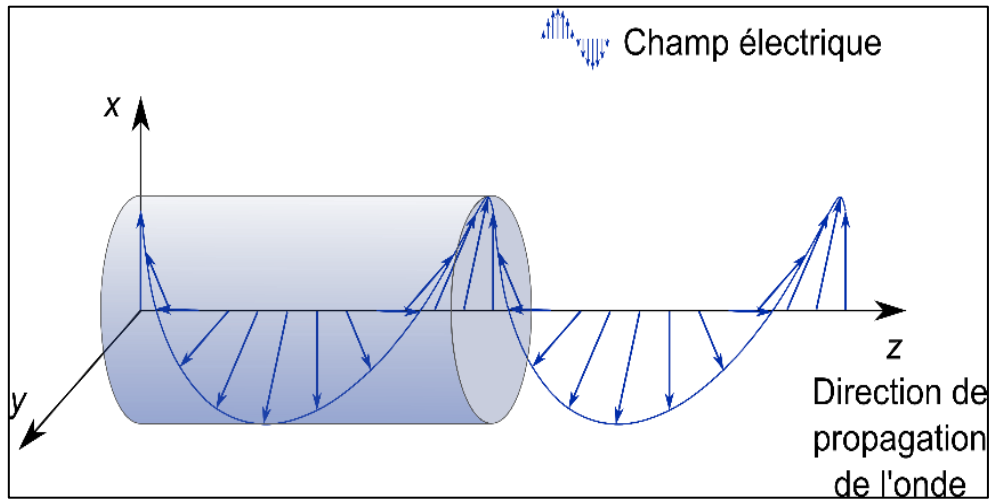


Figure I-4 : Polarisation circulaire

I.4.2.3 Polarisation elliptique

Dans ce cas, lorsque le vecteur E est projeté dans un plan orthogonal à la propagation, ses extrema décrivent une ellipse.

Comme pour la polarisation circulaire, il existe une distinction entre la polarisation elliptique droite et la polarisation elliptique gauche [5].

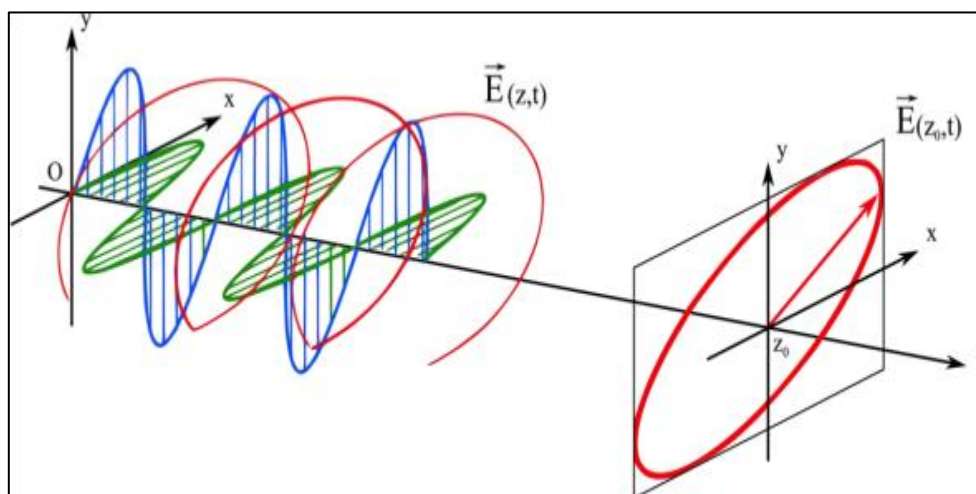


Figure I-5 : Polarisation elliptique

I.4.3 Le diagramme de rayonnement

Une antenne isotrope, c'est-à-dire qui rayonne de la même façon dans toutes les directions, est un modèle théorique qui ne peut être réalisé. En pratique, l'énergie rayonnée par une antenne est répartie dans l'espace, dont certaines directions étant privilégiées : ce sont les « lobes rayonnants ».

Le diagramme de rayonnement représente les variations de la puissance rayonnée par l'antenne dans les différentes directions de l'espace. Il permet de visualiser les lobes dans l'espace tridimensionnel dans le plan horizontal, dans le plan vertical incluant le lobe le plus important [6].

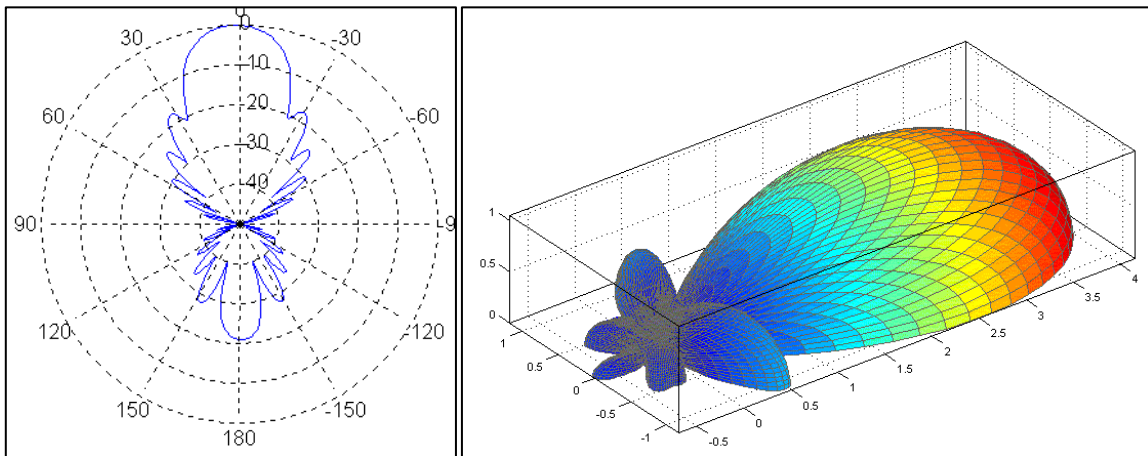


Figure I-6 : Représentation du diagramme de rayonnement d'une antenne

I.4.4 Angle d'ouverture

Il s'agit de l'angle entre les deux directions autour du lobe principal où la puissance rayonnée est égale à la moitié (-3 dB) de la puissance rayonnée dans la direction de rayonnement maximale [6].

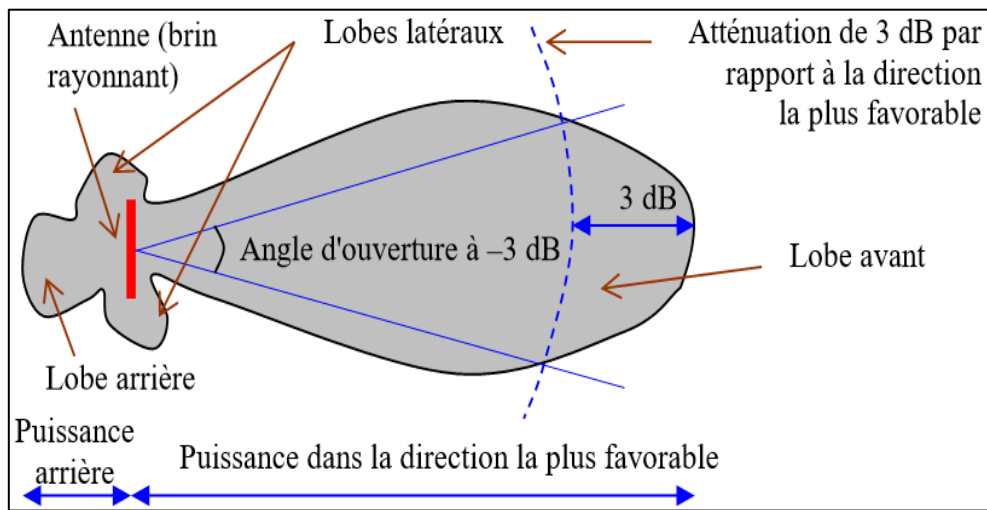


Figure I-7 : Représentation d'angle d'ouverture

I.4.5 Directivité et Gain

La directivité $D(\theta, \varphi)$ d'une antenne dans une direction (θ, φ) est le rapport entre la puissance rayonnée dans une direction donnée $P(\theta, \varphi)$ et la puissance que rayonnerait une antenne isotrope [6].

$$D(\theta, \varphi) = \frac{P(\theta, \varphi)}{\frac{P_R}{4\pi}} = 4\pi \frac{P(\theta, \varphi)}{P_R} \quad \text{I-4}$$

Le gain est défini comme :

$$G(\theta, \varphi) = \eta D(\theta, \varphi) \quad \text{I-5}$$

η est l'efficacité de l'antenne : c'est un chiffre compris entre 0 et 1 qui reflète les pertes présentes sur l'antenne (c'est la différence entre P_{ant} et P_{ray} vue que $P_{ray} = \eta P_{ant}$).

Plus η est proche de 1, plus la puissance injectée dans l'antenne est rayonnée, donc plus l'antenne est efficace [5].

I.4.6 Bande passante

La bande passante peut être définie en fonction du coefficient de réflexion, à condition que le diagramme de rayonnement ne change pas sur cette bande.

Il n'y a pas de critères précis pour la limite du coefficient de réflexion. Un critère typique d'avoir un coefficient de réflexion inférieure à -10 dB ou -15 dB sur la bande passante [6].

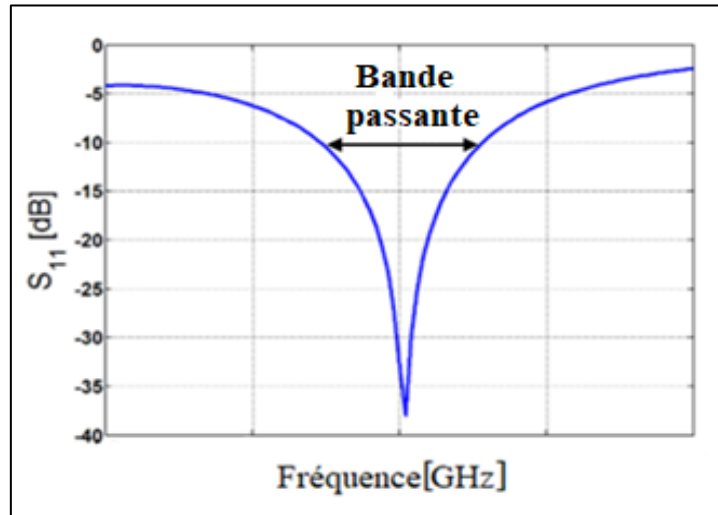


Figure I-8 : Bande passante

I.4.7 Le coefficient de réflexion et taux d'onde stationnaire (TOS)

Le coefficient de réflexion est le rapport entre l'onde réfléchiée et l'onde incidente.

La réflectance est déterminée par l'impédance de l'extrémité de la ligne, ainsi que l'impédance caractéristique de la ligne, le coefficient de réflexion est défini comme suit [7]:

$$S_{11} = \frac{Z_r - Z_c}{Z_r + Z_c} \quad \text{I-6}$$

En présence d'ondes stationnaires, la tension et le courant présentent des extremums, le coefficient qui traduit cet état est le rapport d'onde stationnaire [7]:

$$\text{ROS} = \frac{U_{\max}}{U_{\min}} = \frac{I_{\min}}{I_{\max}} \quad \text{I-7}$$

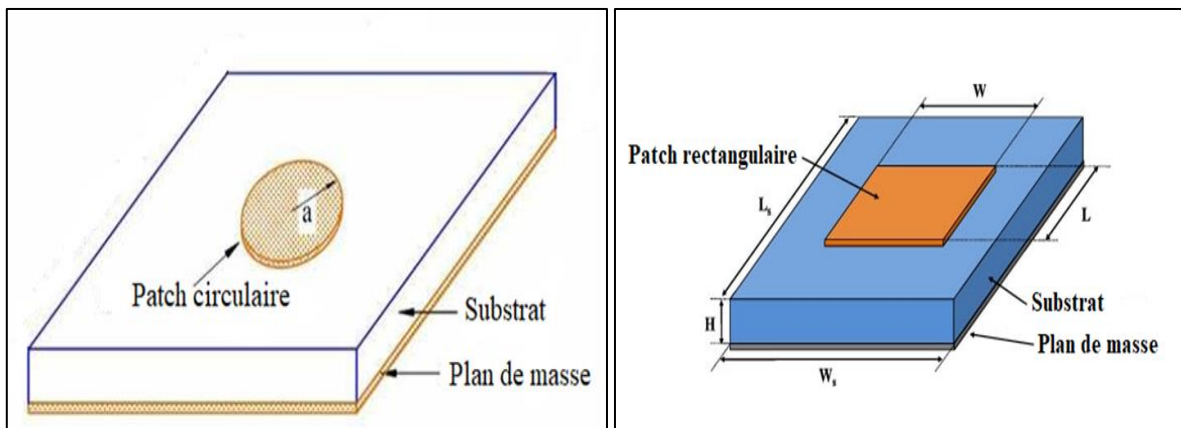
Le ROS peut s'écrire en fonction du coefficient de réflexion [7]:

$$\text{ROS} = \frac{1 + S_{11}}{1 - S_{11}} \quad \text{I-8}$$

I.5 Les antennes imprimées

L'un des développements les plus passionnants de l'histoire des antennes et de l'électromagnétisme, l'antenne patch est devenu probablement la solution la plus polyvalente pour de nombreux systèmes nécessitant un élément rayonnant.

L'expression "patch" est dérivée de la forme du conducteur imprimé de l'antenne, traditionnellement rectangulaire ou circulaire. La figure montre une photographie d'une antenne imprimée.



(a)

(b)

Figure I-9 : Structure d'antenne Patch, (a) Patch circulaire, (b) Patch rectangulaire.

Les antennes patch à micro ruban sont généralement de type résonant, par opposition aux ondes progressives et se caractérisent donc par leur efficacité sur une bande de fonctionnements relativement étroite.

I.5.1 Structure d'antenne patch

Les antennes micro-ruban ont reçu une attention considérable à partir des années 1970, bien que l'idée d'une antenne micro-ruban remonte à 1953 et à un brevet en 1955 [7].

L'antenne imprimée, appelée aussi antenne patch est un type récent d'antenne dont le développement et l'utilisation sont de plus en plus fréquents. Elle est constituée d'un diélectrique, possédant un plan de masse métallique sur une face. Sur l'autre face, une gravure

métallique permet de supporter des courants de surface qui créent le rayonnement électromagnétique (figure I-10). Les courants sont amenés du générateur à l'antenne par une ligne micro ruban [1].

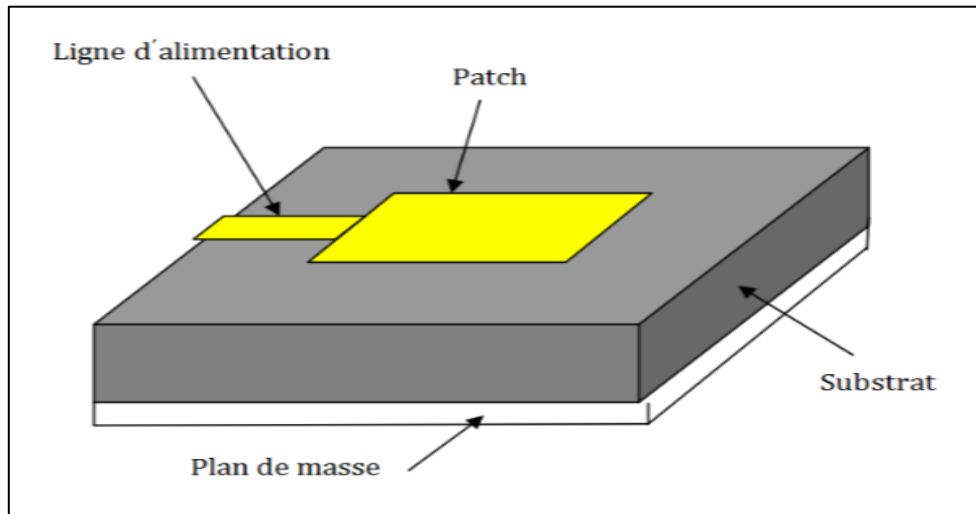


Figure I-10 : Schéma descriptif d'une antenne imprimée

I.5.2 Caractéristiques de base

Les antennes micro-rubans, comme le montre la figure (I-11), et pour un patch rectangulaire, la longueur L de l'élément rayonnant est généralement comprise entre $\lambda_0/2$ et $\lambda_0/3$ où λ_0 est la longueur d'onde en espace libre.

La taille h du substrat diélectrique qui sépare le plan de masse et l'élément rayonnant est habituellement $0,003 \lambda_0 \leq h \leq 0,05 \lambda_0$. Pour une bonne performance d'antenne, les substrats dont la constante diélectrique est généralement de l'ordre $2,2 \leq \epsilon_r \leq 12$ [7].

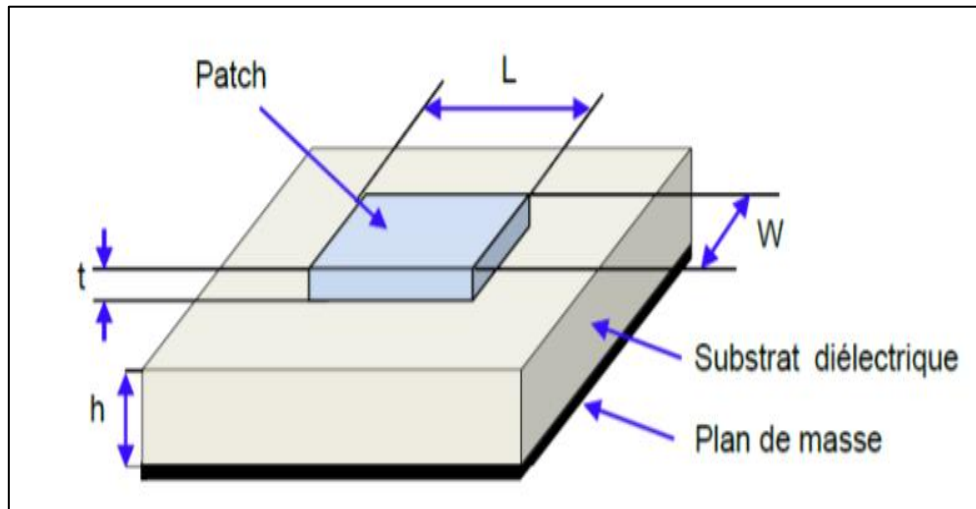


Figure I-11 : Géométrie d'une antenne patch

La distribution des lignes de champ s'étendant autour de la structure dépend de :

- La largeur W des circuits de métallisation.
- Des caractéristiques du substrat à savoir sa constante diélectrique ϵ_r et son épaisseur h .

Les ondes micro-ruban se propagent à la fois dans les diélectriques et dans l'air. Du point de vue de la modélisation, deux milieux communiquant par un seul milieu effectif sont caractérisés par une constante exprimée par :

Pour $W/h > 1$:

$$\epsilon_{\text{eff}} = \frac{1}{2} (\epsilon_r + 1) + \frac{1}{2} (\epsilon_r - 1) \left[1 + \frac{12h}{w} \right]^{-1/2} \quad \text{I-9}$$

Pour $W/h < 1$:

$$\epsilon_{\text{eff}} = \frac{1}{2} (\epsilon_r + 1) + \frac{1}{2} (\epsilon_r - 1) \left(\left[1 + \frac{12h}{w} \right]^{-1/2} + 0,04 \left[1 - \frac{h}{w} \right]^2 \right) \quad \text{I-10}$$

I.5.3 Différentes formes de l'antenne patch

L'antenne micro-ruban peut prendre plusieurs formes : carré, rectangulaire, elliptique, triangle... et cetera, ces formes sont les plus utilisés, car ils sont très faciles à analyser et à produire, la figure ci-dessous montre ces différentes formes [8]:

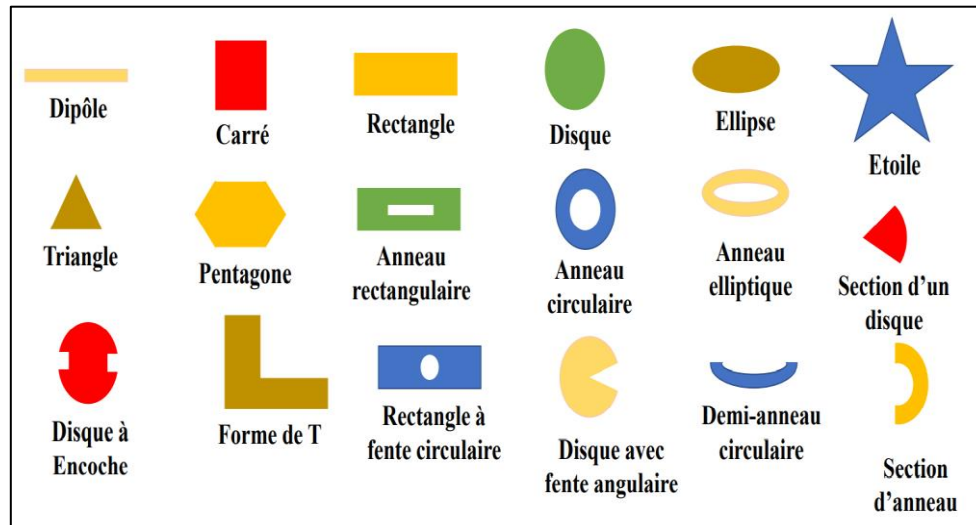


Figure I-12 : Différentes formes d'antenne micro-ruban

I.5.4 Les avantages et les inconvénients

Les antennes micro-ruban présentent de nombreux avantages par rapport aux micro-ondes conventionnels et dont plusieurs applications dans la gamme des hautes fréquences allant de 100 MHz jusqu'à 100 GHz. Parmi ces avantages, on décrit [7]:

- Faible coût.
- Simple à réaliser.
- Adaptation aux surfaces planes et non planes.
- Très polyvalentes en termes de fréquence de résonance, de polarisation, de motif et d'impédance.
- Mécaniquement robuste.
- Compatibles avec les conceptions MMIC (Circuits intégrés monolithiques à micro-ondes).

Malgré tous les nombreux avantages d'antennes imprimées, cela n'empêche pas la présence de quelques inconvénients [9]:

- Faible rendement.
- Faible gain.
- Rayonnement parasite d'alimentation et la bande passante très étroite.

- Faible puissance.
- Une mauvaise pureté de polarisation.
- Un mauvais balayage.

I.5.5 Techniques d'alimentation

Il existe plusieurs techniques pour alimenter les antennes micro-ruban, les techniques doivent être avec ou sans contact. Dans la couche d'alimentation de contact, le patch de rayonnement peut être connecté directement par câble coaxial ou fil micro-ruban. Dans la deuxième couche, le couplage électromagnétique est utilisé pour transmettre la puissance de la ligne au patch de rayonnement [7].

I.5.5.1 Alimentation par contact

I.5.5.1.1 Alimentation par ligne micro ruban

Dans ce cas d'alimentation, on connecte une ligne micro-ruban au patch, cette ligne lui donne de l'énergie.

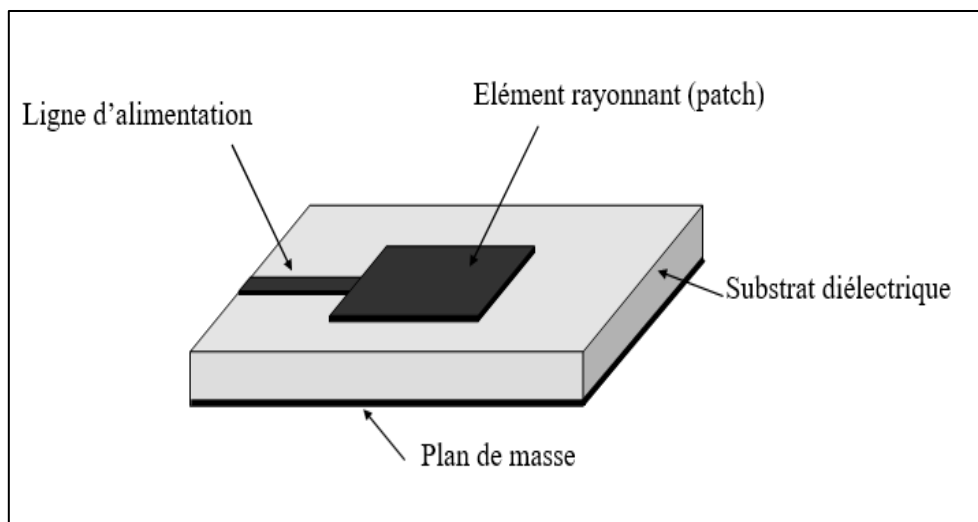


Figure I-13 : Alimentation par une ligne microstrip (micro ruban)

La ligne d'alimentation en micro-ruban possède des asymétries inhérentes qui génèrent des modes d'ordre supérieur produisant un rayonnement à polarisation croisée [7]. Cette technique d'alimentation est plus utilisée dans les antennes patch en raison de sa facilité de fabrication et de son coût.

I.5.5.1.2 Alimentation par sonde coaxiale

Les alimentations en ligne coaxiale, dans lesquelles le conducteur coaxial interne est attaché à la plaque rayonnante tandis que le conducteur externe est connecté à la terre [10].

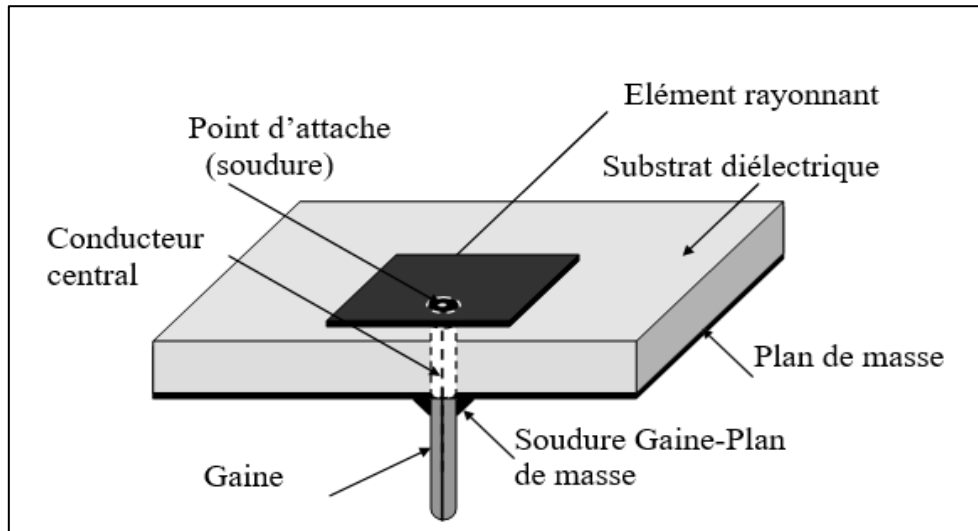


Figure I-14 : Alimentation par sonde coaxiale

L'alimentation de sonde coaxiale est également facile à fabriquer et à adapter, et présente un faible rayonnement parasite. Cependant, sa bande passante est étroite et elle est plus difficile à modéliser, surtout pour les substrats épais ($h > 0.02\lambda_0$) [7].

I.5.5.2 Alimentation par couplage (sans contact)

I.5.5.2.1 Alimentation par couplage par fente (ouverture)

Dans ce type d'alimentation l'antenne de rayonnement et la ligne d'alimentation à micro ruban sont séparés par une masse, comme il est illustré sur la figure. La connexion entre eux se fait en ouvrant une fente dans le plan de masse [10].

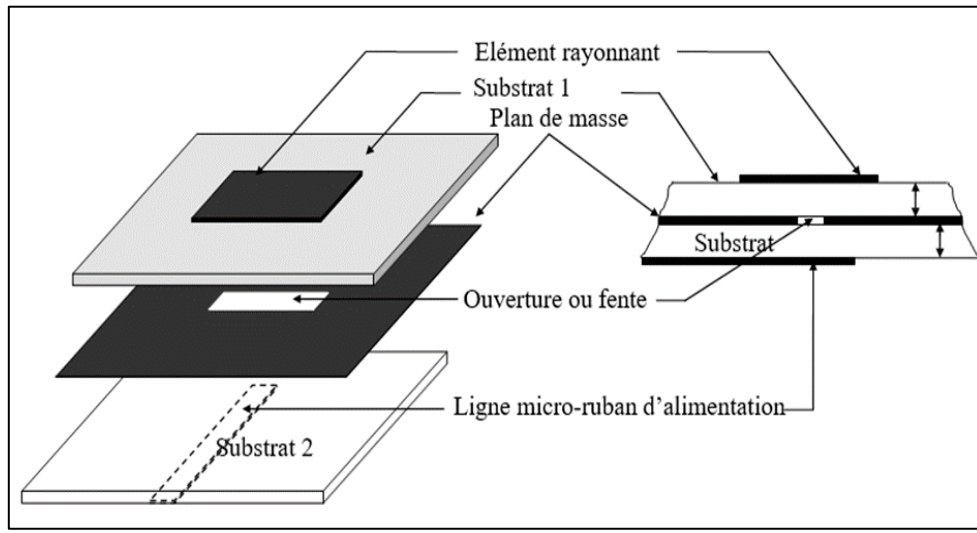


Figure I-15 : Alimentation par couplage à ouverture

I.5.5.2 Alimentation par couplage de proximité

Pour ce type de source d'alimentation, deux substrats diélectriques sont utilisés, une ligne micro-ruban et une source de rayonnement. La ligne micro-ruban n'y est pas directement connectée, mais prise en sandwich entre ces deux substrats [10].

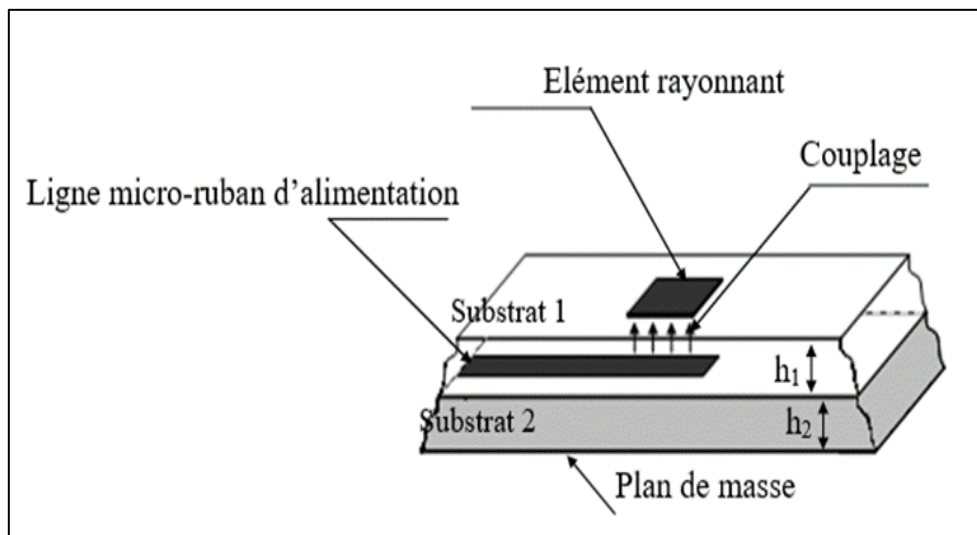


Figure I-16 : Alimentation par couplage de proximité

La source de rayonnement est excitée par une ligne de force de couplage électromagnétique. Le rôle principal de la constante diélectrique du substrat est choisi pour augmenter la bande passante et réduire le rayonnement de bruit de la ligne électrique.

I.5.5.2.3 Alimentation par guide d'onde coplanaire

Un guide d'ondes coplanaire est une ligne de transmission utilisée pour alimenter des antennes imprimées, l'idée de cette technique est d'éviter les trous de soudure à la surface du substrat.

L'élément rayonnant est alimenté par une bande métallique centrale située entre deux plans de masse parallèles entre eux [10].

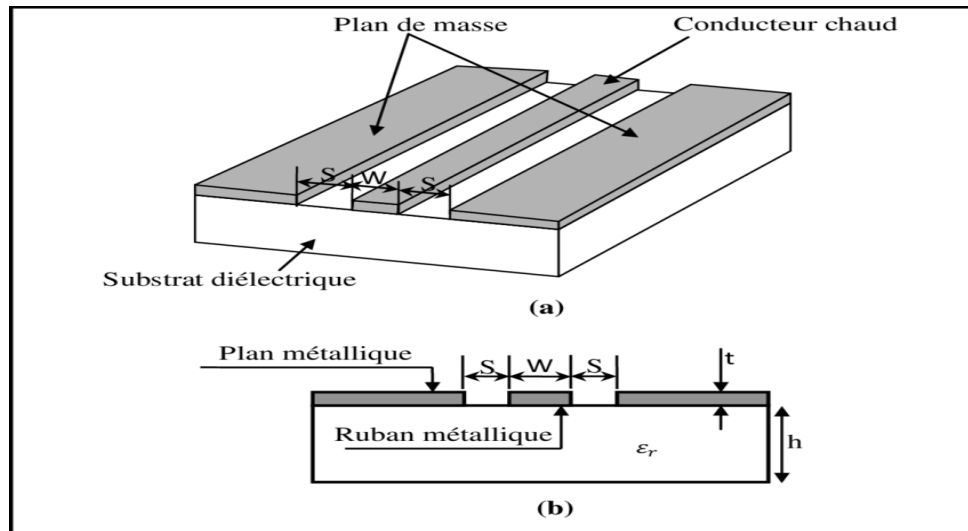


Figure I-17 : Alimentation par guide d'onde coplanaire

L'avantage de ce type de source d'alimentation est que le plan de masse et la ligne électrique se trouvent sur la même face d'un diélectrique.

I.5.6 Techniques d'adaptation des antennes patch

Tout système qui transforme l'énergie dans une ligne de transmission nécessite une adaptation, car la ligne transforme l'impédance de la charge en une valeur équivalente à l'impédance de la source. Ce que perçoit la source dépend donc de l'impédance de charge, de la longueur électrique de la ligne et de son impédance caractéristique.

I.5.6.1 Adaptation par ligne quart d'onde

Une ligne « quart d'onde » permet de réaliser une adaptation d'impédance par l'insertion d'un élément d'adaptation en série entre 2 éléments d'impédances différents à condition qu'elles soient purement réelles [11].

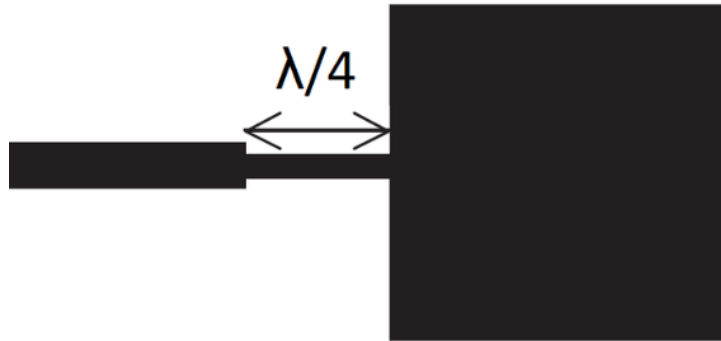


Figure I-18 : Adaptation par une ligne quart d'onde

I.5.6.2 Adaptation par STUB

Une autre façon de procéder pour arriver à l'adaptation d'une charge quelconque consiste à utiliser un stub. Un stub ramène en parallèle sur la charge une certaine admittance pure qui dépend de son impédance caractéristique et de sa longueur. Cette admittance s'ajoute donc à celle de la charge. Si elle est convenablement calculée, elle permet ainsi d'annuler la partie imaginaire présentée par la charge [11].

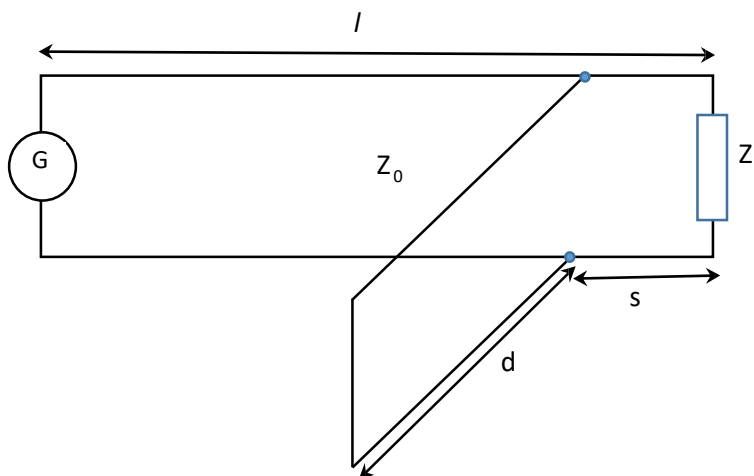


Figure I-19 : Adaptation par STUB

I.5.6.3 Adaptation avec encoche

La technique des encoches permet d'avoir une bonne adaptation en modifiant la géométrie de l'antenne au niveau de la connexion entre la ligne d'alimentation et l'élément résonant.

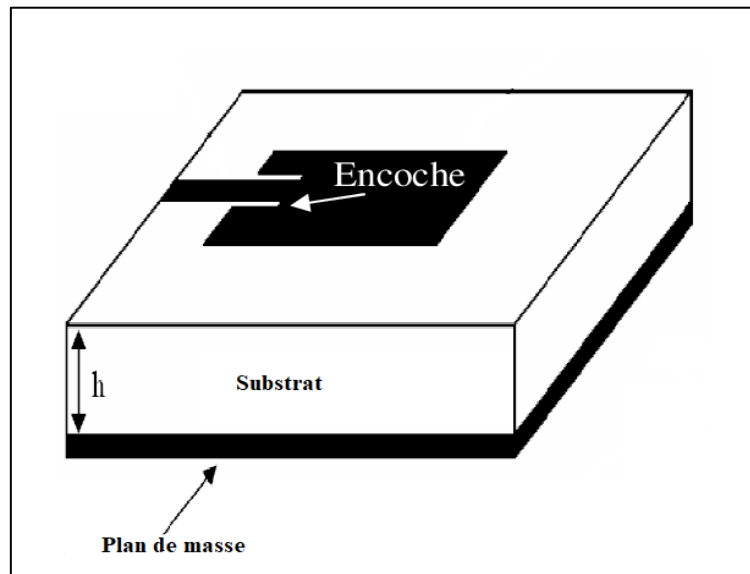


Figure I-20 : Adaptation avec encoche

I.5.7 Méthodes d'analyse

Afin de prédire les caractéristiques de l'antenne imprimée, différentes méthodes ont été proposées. Ces méthodes sont les méthodes analytiques et les méthodes numériques exactes (les plus répandus). Elles permettent d'analyser les antennes imprimées.

I.5.7.1 Méthodes analytiques

Ces méthodes prennent en compte dans un premier temps la nature des phénomènes physiques, ce qui permet d'effectuer des approximations permettant la modélisation du modèle [12]. Parmi ces méthodes, on peut citer :

- **Modèle de la ligne de transmission** : Où la structure est modélisée par un tronçon de ligne dont les caractéristiques sont bien connues. Cette méthode décrit plus facilement le fonctionnement de l'antenne en termes d'impédance, mais elle est moins précise [13].

- **Modèle de la cavité** : Utilisée notamment où la géométrie de l'antenne est quelconque. L'antenne imprimée est modélisée par une cavité électromagnétique de faible épaisseur. Elle décrit plus facilement le rayonnement de l'antenne [14].

I.5.7.2 Méthodes numériques exactes

Elles sont utilisées pour n'importe quelle géométrie de l'antenne patch. Il existe principalement quatre familles de méthode numériques :

- **La méthode des moments (MOM)** : Elle consiste à discrétiser la surface du patch à l'aide de petits triangles, rectangles, polygones de dimensions de l'ordre de $\lambda/10$ à $\lambda/20$ où on peut déterminer le courant élémentaire. Une fois, le courant est obtenu, on peut facilement calculer les caractéristiques électriques et les caractéristiques de rayonnement [15].
- **La méthode des éléments finis (FEM)** : Dans cette méthode on doit discrétiser, en tétraèdres, l'espace où le champ électrique existe, puis former un système d'équations linéaires où les champs sont les inconnus [16].
- **La méthode des différences finies (FDTD)** : La structure à analyser est maillée avec des cellules cubiques où les équations de Maxwell sont approximées par les formules aux différences centrales. Cette méthode permet d'analyser les antennes imprimées lorsqu'elles sont positionnées dans un milieu inhomogène [17].
- **La méthode de la matrice des lignes de transmission (TLM)** : Cette méthode présente beaucoup d'analogies avec la méthode FDTD [18].

I.5.8 Domaines d'applications

Avec l'essor technologique des télécommunications et de la poursuite des recherches sur les antennes imprimées, et compte tenu des exigences dans le domaine de la communication, l'utilisation d'antennes micro-ondes ne peut répondre à ces exigences.

Pour cela, les antennes imprimées remplacent les antennes dans la plupart des domaines applications, parmi ces applications on sélectionne [19] :

- Avion.
- Combinés de communication mobile.
- Stations de base de communications mobiles.
- Communications par satellite.

- Missiles Radar.

I.6 Conclusion

Ce chapitre a été consacré, dans son ensemble, une présentation des antennes en général et des antennes imprimées en particulier. On a souligné leurs caractéristiques, leurs avantages et inconvénients ainsi que leurs techniques d'alimentation certaines méthodes d'analyse sont également présentées.

Références bibliographiques

- [1] O. P. e. coll, "LES ANTENNES : Théorie, conception et applications", Paris: DUNOD, 2009.
- [2] A. Djelloul, "ETUDE ET CONCEPTION D'ANTENNES FRACTALES POUR DES APPLICATIONS ULTRA-LARGE-BANDE", Tlemcen, 2019.
- [3] C. Balanis, "Antenna Theory: A Review", vol. 80, Proceeding of the IEEE., 1992.
- [4] Historique de l'antenne W2AEE. Arthur M. Kay (?), scanné par Alan Crosswell..
- [5] A. C. LEPAGE, "caractéristiques des antennes", pp. 4-5.
- [6] A. Boyer, "Antennes, Support De Cours Enonce De Travaux Diriges", Institut National Des Sciences Appliquées De Toulouse, pp. 16-22.
- [7] C. A. Balanis, "Antenna theory", New York: 3rd edition, John Wiley, 2005.
- [8] S. E. Sandstrom, "A Compact Microstrip Patch Antenna For LTE Application, Master Thesis, Submitted For Degree Of Master In Electrical Engineering Specialization In Signal Processing & Wave Propagation", School of Computer Science, Physics and Mathematics, 2013.
- [9] J. L. Volakis, "Antenna Engineering Handbook", 4th edition, Université Stuttgart, chapitre7', 2007, p. 3.
- [10] R. S. G. K. A. C. LUXEY, "Antennes imprimées - Bases et principes E3310", Technique de l'ingénieur, 2007.
- [11] F. Benamrane, "Conception d'une antenne Patch Microstrip", 2011.
- [12] S. RAHMANI, "Analyse et conception des antennes imprimées multi bandes en anneaux concentriques pour les réseaux de télécommunication", Tlemcen, 2013.
- [13] H. e. A. d. Capelle, " Accurate Transmission-line Model For The RectangularMicrostripAntenna", vol. 131, n° % 116, pp. 334-340, December 1984.
- [14] J. Carver, "Microstrip Antenna Technology", vol. 29, n° % 111, Janvier 1981.

- [15] R.F.Harrington, "Field Computation by Moment Method", 1982.
- [16] P.Silvester, "Finite Element Analyses of Planar Microwave Networks", vol. 21, n° 112, pp. 104-110, 1973.
- [17] B.J.A.Reinex, "Analysis of Microstrip Patch Antennas using Finite Difference Time Domain Method", vol. 37, n° 1111, pp. 1361-1369, 1989.
- [18] W. Chen, "A New Finite-Difference Time-Domain Formulation and its Equivalence with the TLM Symmetrical Condensed Node", vol. MMT 39, n° 1112, pp. 2160-2169, 1991.
- [19] D. R. B. Waterhouse, " Microstrip Patch Antennas: A Designer's Guide".

Chapitre II :
Introduction à l'imagerie
micro-onde

II.1 Introduction

Selon l'Organisation mondiale de la santé, le cancer du sein est le cancer le plus répandu chez les femmes dans le monde [1]. Les statistiques démontrent clairement l'importance de cette maladie et son impact sur la santé. Le diagnostic précoce de la maladie pourrait aider à diminuer les pourcentages plus élevés de cas de décès. Les cellules malignes peuvent se multiplier de manière incontrôlée et se propager à d'autres tissus. Par conséquent, la détection de la tumeur cancéreuse à un stade précoce joue un rôle crucial dans le traitement de la maladie. Une technique idéale de détection du cancer du sein devrait avoir les propriétés suivantes :

- Un faible risque pour la santé.
- Est sensible au problème des tumeurs malignes.
- Déterminer le cancer du sein à un stade médicamenteux.
- Dépistage le plus rapidement possible.
- Est abordable, largement disponible, non destructif et simple à réaliser.
- Implique un minimum d'inconfort, de sorte que la procédure est acceptable pour les femmes [2, 3].

Plusieurs techniques sont utilisées pour la détection précoce du cancer du sein, notamment la mammographie à rayons X, l'échographie, et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Cependant, même avec l'utilisation combinée de ces techniques, la méthode actuelle de dépistage du cancer du sein ne répond pas aux exigences idéales. C'est pourquoi les chercheurs recherchent activement des méthodes alternatives d'imagerie mammaire [4]. Certaines des techniques électromagnétiques émergentes sont la tomographie par impédance électrique, la tomographie optique diffuse, l'imagerie biomagnétique et l'imagerie par micro-ondes.

Parmi ces techniques, les méthodes d'imagerie par micro-ondes ont récemment attiré une attention considérable, car elles utilisent des rayonnements non ionisants qui sont plus sûrs que les rayonnements ionisants, c'est-à-dire les rayons X utilisés en mammographie. Il s'agit d'une méthode non invasive, qui n'entraîne donc aucune compression et qui rend les examens plus confortables que les autres techniques [5]. Un autre avantage est que le système est peu coûteux.

II.2 Morphologie du sein

Les outils de dépistage nécessitent une étude et une compréhension de la structure interne du sein pour développer un outil efficace. La figure (II-1) définit la structure morphologique du sein féminin.

En effet, les seins sont constitués de glandes mammaires, de fibres de soutien (ligaments de Cooper) et de graisse (tissu adipeux). Entièrement recouvert de peau. La quantité de chaque ingrédient peut varier d'une femme à l'autre, en fonction du poids et de l'âge.

Les seins sont situés au-dessus des muscles pectoraux. Les nerfs, les vaisseaux sanguins et les vaisseaux lymphatiques sont également présents dans le sein. La glande mammaire est divisée en 15 à 20 sections appelées lobes, qui sont constitués de lobules. Ceux-ci se connectent aux canaux qui passent sous le mamelon (au centre du sein). Vous pouvez également voir des chaînes de ganglions lymphatiques qui filtrent les bactéries et protègent le corps contre les infections et les maladies [6].

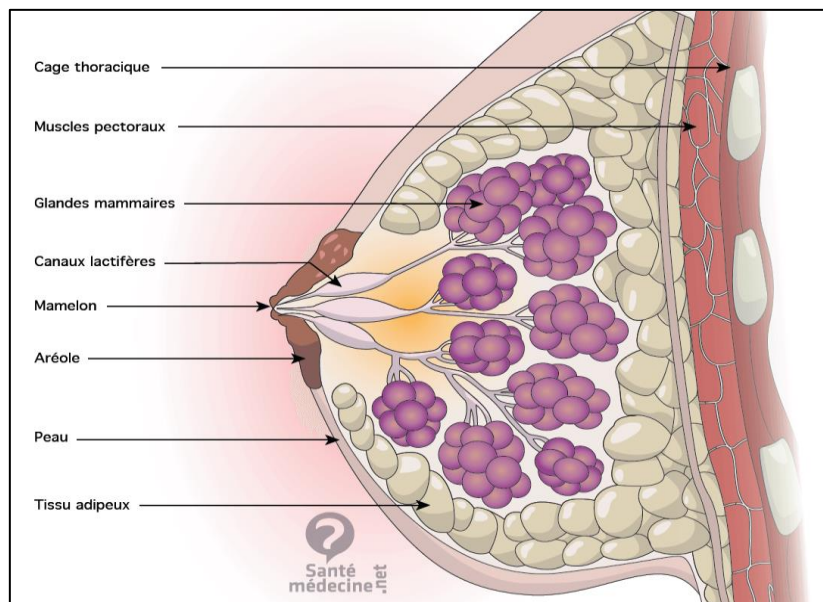


Figure II-1 : Anatomie du sein [7]

II.3 Qu'est-ce que le cancer du sein ?

Le cancer du sein est un problème de santé majeur chez les femmes, car il est l'une des formes de cancer les plus courantes. Chaque année, un million de nouveaux cas sont enregistrés dans le monde, ce qui implique que ce type de cancer est le plus diagnostiqué au monde. Cette tumeur maligne prend naissance dans les cellules du sein. Elle se développe le plus souvent dans les cellules qui couvrent les canaux, ou tubes, qui transportent le lait des glandes au mamelon (figure II-2). Elle peut se former aussi dans les lobules. Ces deux types de cancer peuvent rester localisés, sans infiltrer les tissus voisins. On parle alors d'un cancer in situ

(« resté en place »), ou bien ils peuvent se propager dans les tissus voisins du sein et endommager d'autres organes. On parle alors de cancer infiltrant [3].

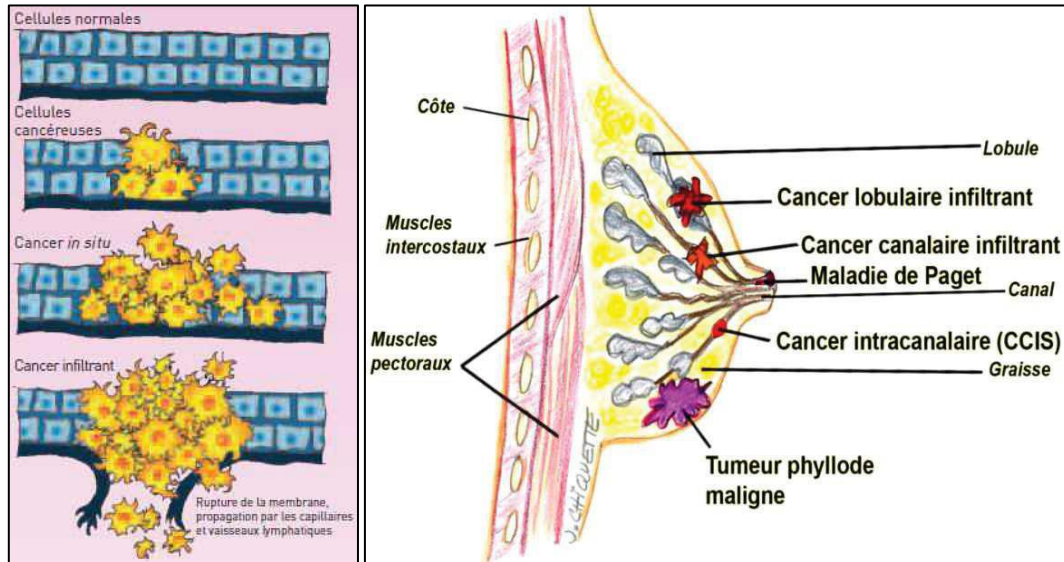


Figure II-2 : Cancer in situ et cancer infiltrant [7]

II.4 Propriétés électriques du tissu mammaire

L'imagerie par micro-ondes pour la détection du cancer est basée sur les grandes différences de propriétés électriques entre les tissus cancéreux et les tissus environnants. Les propriétés électromagnétiques interagissant avec un milieu dépendent principalement de la permittivité ϵ et de la conductivité relatives σ de ce milieu [8].

Un large éventail d'études a révélé que la teneur en eau des tissus détermine leur permittivité relative. Les tissus à forte teneur en eau, tels que les tumeurs ont une permittivité relative plus élevée que celle des tissus à faible teneur en eau, comme la graisse [9].

La permittivité relative du tissu est liée à sa capacité de stockage de l'énergie électromagnétique, tandis que la conductivité du tissu indique la capacité d'absorption de l'énergie électromagnétique lorsque les micro-ondes l'interagissent.

La détection du cancer basée sur l'imagerie par micro-ondes repose sur les grandes différences de permittivité relative entre les tissus sains et malins. La permittivité relative du tissu mammaire dans différentes gammes de fréquences a été étudiée [10], et les résultats prouvent

que les différences de permittivité relative entre les tumeurs et les tissus sains sont suffisantes pour la détection par micro-ondes soient visibles.

Un modèle de Cole-Cole a été développé sur la base de la permittivité relative et la conductivité, comme indiqué dans l'équation [8] :

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\epsilon_s - \epsilon_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{1-a}} \quad \text{II-1}$$

Où : ω : La fréquence angulaire.

a : Le paramètre d'exposant.

ϵ_s : Permittivité statique.

ϵ_{∞} : Permittivité de fréquence infinie.

ϵ^* : Permittivité relative du tissu mammaire.

τ : Constante de temps.

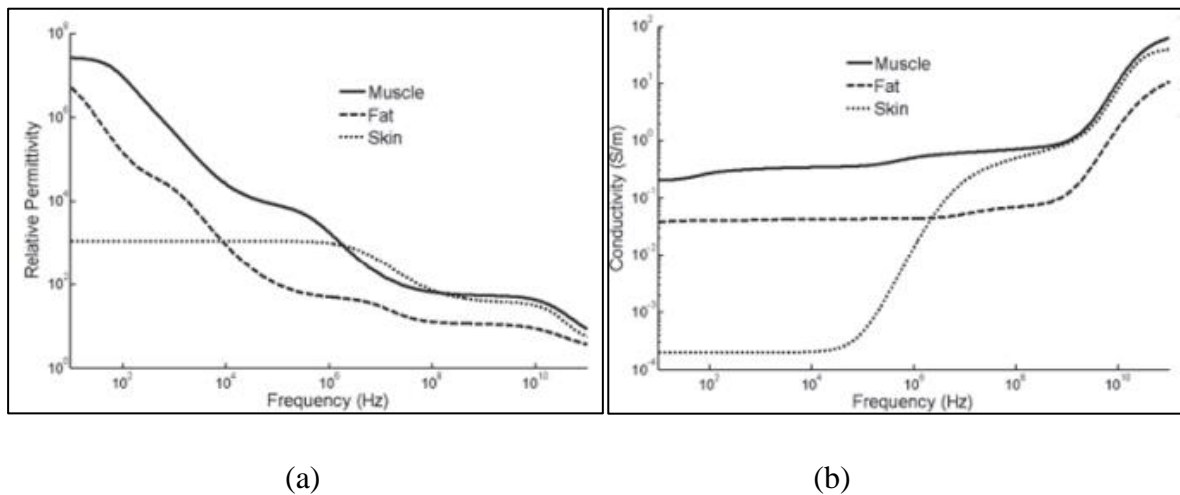


Figure II-3 : Propriétés électriques du muscle, de la graisse et de peau humains à 37°C, (a) permittivité relative, (b) conductivité

Le modèle Cole-Cole et plusieurs études de la permittivité et de la conductivité relatives des tissus bénins et malins [8].

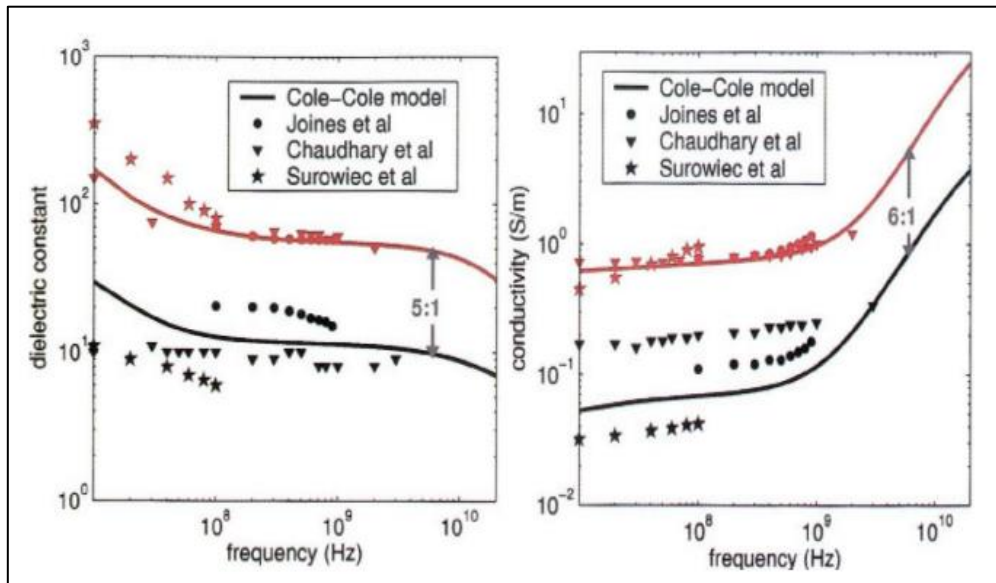


Figure II-4 : Permittivité et conductivité relatives mesurées

Noir : Tumeur bénigne, **Rouge :** Tumeur maligne [8]

II.4.1 Le tissu malin

Le potentiel d'utilisation des micro-ondes pour détecter les tumeurs du sein est basé sur le concept de diffusion et d'absorption des micro-ondes dépendantes des tissus dans le sein pour exploiter le contraste des propriétés diélectriques des tissus mammaires malins et normaux [11].

II.4.2 Le tissu mammaire

Il a été largement admis que le tissu mammaire est largement transparent aux micro-ondes, car il présente une conductivité électrique et une conductivité dans la gamme des micro-ondes relativement faibles, alors que les lésions, qui contiennent plus d'eau, se caractérisent par une permittivité élevée et relative aux fréquences micro-ondes et provoquant ainsi une rétrodiffusion importante [11].

La détection du cancer du sein par micro-onde est basée sur la différence des propriétés diélectriques entre sain de « $\epsilon_r=9$ et $\sigma=0,4$ S/M » et malin « $\epsilon_r=50$ et $\sigma=7$ S/M » [12].

II.5 Techniques de dépistage du cancer du sein

Étant donné que le diagnostic et le traitement précoces sont les clés de la survie du cancer du sein, de nombreuses techniques sont utilisées pour la détection des premiers stades

du cancer du sein, tels que ; mammographie, échographie, IRM et autres techniques électromagnétiques émergentes en cours de développement [13].

II.5.1 La mammographie

Actuellement, la technique standard et fréquemment utilisée pour le dépistage et la détection du cancer du sein est la mammographie à rayons X, cette technique consiste à comprimer le sein entre deux plaques. Les rayons X émis sont ensuite passés à travers le sein et enregistrés sur un film. La mammographie à rayons X utilise des rayonnements ionisants qui sont nocifs. Le sein est comprimé sur des plaques en plastique, ce qui serait douloureux pour la patiente [14].



Figure II-5 : Unité d'imagerie par mammographie à rayons X

II.5.1.1 Avantages [14]

- Bonne sensibilité.
- Résolution de haute qualité.
- Le temps de formation d'une image est court.

II.5.1.2 Inconvénients [14]

- Sensibilité insuffisante pour les patientes ayant des tissus mammaires denses (épais).

- Il est difficile d'analyser les contrastes de la mammographie, car l'aspect physique du sein n'est pas le même pour chaque patiente.
- Le sein est comprimé entre les plaques, ce qui est douloureux pour la patiente.
- Elle est dangereuse et nocive en raison des radiations ionisantes utilisées dans le processus.

II.5.2 Imagerie par ultrasons (échographie)

Les ondes ultrasonores pour le diagnostic d'une structure interne du corps, comprennent un rayonnement non nuisible avec une gamme de fréquences de 1MHz à 15MHz. Il détermine si la zone considérée est constituée d'un tissu cancéreux ou non. Si un tissu solide est découvert lors de l'examen, il faudra effectuer une biopsie pour vérifier s'il est de nature cancéreuse. En outre, l'imagerie par ultrasons peut être réalisée sous n'importe quel angle ou orientation [8].



Figure II-6 : Système d'imagerie par ultrasons

II.5.2.1 Avantages [14]

- Outil de dépistage sûr, car il n'y a pas de rayonnement nocif.
- La détection et l'examen des jeunes femmes aux seins denses et des femmes ayant des implants mammaires sont applicables.

- Le contraste et la résolution de l'image sont élevés, ce qui permet de bien distinguer les tissus normaux des zones suspectes.

II.5.2.2 Inconvénients [14]

- Les performances du système dépendent des compétences du technicien et de l'expertise de l'opérateur.
- Certaines masses solides ne peuvent pas être distinguées.
- Les lésions profondes peuvent à peine être détectées.

II.5.3 Imagerie par Résonance Magnétique ou IRM

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique non invasive qui utilise des aimants puissants et des ondes radio pour former des images. Il est capable de distinguer un tissu mou d'un tissu cassant. L'IRM fonctionne à des fréquences élevées, et pour éviter toute interférence de l'encombrement environnemental, le système est placé dans une pièce protégée et blindée.

La patiente doit s'allonger sur une table d'examen avec plusieurs petits appareils de scanner placés autour de la poitrine à examiner, comme le montre la figure 3. La haute sensibilité de l'IRM permet d'obtenir des images de très haute résolution pour les tissus mous, et notamment pour les petites tumeurs. Cependant, son coût élevé et la durée du processus de diagnostic sont des inconvénients majeurs [8].



Figure II-7 : Imagerie par résonance magnétique (IRM)

II.5.3.1 Avantages [14]

- L'IRM permet d'examiner efficacement les patientes dont les seins sont denses.
- Technique d'imagerie non ionisante.
- Les images peuvent être capturées à partir de différentes orientations.
- Possibilité de détecter de petites tumeurs.
- Possibilité de détecter des cancers multifocaux.
- Aide à déterminer si le cancer atteint la paroi thoracique.
- Les implants mammaires et les ruptures peuvent être détectés.

II.5.3.2 Inconvénients [14]

- Extrêmement coûteux.
- Immobiles et fixes.
- L'injection d'un agent de contraste pour les tests opératoires est nécessaire.
- Les calcifications ne peuvent pas être détectées.
- Le patient ressent une peur de se trouver dans un espace étroit (claustrophobie).
- Prends du temps par rapport aux techniques de radiographie et d'échographie.

Comme indiqué ci-dessus, les avantages et les inconvénients de la méthode de diagnostic peuvent être classés en coût, sécurité, précision et champ d'application. Les limites de ces trois méthodes ont motivé les chercheurs à développer une méthode de diagnostic plus efficace, moins ionisante et à faible coût pour la détection du cancer. À cette fin, l'imagerie par micro-ondes est devenue une méthode potentiellement importante et est présentée dans la section suivante.

II.6 Système d'imagerie par micro-onde

L'une des principales méthodes alternatives de détection du cancer du sein consiste à utiliser des techniques d'imagerie par micro-ondes. Les méthodes MI sont des méthodes d'imagerie non invasives. Les grandeurs imagées en MI sont les propriétés diélectriques. Le principe de base de cette technique repose sur la différence significative des propriétés diélectriques des tumeurs malignes du sein et du tissu mammaire normal dans les fréquences micro-ondes [5]. Les signaux micro-ondes sont la forme non ionisante des ondes électromagnétiques et il n'y a aucun risque pour la santé lorsqu'ils sont utilisés à de faibles niveaux. La détection par micro-ondes est moins coûteuse et plus sûre que les autres modalités de détection. MI se fait principalement dans trois catégories en tant que systèmes passifs,

hybrides et actifs [15]. La méthode passive implique la radiométrie micro-ondes utilise des radiomètres pour obtenir les différences de température dans le sein à mesure que la température augmente en présence de tumeur par rapport au tissu mammaire normal [16]. Les méthodes hybrides utilisent l'énergie des micro-ondes pour chauffer les tumeurs et elles se dilatent et génèrent des ondes de pression qui sont détectées par des transducteurs à ultrasons [17]. Les méthodes actives consistent à éclairer le sein avec des micro-ondes puis à mesurer les signaux transmis ou rétrodiffusés. L'IM actif peut être classé en tomographie micro-ondes, microscopie micro-ondes et technique radar à bande ultra large (UWB).

La classification des systèmes d'imagerie micro-ondes pour le diagnostic du cancer du sein mentionné jusqu'à présent sont clairement observée sur la figure suivante :

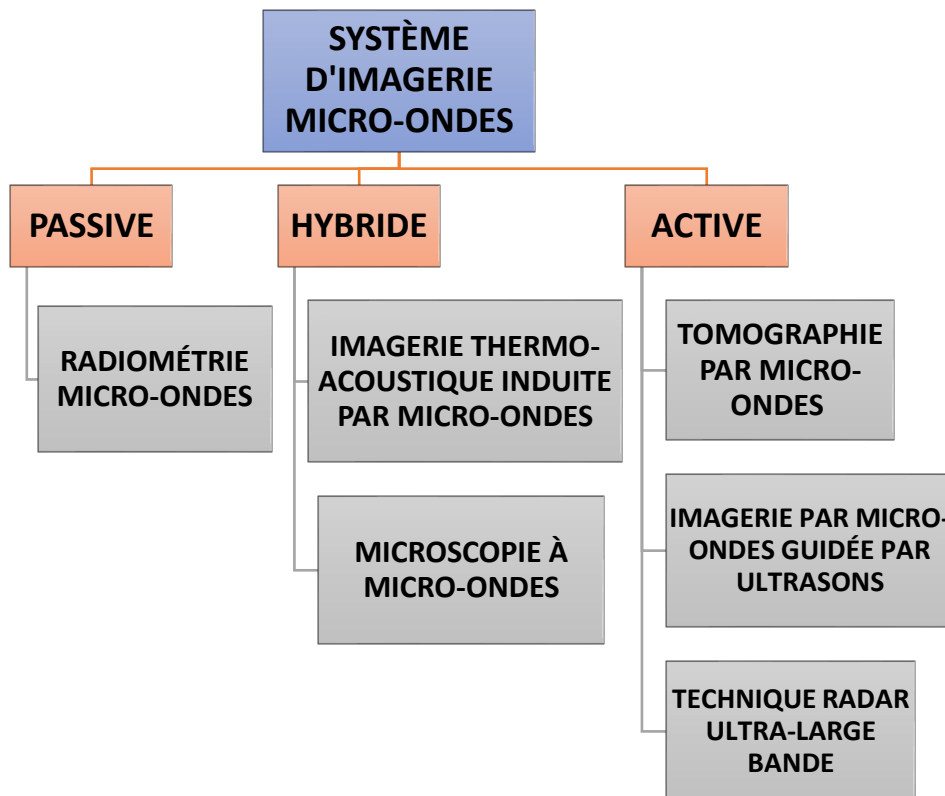


Figure II-8 : Classification des systèmes d'imagerie micro-onde

II.6.1 Radiométrie micro-ondes

L'IM passive est généralement appelée radiométrie micro-ondes et est basé sur la mesure du champ électromagnétique émis par les corps chauds. La température est le principal paramètre utilisé ici pour estimer la présence de tumeurs malignes [18].

Plusieurs facteurs sont à l'origine de l'élévation de la température liée à la présence d'une tumeur : les cellules malignes sont plus actives sur le plan métabolique et produisent plus de chaleur, elles ont une capacité de thermorégulation réduite, et il est reconnu que les augmentations localisées du volume sanguin peuvent être associées à une croissance tumorale précoce [19].

II.6.2 Imagerie thermo-acoustique induite par micro-ondes

L'imagerie thermo-acoustique induite par micro-ondes offre deux propriétés : un contraste élevé de la conductivité des tissus malins aux fréquences micro-ondes et la haute résolution spatiale de l'imagerie ultrasonore. Les ondes acoustiques générées transportent des informations sur les propriétés d'absorption de l'énergie micro-ondes des tissus irradiés. L'énergie micro-ondes absorbées par la tumeur et les tissus normaux du sein seront sensiblement différents et une onde acoustique plus forte sera produite par la tumeur. La majorité des problèmes sont liés à l'inhomogénéité du tissu mammaire.

Cela entraîne une distribution non uniforme de l'énergie micro-ondes, une forte interférence de la peau et de la paroi thoracique et, par conséquent, des algorithmes de reconstruction d'image compliqués [19]. Les tissus biologiques doivent être chauffés par la source de micro-ondes de manière uniforme, sinon des signaux thermo-acoustiques seront induits par une distribution non uniforme de l'énergie des micro-ondes, ce qui rend les images difficiles à interpréter.

II.6.3 Microscopie à micro-ondes

Le principe de fonctionnement du microscope à micro-ondes est basé sur le changement de la fréquence de résonance d'un résonateur à cavité micro-ondes ouvertes, qui résulte de l'interaction du champ électromagnétique du résonateur et des objets placés sous la peau. Cette technique offre une haute résolution spatiale puisqu'elle est basée sur l'interaction entre les tissus et les ondes en champ proche, qui n'est pas limitée par la limite de diffraction [20]. La microscopie à micro-ondes pour la détection du cancer du sein offre un certain nombre d'avantages importants : elle évite le traitement spécial des tissus de la peau et la mise en œuvre d'algorithmes complexes de diffusion inverse ; elle fonctionne dans une gamme de fréquences

très étroite, ce qui rend inutile l'utilisation de modèles diélectriques dispersifs complexes des tissus du sein ; la connaissance a priori des propriétés diélectriques de la tumeur n'est pas essentielle au succès de la détection ; la méthode peut être utilisée pour la détection du cancer du sein chez l'homme.

II.6.4 Tomographie par micro-ondes

En tomographie, l'image est reconstruite à l'aide d'une diffusion directe et inverse afin d'améliorer la distribution spatiale des propriétés diélectriques complètes du sein. La reconstruction des propriétés électriques du sein à chaque pixel est calculée dans ce système [21]. Dans cette méthode, un milieu de couplage entre les antennes et le corps est utilisé afin de réduire les réflexions élevées de l'interface air-peau. Par conséquent, l'orientation du patient pour ces systèmes est différente de celle de la radiométrie à micro-ondes, le patient étant allongé en position couchée avec la poitrine suspendue dans la tomographie. Les propriétés électriques du milieu sont choisies pour être proches des propriétés du corps afin de réaliser le couplage de l'énergie électromagnétique dans le sein [22]. Dans la pratique, cependant, les propriétés électriques du milieu dépendent de la température, et toute dérive de température et tout gradient de température local imprévisible affectent la précision de mesure du système. La précision de mesure du système.

II.6.5 Imagerie par micro-ondes guidée par ultrasons

L'imagerie par micro-ondes guidée par ultrasons est une telle combinaison de deux modalités, où la reconstruction de l'image par micro-ondes est guidée par l'ultrasonographie. L'imagerie ultrasonore est utilisée pour assembler des données primaires sur la structure du sein et la présence et la forme des objets intégrés. Cela permet de générer un maillage optimal avec une région cible bien raffinée pour une analyse numérique efficace du problème électromagnétique [23]. Par conséquent, la résolution spatiale de l'imagerie par micro-ondes guidée par ultrasons peut être améliorée, ce qui permet une imagerie plus précise des tumeurs.

II.6.6 Technique radar ultra-large bande

Le principe du MI radar du sein éclaire le sein avec une impulsion UWB et détecte les réflexions. Les signaux réfléchis sont les données de traitement pour obtenir des images qui indiquent la taille et l'emplacement des tumeurs dans le sein. Un composant clé du système est l'antenne qui est utilisée pour rayonner et recevoir les impulsions ultra-larges. Cette méthode a été de plus en plus recommandée comme outil d'examen et de détection régulière pour la

détection précoce du cancer du sein, mais il est en cours de recherche et d'investigation jusqu'à aujourd'hui [24].

II.7 Avantages et inconvénients de l'imagerie micro-onde

II.7.1 Avantages [25]

L'imagerie micro-onde présente de nombreux avantages parmi ces avantages, on cite :

- Non dangereuse pour les patients, car elle utilise des rayonnements non ionisants.
- Confortable pour les patientes, car il n'y a pas de compression douloureuse du sein pendant l'examen, comme c'est le cas pour la mammographie à rayons X.
- Un taux de détection élevé et faible coût.

II.7.2 Inconvénients [25]

La présence de ces avantages n'empêche pas la présence des inconvénients liés à l'imagerie micro-onde :

- La principale limite de la technologie micro-ondes basées sur la tomographie est de reconstruire le profil diélectrique à partir d'un algorithme inverse non linéaire et mal posé.
- Les techniques actuelles d'hyperfréquences basées sur la tomographie sont coûteuses et peuvent prendre des heures ou des jours pour générer une image reconstruite.
- Une seule bande de fréquence est nécessaire pour réduire la complexité du modèle.
- Malgré l'augmentation du nombre de points de palpation, le faible contraste de l'image reste un défi pour les systèmes radar aériens.

II.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le contexte du cancer du sein et les techniques de dépistage du cancer du sein actuellement utilisées. Nous avons commencé par présenter l'anatomie du sein et de la tumeur. La discrimination des tumeurs bénignes et malignes est principalement basée sur leurs propriétés électriques et leur morphologie, pour cette raison nous avons exposé par la suite ces derniers. Nous avons introduit par la suite l'imagerie mammaire par micro-onde en abordant sa définition, ses types ainsi que ses avantages et inconvénients.

Références bibliographiques

- [1] World Health Organization, «Breast Cancer Awareness».
- [2] B. Guo, Techniques micro-ondes pour la détection et le traitement du cancer du sein, University of Florida, 2007.
- [3] S. J. N. I. C. H. J. C. L. Margie Patlak, Mammography and Beyond: Developing Technologies for the Early Detection of Breast Cancer, National Academy Press éd., 2001.
- [4] J. Stang, A 3D Active Microwave Imaging System for Breast Cancer Screening, Duke University, 2008.
- [5] M. I. M. I. S. W. Z. W. H. Mojtaba Ahadi, «Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Localization of Tumors in Three Dimensions,» IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 49, pp. 812-822, 2002.
- [6] «Novant Medical Group,» 2011. [En ligne]. Available: <http://www.novantmedicalgroup.org>.
- [7] Z. KATBAY, Développement d'antennes pour la détection de tumeurs cancéreuses dans le sein., École Doctorale en Sciences et Technologies, UL, Liban Laboratoire Lab Sticc, UMR CNRS 6285, UBO, Brest., 2018.
- [8] H. Zhang, Microwave Imaging for Ultra-Wideband Antenna Based Cancer Detection, The University of Edinburgh, 2014.
- [9] Y. Z. C. L. a. R. L. J. W. T. Joines, The Measured Electrical Properties of Normal and Malignant Human Tissues from 50 to 900 MHz, Medical Physics, Vol. 21, No. 4, 1994..
- [10] J. J. a. M. Schmitt, A Review of Parameters for the Bioelectrical Characterization of Breast Tissue, Annals of the New York Academy of Sciences, 1999.
- [11] M. m. M. B. Nouralhuda A. Hassan¹, ÉVALUATION DE BASE DE L'ANTENNE UTILISÉE EN IMAGERIE MICRO-ONDES POUR LE SEIN IMAGERIE MICRO-

ONDES POUR LE SEIN, Sciences, Université Pharos d'Alexandrie, Alexandrie, Égypte, 2016, p. 56.

- [12] G. P. Kösters JP, Auto-examen régulier ou examen clinique pour la détection précoce du cancer du sein, *Cochrane Database Syst Rev* (2), 2003.
- [13] I. Unal, A New ultrawide-band microwave imaging system with minimized mutual coupling effect for breast tumor detection, Yeditepe University, 2013.
- [14] Z. A. Sattar, Experimental Analysis on Effectiveness of Confocal Algorithm for Radar Based Breast Cancer Detection, 2012.
- [15] M. A. O. M. O. M. D. Daud, «Methods of tumor detection using microwave technology: A review,» vol. 9, pp. 1450-1454, 2014.
- [16] K. L. Carr, «Microwave radiometry: its importance to the detection of cancer,» vol. 37, pp. 1862-1869, 1989.
- [17] X. Z. H. S. a. G. K. L.V. Wang, «Microwave-induced acoustic imaging for biological tissues,» vol. 70, pp. 3744-3748, September 1999.
- [18] P. C. P. D. a. J. S. K.L. Carr, «Radiometric sensing: an adjuvant to mammography to determine breast biopsy,» vol. 2, pp. 929-932, 2007.
- [19] Z. Vitaliy, «Challenges in the design of microwave imaging systems for breast cancer detection,» vol. 1, pp. 91-96, 2011.
- [20] X. W. a. O. M. Romahi, «Near-field scanning microwave microscopy for detection of subsurface biological anomalies,» vol. 3, pp. 2444-2447, 2004.
- [21] P. B. a. J. M. A. Abubakar, «Imaging of biological data using a multiplicative regularized contrast source inversion method,» vol. 50, pp. 1761-1771, 2002.
- [22] Z. Z. a. Q. Liu, «Three-dimensional nonlinear image reconstruction for microwave biomedical imaging,» vol. 51, pp. 544-548, 2004.
- [23] C. L. D. P. a. L. L. F. H. Jiang, «Ultrasound-guided microwave imaging of breast cancer: tissue phantom and pilot clinical experiments,» vol. 32, pp. 2528-2535, 2005.

- [24] L. G. M. N. M. B. R. L. a. O. W. Berg, «Diagnostic accuracy of mammography, clinical examination, and MR imaging in preoperative assessment of breast cancer,» vol. 233, pp. 830-849, 2004.
- [25] M. M. Rana, Development and Evaluation of a Sensor and Antenna Array for a Portable Microwave-Based Breast Cancer Detection System, Winnipeg, Manitoba, Canada: Biomedical Engineering, University of Manitoba, 2020.

Chapitre III :
Conception et simulation de
l'antenne patch en forme
spirale pour la détection
tumorale

III.1 Introduction

Dans ce chapitre, on se propose de mettre en évidence les principales dimensions d'une antenne spirale rectangulaire conçue en utilisant le logiciel CST MWS et cela, dans le but de diagnostiquer le cancer du sein à la fréquence de résonance 5 GHz.

Dans la première partie, nous présentons d'abord une définition des antennes spirales et leurs caractéristiques, ensuite nous allons mettre en lumière le logiciel CST ainsi que ses caractéristiques, par la suite une brève description sur les paramètres les plus importants de cette antenne. Des études paramétriques sont présentées par la suite afin d'optimiser les résultats souhaités.

Dans la seconde partie, tout d'abord, nous présentons le modèle de fantôme de sein ainsi que les paramètres essentiels des tissus mammaires, puis nous allons diagnostiquer et localiser la tumeur en identifiant les coordonnées de la valeur maximale du SAR, et nous terminerons ce travail par une étude comparative entre le modèle d'antenne proposé et les différents articles issus de la littérature.

III.2 Les antennes spirales

III.2.1 Définition

Les antennes spirales ont été analysées à la condition que les spirales soient situées dans l'espace libre ou imprimées sur un substrat diélectrique. L'analyse pour les spirales imprimées a été effectuée en supposant que le substrat diélectrique, soutenu par un plan conducteur, est d'étendue infinie. Puisque, dans la réalité, la taille du substrat diélectrique est finie. Les effets de cette taille sur les caractéristiques de rayonnement doivent être étudiés [1].

Les antennes spirales peuvent être utilisées comme antenne à composant séparé ou comme alimentation à large bande pour les antennes paraboliques de type réflecteur [2].

III.2.2 Les caractéristiques d'une antenne spirale

Les antennes en spirale offrent des caractéristiques attrayantes telles que [3]:

- Une fabrication facile.
- Poids faible.
- Une intégration avec un circuit à micro-ondes et à ondes millimétriques.
- Vitales pour les communications sans fil dans de nombreuses applications.

- Leurs caractéristiques à large bande accompagnées de leur profil bas ainsi que leur faible coût.

III.3 Conception et simulation de l'antenne

La structure que nous proposons est une antenne spirale rectangulaire pour la détection des tumeurs, alimentée par un câble coaxial fonctionnant à 5 GHz. Toutes les simulations ont été effectuées à l'aide du logiciel CST Microwave Studio et comparées avec des résultats issus de la littérature.

III.3.1 Présentation du logiciel CST MWS

CST MICROWAVE STUDIO (CST MWS) est l'aboutissement de nombreuses années de recherche et de développement dans les solutions de calcul les plus efficaces et les plus précises pour les conceptions électromagnétiques 3D, il a été fondé en 1992 par la société allemande CST (Computer Simulation Technology).

CST MWS est spécialisé dans la fourniture d'une simulation électromagnétique 3D rapide et précise des problèmes de haute fréquence. Le produit offre aux utilisateurs des cycles de développement plus courts grâce au prototypage virtuel avant les essais physiques et l'optimisation au lieu de l'expérimentation [4].

Il est possible de coupler ces différents solveurs pour exécuter des simulations hybrides, ce qui permet d'étudier de façon efficace et simple des systèmes entiers composés de nombreux éléments [5].

CST Studio Suite permet de réaliser des simulations dans de nombreux domaines d'applications :

- Performances et efficacité des antennes et des filtres, communications électroniques (Wifi, 5G, satellite ...)
- Compatibilité électromagnétique et interférences (EMC/EMI).
- Transports (voitures connectées, ...).
- Performance des circuits imprimés.
- Objets connectés (IoT).
- Exposition du corps humain aux champs EM (IRM, smartphone, ...).
- Recherches scientifiques (accélérateur de particules).
- Micro-ondes.
- Impact de foudre.

- ✓ **Les principales caractéristiques de logiciel CST Microwave Studio sont :**
- Une mémoire technique efficace d'intégration finie.
 - La structure peut être vue soit comme un modèle 3D ou un schéma.
 - Très bonne performance en raison de rapprochement frontière Perfect (PBA). Fonctionnalité pour les unités à l'aide d'une grille hexaédrique. Les solveurs transitoires et mode propre également en charge la technique Tôle mince (TST).
 - Caractéristique hybride à base de modélisation permet les changements structurels rapides.
 - Importation d'un ensemble de données modèle humain visible ou d'autres ensembles de données.
 - L'importation de modèles 2D et 3D.
 - Paramétrages des fichiers de CAO importés.
 - Base de données des matériaux.
 - Modèles de structure pour la description du problème simplifié.

III.3.2 Choix du substrat

Les substrats possèdent aussi des qualités en tant que métaux, leurs propriétés électromagnétiques sont caractérisées essentiellement par trois grandeurs physiques : conductivité, constante diélectrique relative, et tangente de perte. Les substrats exploités dans la conception des antennes imprimées sont nombreux et doivent être compatibles avec le matériau de patch. Dans le cas où le matériau du patch de l'antenne est normal comme le cuivre, la permittivité relative du substrat varie de 1 à 12 [6].

Parfois, il est préférable d'utiliser des substrats diélectriques de grande épaisseur et de basse permittivité dans le but d'avoir une grande efficacité et une bande passante large. Mais dans ce cas, les pertes par onde de surface augmentent et l'antenne devient de plus en plus encombrante. Au contraire, l'utilisation de minces substrats, de permittivités élevées est conseillée pour les circuits micro-ondes, permettant la minimisation des ondes de surface et des radiations non désirées. Toutefois, l'efficacité et la bande passante diminuent à cause de la grande perte dans le substrat [6].

III.3.3 Conception de l'antenne spirale

Dans ce chapitre, on se propose d'étudier une antenne spirale de forme rectangulaire fonctionnant à la fréquence 5 GHz alimentée par un câble coaxial. L'antenne est déposée sur un substrat diélectrique de type Rogers RT5880 de permittivité $\epsilon_r = 2.2$, et d'épaisseur 3.175 mm et une tangente de perte égale à 0.009. Les dimensions du plan de masse ainsi que le patch sont $34.2 \times 34.2 \text{ mm}^2$ et $27 \times 25 \text{ mm}^2$ respectivement. La conception en spirale est formée par la superposition de plusieurs rectangles.

La figure (III-1) montre la configuration d'une antenne en spirale rectangulaire à un bras. Le bras métallique horizontal en spirale de largeur w est imprimé sur un substrat diélectrique carré.

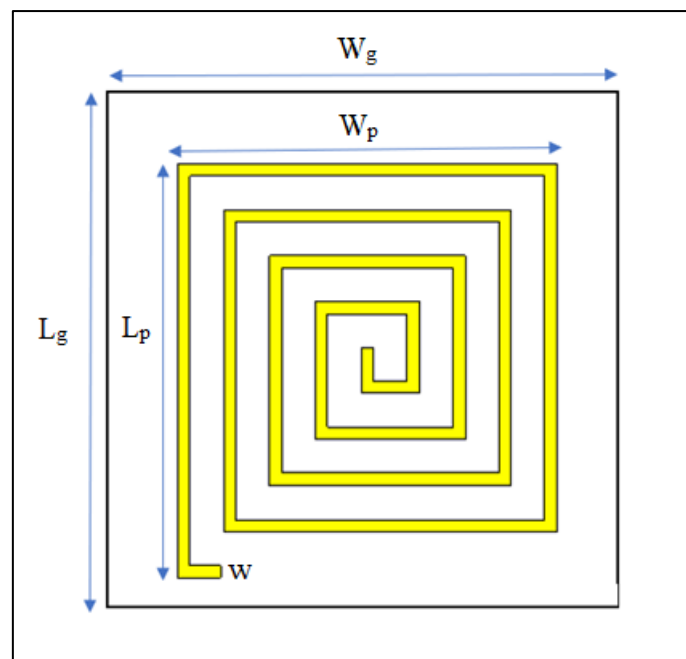


Figure III-1 : Conception d'antenne spirale à un seul bras

L'antenne est alimentée par un câble coaxial dont le but d'assurer au mieux l'adaptation d'impédance. Les dimensions de cette sonde ont été optimisées afin de l'adapter à un port d'alimentation à 50 ohms à la fréquence désirée qui est de 5 GHz.

Dans le cas des rainures rectangulaires en spirale, la largeur de l'écart entre les fentes voisines individuelles a été de $w=0.804 \text{ mm}$. Les paramètres géométriques sont rassemblés dans le tableau ci-dessous :

Paramètres de l'antenne spirale	Valeurs
Longueur du plan de masse et du substrat L	34,2 mm
Largeur du plan de masse et du substrat W	34,2 mm
Longueur du patch L_p	27 mm
Largeur du patch W_p	25 mm
L'épaisseur du patch (cuivre)	0,035 mm
L'épaisseur du plan de masse t	0,035 mm
La largeur de l'écart des bras w	0.804 mm

Tableau III-1 Paramètres de l'antenne spirale à un bras

III.3.4 Géométrie d'antenne spirale

La figure (III-2) montre la géométrie et le paramètre essentiel de cette conception où a_1 est la longueur du bras initial est égale à 3,018 mm.

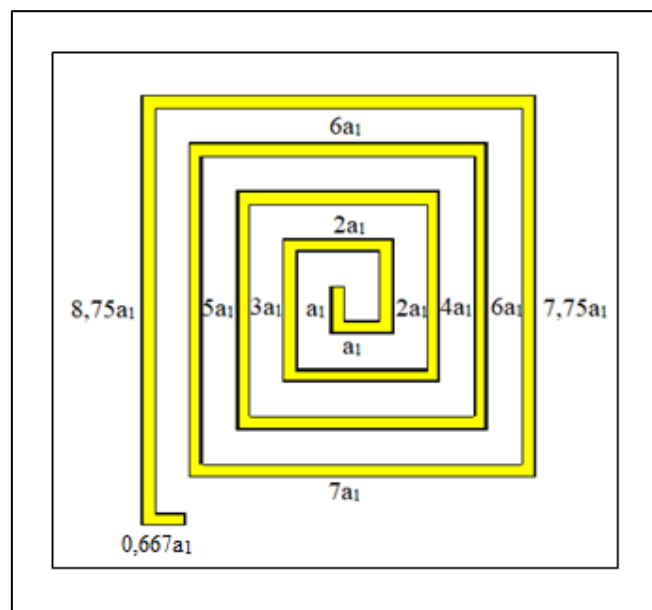


Figure III-2 : Géométrie de l'antenne proposée

III.3.5 L'alimentation par câble coaxial

Pour une antenne spirale rectangulaire à un bras, le choix de l'emplacement et de la méthode d'alimentation influencera sur les performances de l'antenne. L'alimentation par sonde coaxiale est une technique très utilisée pour une bonne adaptation des antennes micro rubans.

Dans ce cas, le conducteur intérieur du câble est en cuivre, qui traverse le diélectrique et est soudé au centre du patch, alors que le conducteur externe qui est aussi en cuivre est relié au plan de masse.

Paramètres du câble coaxial	Valeurs
Rayon intérieur de l'alimentation coaxiale R_1	0,8 mm
Rayon extérieur de l'alimentation coaxiale R_2	2,7555 mm
Cordonnées de point d'alimentation (X, Y)	0,0 (placé au centre)

Tableau III-2 Paramètre du câble coaxial

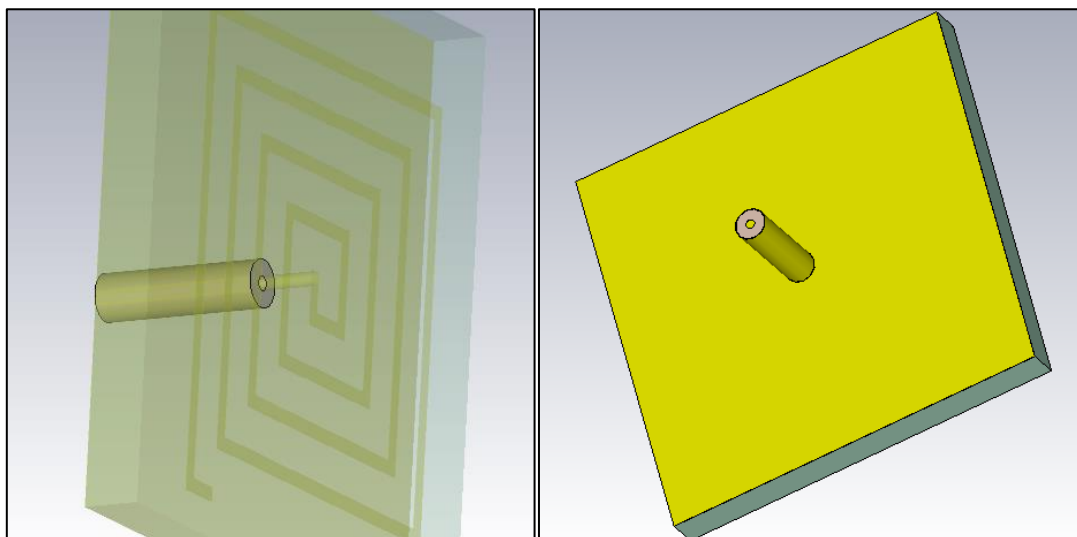


Figure III-3 : Alimentation par câble coaxial

III.4 Résultats de simulation

III.4.1 Coefficient de réflexion $S_{1,1}$

Le coefficient de réflexion ($S_{1,1}$) est la mesure de la quantité d'énergie de radiofréquence (RF) qui peut être donnée par une antenne. La figure (III-4) illustre le module du coefficient de réflexion $S_{1,1}$ sur un intervalle qui s'étale de 3 GHz à 7 GHz. Nous remarquons que le niveau de paramètre S_{11} est de -15,699 dB à une fréquence de 5,6 GHz. Une bonne adaptation autour de 6,66 GHz pour un coefficient de -25,816 dB.

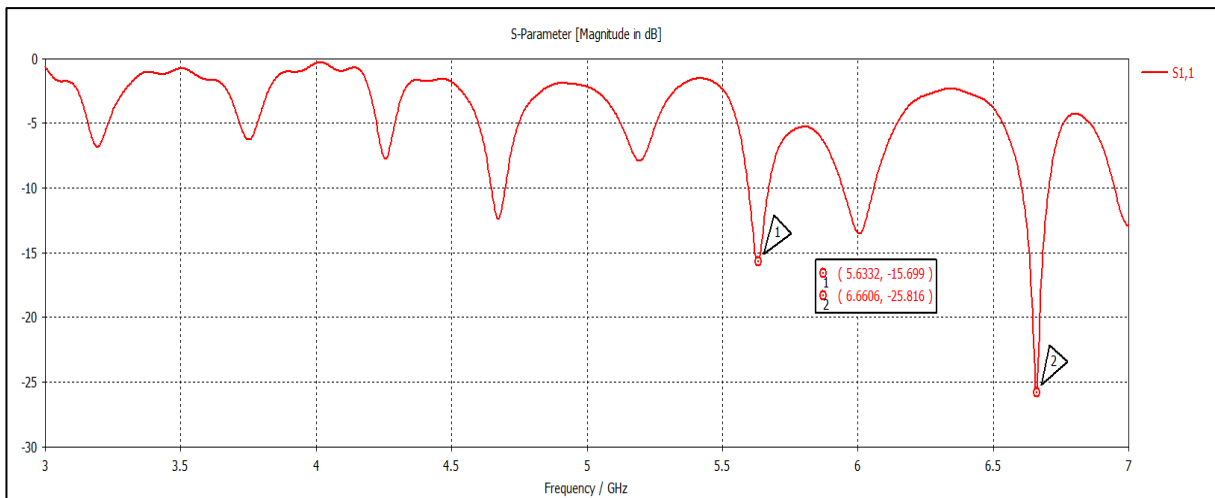


Figure III-4 : Coefficient de réflexion $S_{1,1}$

III.4.2 Taux d'onde stationnaire VSWR

La valeur de taux d'onde stationnaire vaut 1,3904 pour une fréquence de 5,6 GHz et pour 6,6 GHz la valeur de ce rapport est de 1,1061.

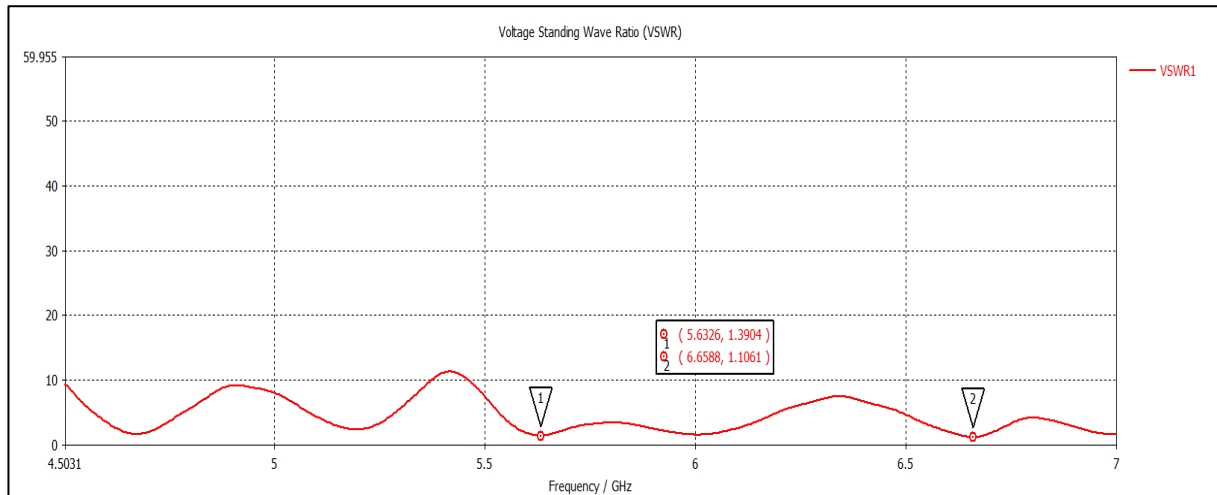


Figure III-5 : Taux d'onde stationnaire VSWR

III.5 Etude paramétrique

On remarque d'après les résultats, que l'antenne n'est pas adaptée à la fréquence du travail. Pour l'amélioration du coefficient de réflexion à la fréquence de résonance, une étude paramétrique a été effectuée sur quelques paramètres.

- La largeur entre l'écart des bras w :

D'après cette étude, on remarque qu'à $w=1,4$ mm donne un bon coefficient de réflexion égale à $-29,809$ dB, mais ce n'est pas adapté à la fréquence désirée.

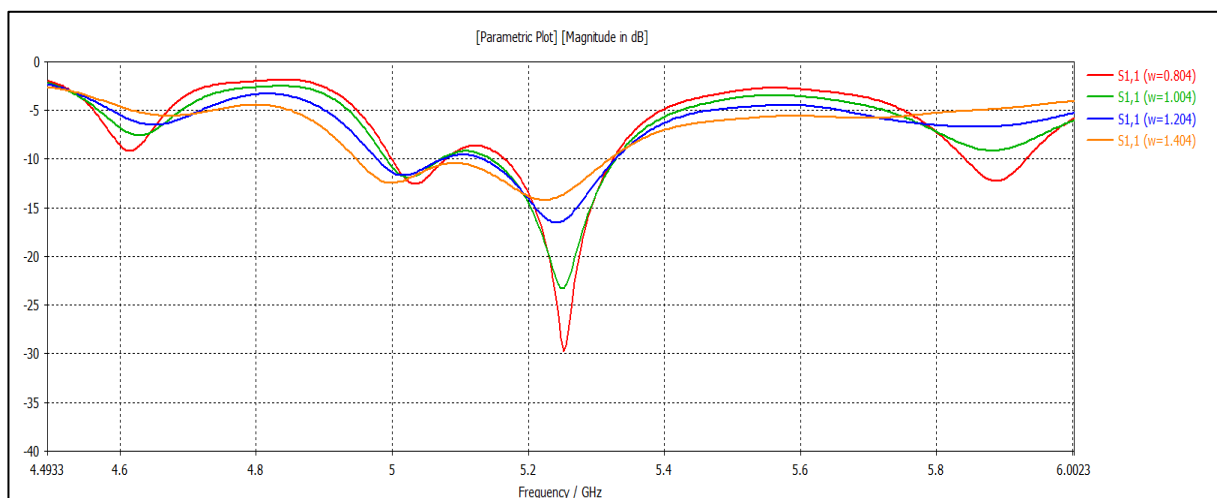


Figure III-6 : Etude paramétrique selon w

CHAPITRE III CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE PATCH EN FORME SPIRALE POUR LA DETECTION TUMORALE

- La longueur du plan de masse L :

Pour améliorer la fréquence de résonance, ont été obligés de passer à une autre étude qui consiste à la variation de la longueur du plan de masse. Les résultats sont représentés par la figure (III-7).

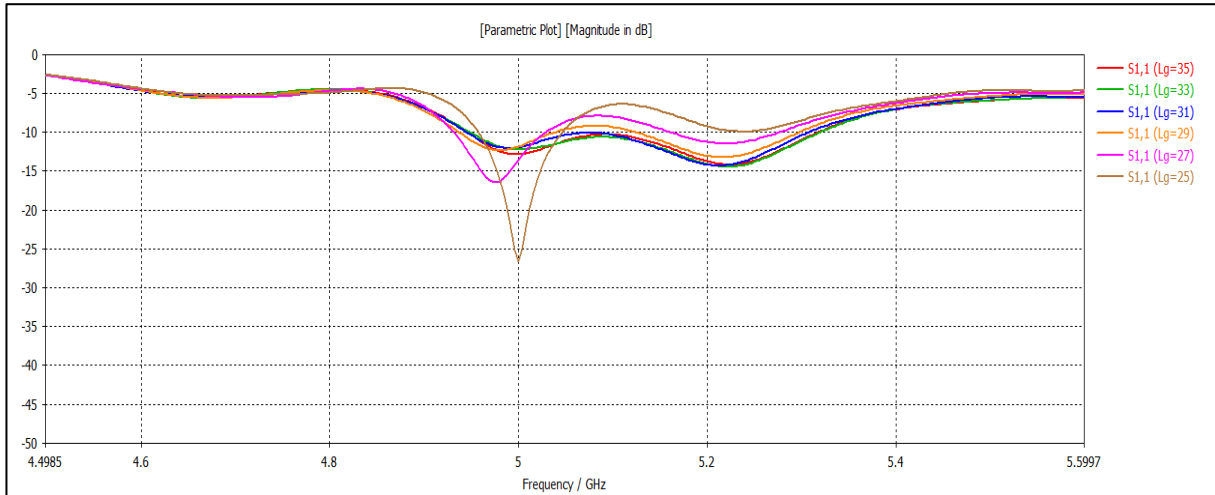


Figure III-7 : Etude paramétrique selon la longueur du plan de masse L

On remarque, une bonne adaptation est réalisée pour $L=25$ mm avec un niveau de coefficient de réflexion de -27.8 dB à la fréquence de résonance 5 GHz.

Par la suite, nous allons évaluer le coefficient de réflexion, le taux d'onde stationnaire, le gain, le diagramme de rayonnement et la directivité de l'antenne optimisée.

III.5.1 Coefficient de réflexion $S_{1,1}$

On remarque un coefficient de réflexion très satisfaisant de $-27,859$ dB pour une fréquence de 5 GHz avec $w=1,4$ mm.

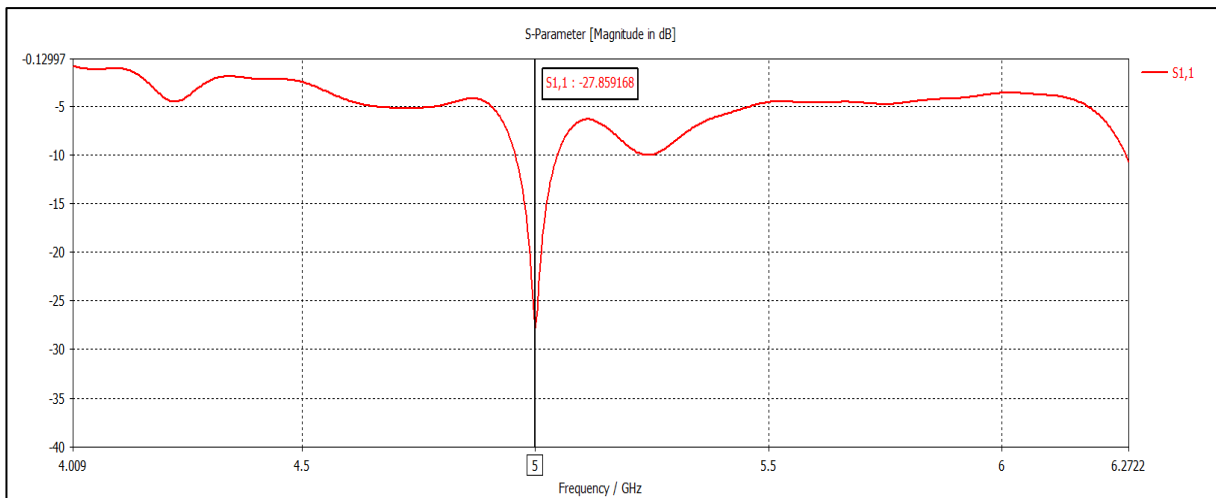


Figure III-8 : Coefficient de réflexion à 5 GHz

III.5.2 Taux d'onde stationnaire VSWR

Une valeur inférieure du VSWR signifie que plus de puissance est fournie à l'antenne, le VSWR doit être supérieur ou égal à 1 et inférieur à 2.

Un taux de 1,084 a été obtenu en appliquant l'antenne dans l'espace libre.

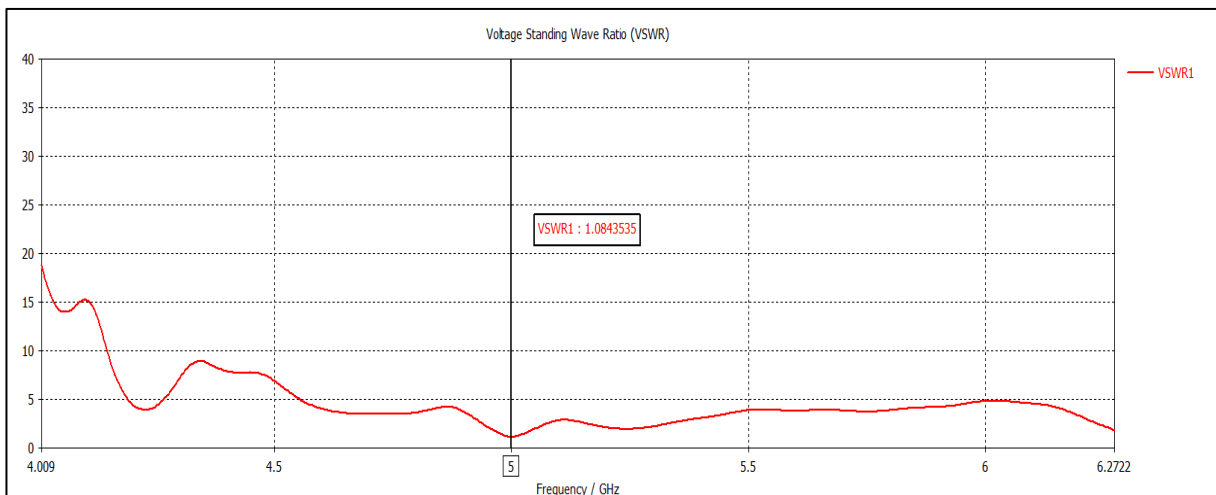


Figure III-9 : Taux d'onde stationnaire à la fréquence souhaitée

III.5.3 Le gain

La figure (III-10) montre le gain de cette antenne ayant une valeur de 5,59 dB.

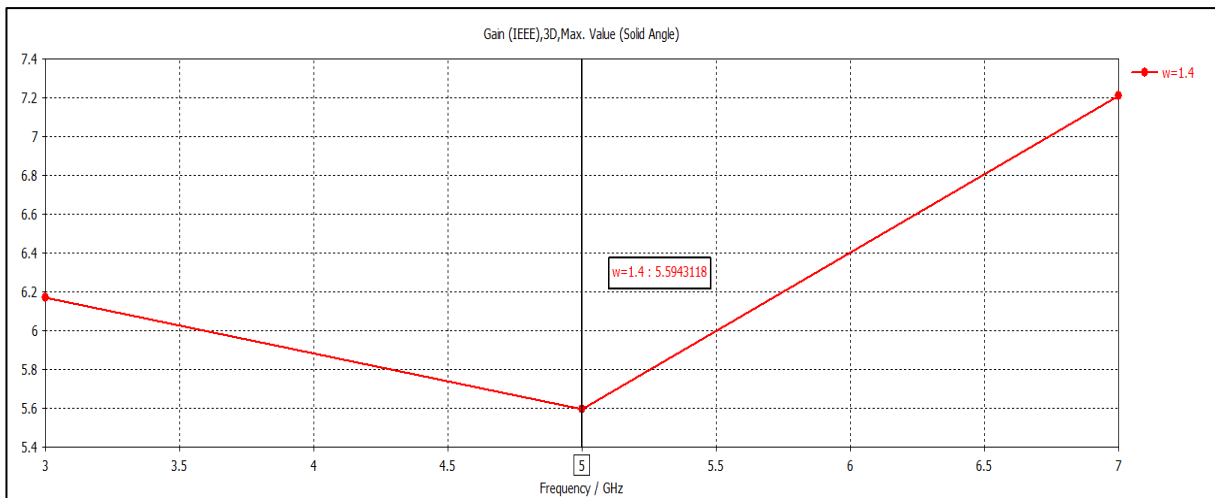
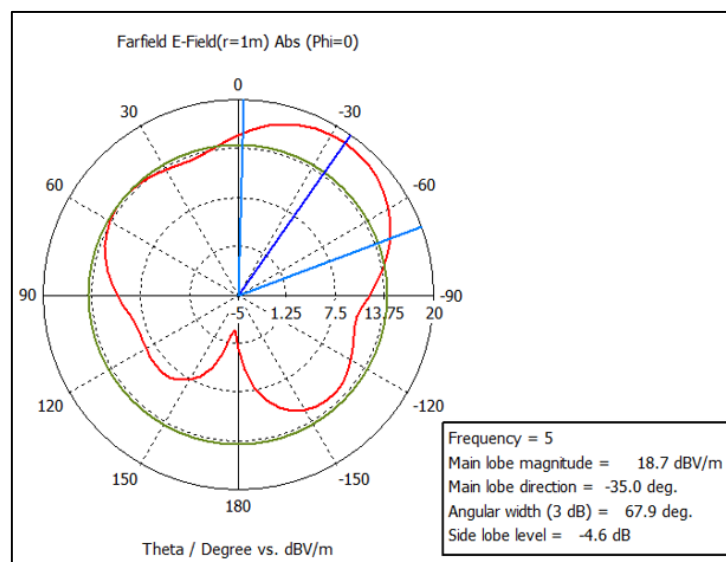


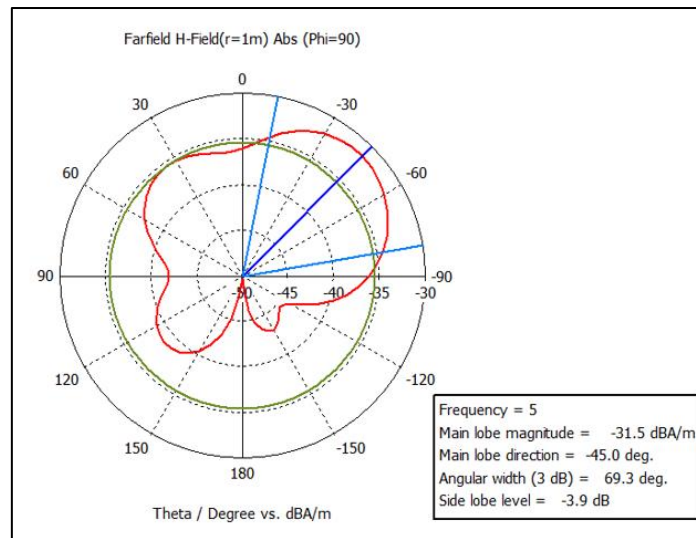
Figure III-10 : Gain en fonction de la fréquence de résonance

III.5.4 Diagramme de rayonnement

Les résultats simulés des diagrammes de rayonnement en 2D à la fréquence de résonance sont calculés des deux plans E et H comme le montre la figure (III-11), nous remarquons que l'antenne à un rayonnement quasi-omnidirectionnel.



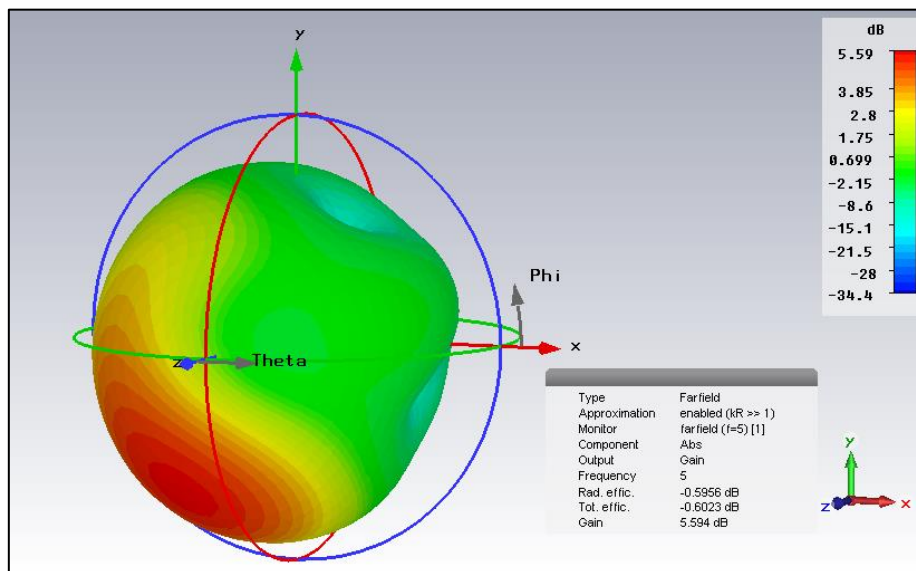
(a)



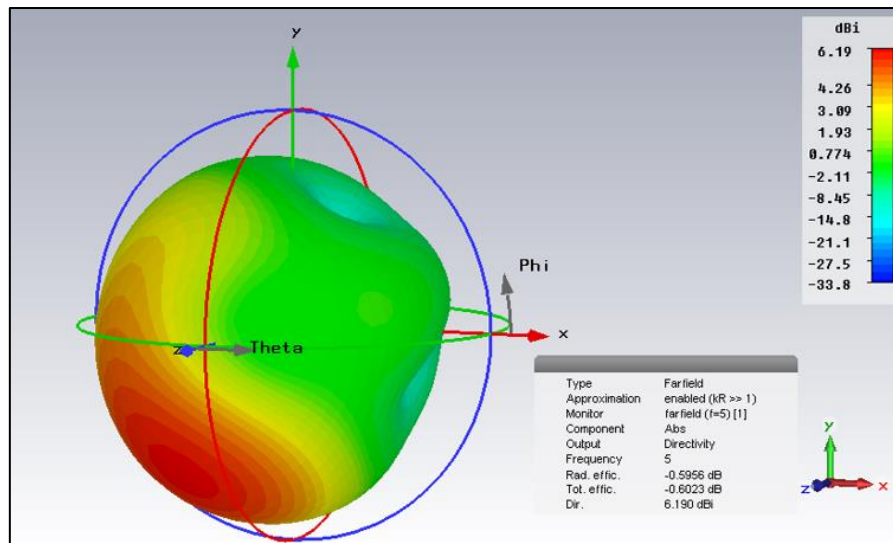
(b)

Figure III-11 : Diagramme de rayonnement en 2D ; (a) plan (E) ; (b) plan(H)

La figure (III-12) donne une directivité de 6,19 dBi et le gain de cette antenne correspond à la fréquence de résonance.



(a)



(b)

Figure III-12 : Diagramme de rayonnement en 3D ;(a) le gain;(b) la directivité

III.6 Modèle de sein avec l'antenne spirale rectangulaire

Le modèle de fantôme de sein conçu comporte trois parties différentes : la peau, la graisse, et la tumeur. Les deux premières parties (peau, graisse) sont appelées tissus normaux, tandis que la partie tumorale est appelée tissu malin. Les propriétés diélectriques utilisées pour créer les tissus normaux sont la permittivité, la conductivité électrique, la densité, la capacité thermique, la conductivité thermique, la perméabilité, et les trois premières propriétés ont été utilisées pour créer le tissu tumoral.

Le modèle de sein est constitué de peau d'un rayon de 30 mm et d'une épaisseur de 4 mm. De même, la graisse a un rayon de 26 mm et une épaisseur de 5 mm. De plus, la taille de la tumeur est considérée comme étant de 5 mm. La figure (III-13) montre le modèle de sein, et le tableau (III-3) indique les valeurs des paramètres utilisés pour concevoir le modèle de sein humain. Pour étudier l'impact de l'interaction radiofréquence sur la proximité du fantôme, différentes propriétés diélectriques (Conductance électrique, Permittivité relative, etc.) ont été utilisées.

Les propriétés diélectriques des tissus mammaires (tissus malins et normaux) peuvent être modifiées de manière significative en fonction de la variation du spectre de fréquences. Les propriétés diélectriques peuvent également être modifiées pour de nombreux types de tissus mammaires en fonction de leur structure et de leur contenu [7]. Le tableau des paramètres

CHAPITRE III CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE PATCH EN FORME SPIRALE POUR LA DETECTION TUMORALE

(III-3) montre qu'à la fréquence de fonctionnement de 5 GHz, la permittivité, la conductivité électrique, la densité, la capacité thermique, la conductivité thermique des deux tissus normaux sont différentes, et la perméabilité (μ) de ces tissus est la même.

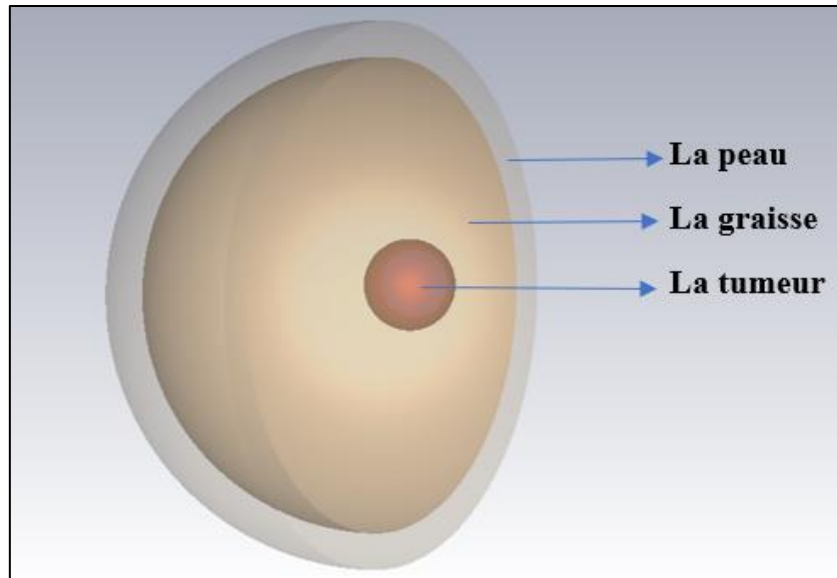


Figure III-13 : Différentes parties du modèle de sein conçu

Tissu	Permittivité S/m	Conductivité électrique S/m	Densité Kg/m³	Capacité thermique Kj/Kg/K	Conductivité thermique W/m/K	Perméabilité
Peau	36.7	2.34	1109	3391	0.37	1
Graisse	4.84	0.262	911	2348	0.21	1
Tumeur	54.9	4	1058	-	-	-

Tableau III-3 Différentes valeurs de paramètres des tissus mammaires

Après avoir créé le modèle de sein affecté par le cancer dans CST, l'antenne en espace libre conçue a été appliquée au fantôme à une fréquence de fonctionnement de 5 GHz. La figure (III-14 a) et (III-14 b) montre le modèle de sein affecté par le cancer et l'emplacement de la tumeur, respectivement.

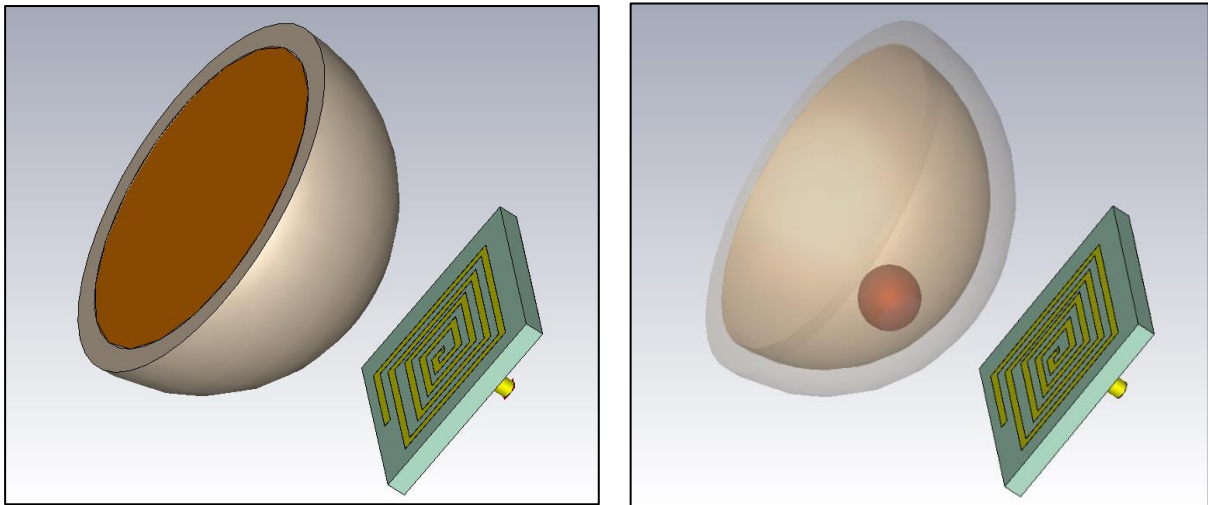


Figure III-14 : (a) Modèle de sein affecté par le cancer avec l'antenne spirale ; (b) l'emplacement de la tumeur

III.7 Résultats et analyse

III.7.1 Coefficient de réflexion

Le coefficient de réflexion présente encore une bonne adaptation, elle est de l'ordre de -29.73 dB à la fréquence de fonctionnement.

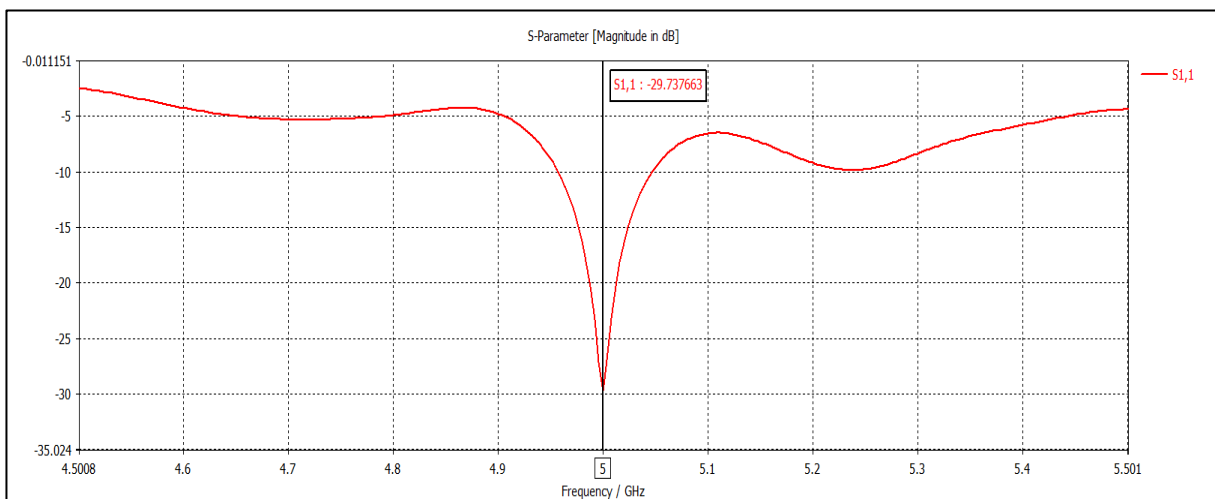


Figure III-15 : Le coefficient de réflexion de l'antenne avec tumeur

III.7.2 Rapport d'onde stationnaire VSWR

Le taux d'onde stationnaire comme la montre la figure (III-16) suivante nous donne également l'appréciation de l'adaptation. Pour la fréquence 5,004 GHz, nous avons relevé un TOS est < 2 dans la bande passante.

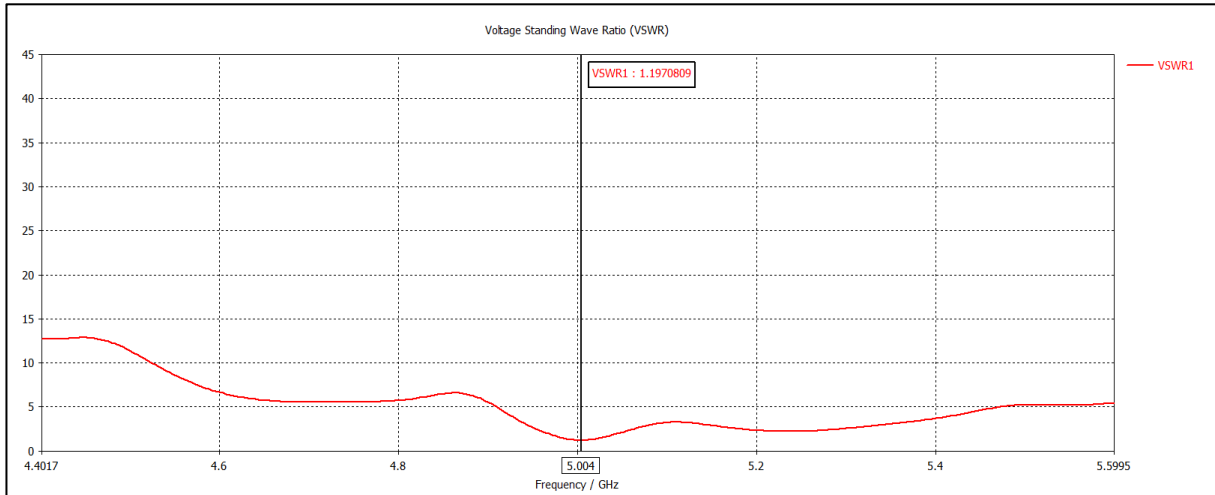


Figure III-16 : Rapport d'onde stationnaire VSWR avec tumeur

III.7.3 Diagramme de rayonnement en 2D

La figure (III-17) montre le diagramme de rayonnement dans le fantôme du sein affecté par le cancer (forme polaire, Phi = 90 degré). À partir de là, la magnitude du lobe principal de 3,32 dB et un niveau de lobe secondaire de -2,5 dB ont été atteints.

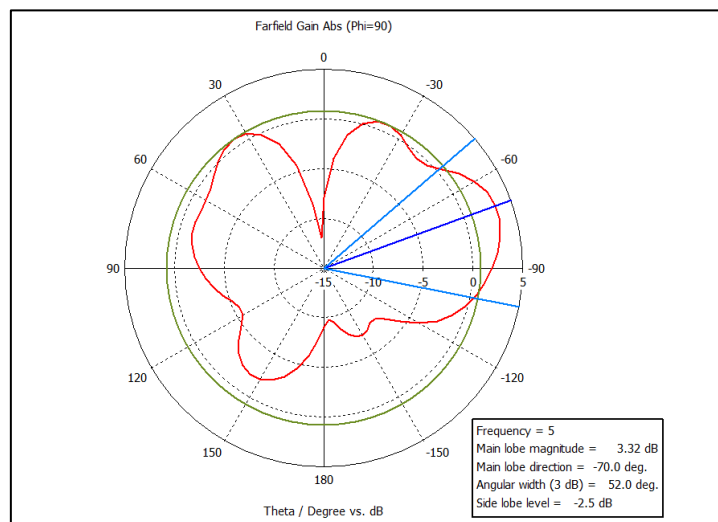


Figure III-17 : Diagramme de rayonnement dans le fantôme du sein affecté par le cancer

III.7.4 Efficacité du rayonnement

Comme l'antenne est destinée à une application corporelle, une efficacité de rayonnement équilibrée doit être obtenue, sinon l'antenne ne sera pas applicable pour le diagnostic du cancer du sein. Dans l'antenne proposée, une efficacité de rayonnement de -1,45 dB a été atteinte avec succès dans le modèle de sein affecté par le cancer.

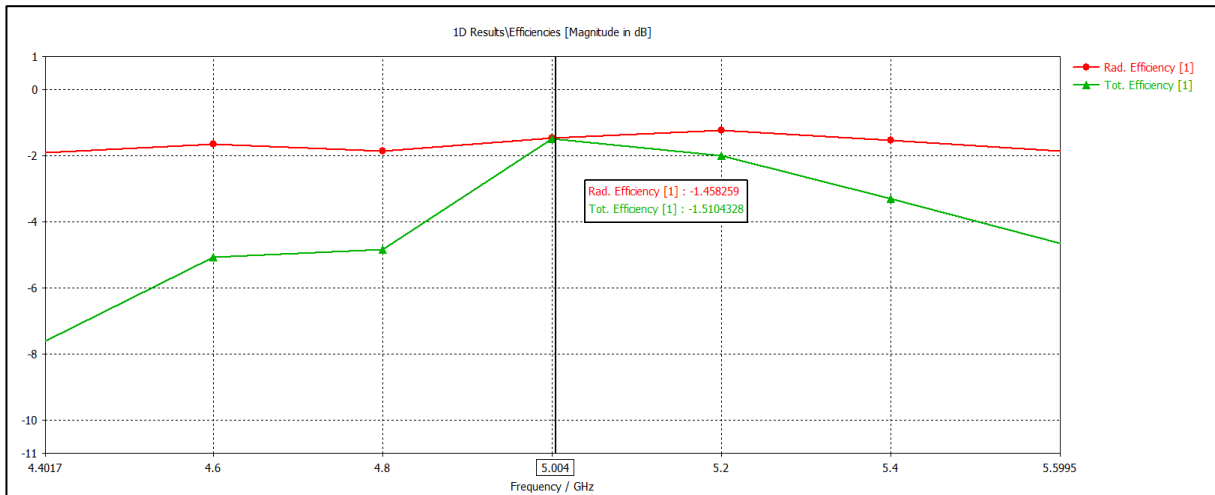


Figure III-18 : L'efficacité de rayonnement de l'antenne avec tumeur

III.7.5 Débit d'absorption spécifique (Specific absorption rate)

Le DAS ou (SAR en anglais) est la mesure de l'absorption de l'énergie électromagnétique par les tissus humains lorsqu'ils y sont exposés. Elle est définie comme l'énergie absorbée par les tissus par masse, et son unité de mesure est le watt par kilogramme. La valeur SAR pourra être utilisée pour une masse de 1 g de tissu, et les valeurs seront calculées en W/kg en chaque point du tissu [8]:

$$\mathbf{SAR}_{\text{local}}(\mathbf{r}, \omega) = \frac{\sigma(\mathbf{r}, \omega) |\mathbf{E}(\mathbf{r}, \omega)|^2}{2\rho(\mathbf{r})} \quad \text{III-1}$$

La valeur SAR locale peut être calculée à l'aide de l'équation **III-1**. Tout d'abord, un cube avec une masse définie pour chaque point est trouvé. La densité de perte d'énergie sur le cube est ensuite combinée et la valeur totale est divisée par la masse du cube. La valeur moyenne du SAR peut être calculée à l'aide de l'équation suivante **III-2**:

$$\text{SAR}_{\text{moyenne}}(\mathbf{r}, \omega) = \frac{1}{v} \int \frac{\sigma(\mathbf{r}, \omega) |\mathbf{E}(\mathbf{r}, \omega)|^2}{2\rho(\mathbf{r})} d\mathbf{r} \quad \text{III-2}$$

Avec : $\sigma(\mathbf{r}, \omega)$: La conductivité du matériau [S/m]

ρ : La densité du matériau diélectrique à r en [kg/m³]

$|\mathbf{E}(\mathbf{r}, \omega)|$: le champ électrique à l'intérieur de tissu [V/m]

Le modèle de fantôme de sein est placé (20 mm) à distance de l'antenne, cette dernière rayonnera vers le fantôme, et la réponse est réfléchiée vers l'antenne jusqu'à ce que l'antenne puisse la recevoir.

Des simulations ont été effectuées pour 1 g de tissu de masse à la fréquence 5 GHz avec la tumeur située aux coordonnées (20, 0, 40).

Le tableau (III-4) résume les résultats importants du SAR calculés par CST :

Moniteur de densité de perte de puissance utilisé	loss (f=5) [1] à 5 GHz
Masse cellulaire moyenne [g] :	0.000224358
Méthode de calcul de la moyenne (Norme) :	IEEE/IEC 62704-1
Masse moyenne [g] :	1
Puissance absorbée [W] :	0.0136036
Masse tissulaire [kg] :	0.0556342
Puissance des tissus [W] :	0.0136036
SAR total [W/kg] :	0.244518
SAR maximal (1g) [W/kg]:	0.595046
Maximum à (x,y,z) [mm] :	33.4865, 0.731812, 40.5312

Tableau III-4 Résultats de calcul du SAR

La valeur du débit d'absorption spécifique (SAR) a également été déterminée pour 1 g de tissu. Sur la figure (III-19), on peut voir que la valeur maximale du SAR pour 1 gramme de tissu est de 0.595046 W/kg. En raison de l'objectif de sécurité des patients, il existe un critère de la Commission fédérale des communications (FCC) pour l'objectif expérimental de

CHAPITRE III CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE PATCH EN FORME SPIRALE POUR LA DETECTION TUMORALE

l'antenne. Selon les normes américaines, la valeur SAR doit être inférieure à 1,6 W/kg selon la FCC [9].

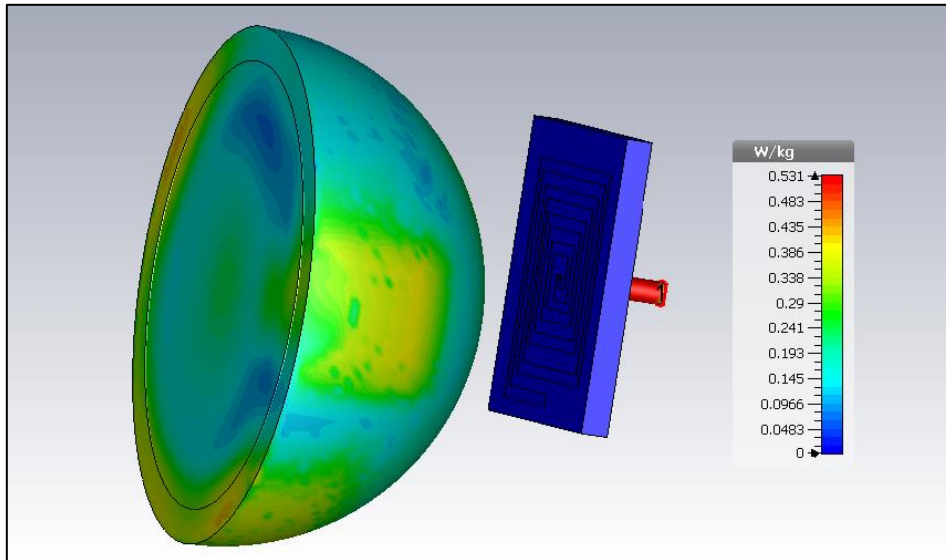


Figure III-19 : Calcul du SAR (1 gramme de tissu)

La figure (III-20) montre le diagramme de rayonnement 3D (directivité) dans le modèle de sein affecté par le cancer dans lequel une valeur de directivité de 6,868 dB a été atteinte avec succès.

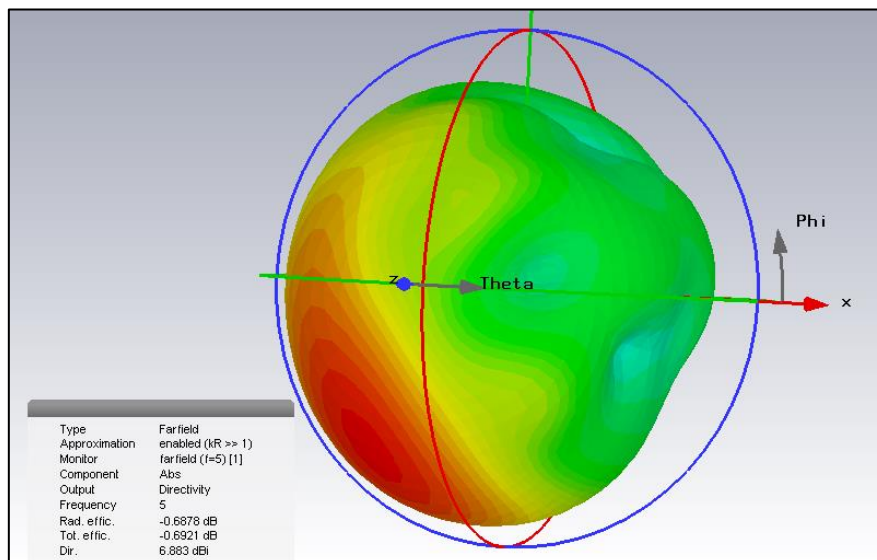


Figure III-20 : Diagramme de rayonnement 3D (directivité) dans le modèle de sein affecté par le cancer

CHAPITRE III CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE PATCH EN FORME SPIRALE POUR LA DETECTION TUMORALE

La tumeur a été localisée manuellement à (20,0, 40) [mm], où $x = 20$, $y = 0$ et $z = 40$ lors de la conception du modèle de fantôme de sein, qui est considéré comme le véritable emplacement de la tumeur. Après l'analyse SAR, l'emplacement de la tumeur a été prédit à (33.4865, 0.731812, 40.5312) [mm], où $x = 33.4865$, $y = 0.731812$, et $z = 40.5312$. Cela donne une idée approximative de la localisation de la tumeur par rapport à la localisation réelle de la tumeur. On peut donc dire que l'emplacement de la tumeur peut être facilement déterminé. L'emplacement réel de la tumeur et l'emplacement prévu de la tumeur peuvent être vus sur la figure (III-21).

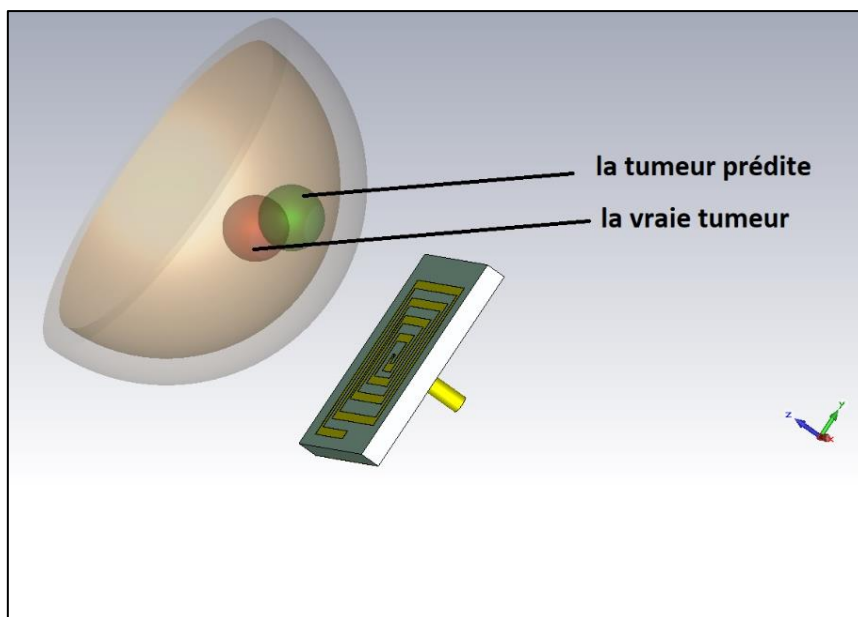


Figure III-21 : L'emplacement prédit de la tumeur

III.7.6 Etude comparative

Différents articles de recherche des travaux antérieurs ont analysé en détail les performances des antennes pour la détection des tumeurs du sein. Nous les comparerons avec l'antenne proposée. Les performances de l'antenne sont résumées sur le tableau (III-5). Par conséquent, il est clair que le modèle de l'antenne proposée est très efficace et compact. L'antenne proposée peut également détecter les tumeurs de petite taille plus précisément que les autres modèles. Le tableau suivant présente une comparaison détaillée entre les modèles d'antennes des travaux issus de la littérature et le modèle proposé.

Coefficient de réflexion (S11), dB	Directivité, dBi	Dimensions de l'antenne Longueur*Largeur (mm)	Taille de la tumeur (mm)	Références
-28	6,17	90*40	5	[7]
-20	6,6	25*25	5	[10]
-20	11	22*22	5	[11]
-15	7	76*78	10	[12]
-8,5	6,5	48,46*42,46	6	[9]
~	3,5	25*16	5	[13]
-12	~	125*51	7	[14]
-29,73	6,883	34.2*34,2	5	Modèle proposé.

Tableau III-5 Comparaison du modèle de l'antenne proposée et ceux des différents articles

III.8 Conclusion

Dans ce chapitre, une antenne spirale rectangulaire en technologie micro-ruban a été conçue à une fréquence de 5 GHz dans un espace libre, et un modèle de sein affecté par le cancer pour diagnostiquer le cancer du sein à un stade précoce.

Sur la base des propriétés diélectriques d'un sein humain réel, un modèle de sein a été conçu pour déterminer le coefficient de réflexion, la directivité et l'efficacité du rayonnement de l'antenne dans l'espace libre et avec le modèle de sein affecté par la tumeur. Enfin, à partir de toutes les données obtenues, il a été compris que l'antenne proposée était capable de diagnostiquer le cancer du sein grâce à l'imagerie par micro-ondes et spécialement avec la valeur du SAR maximale qui est plus élevée à l'emplacement des cellules tumorales, ce qui permet la détection facile des cellules cancéreuses.

Références bibliographiques

- [1] H. Y. J. Y. Hisamatsu Nakano, "Numerical Analysis of Two-Arm Spiral Antennas Printed on a Finite-Size Dielectric Substrate", IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION éd., vol. 50, 2002.
- [2] U. SAYNAK, "NOVEL RECTANGULAR SPIRAL ANTENNAS", İZMİR, MASTER OF SCIENCE in Electronics and Communication Engineering, 2007.
- [3] D. S. A. D. Z. F. Aiza Mahyuni Mozi, "Rectangular spiral microstrip antenna for WLAN application", Universiti Teknologi MARA MALAISIE, 2012.
- [4] Mathworks, "Third-Party Products & Services", [En ligne]. Available: https://in.mathworks.com/products/connections/product_detail/cst-microwave-studio.html.
- [5] Keonys, "CST STUDIO SUITE®, LA SOLUTION DE SIMULATION ÉLECTROMAGNÉTIQUE 3D", [En ligne]. Available: <https://www.keonys.com/logiciels-simulations/cst-studio-suite/>.
- [6] O. Barkat, "Etude et Synthèse des Caractéristiques de Réseaux d'antennes Imprimées Supraconductrices dans la Bande Millimétrique", Thèse de Doctorat, Université Mentouri Constantin, 2009.
- [7] S. S. V. J. P. S. B. S. V. a. B. D. Shekhawat, "An Off-diagonal Feed Elliptical Patch Antenna with Ring Shaped Slot in Ground Plane for Microwave Imaging of Breast", In 2019 IEEE Indian Conference on Antennas and Propagation (InCAP) , 2019, pp. 1-4.
- [8] A. M. a. A. W.-W. J. Michałowska-Samonek, "Numerical analysis of high frequency electromagnetic field distribution and specific absorption rate in realistic breast models," vol. 88, n° 112b, pp. 97-99, 2012.
- [9] A. A. D. S. T. R. S. H. R. a. R. M. Aziz, "On-Body Circular Patch Antenna for Breast Cancer Detection", IEEE, Éd., In 2019 IEEE International Electromagnetics and Antenna Conference (IEMANTENNA), 2019, pp. 029-034.
- [10] M. S. M. a. I. M. Rokunuzzaman, "Unidirectional wideband 3- D antenna for human head-imaging application.", IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters,16, 2016, pp. 169-172.
- [11] M. V. B. S. P. P. N. A. L. S. C. A.-A. R. F. F. H. I. D. T. a. L. E. Alibakhshikenari, "Metamaterial-inspired antenna array for application in microwave breast imaging systems for tumor detection," IEEE Access, 8, 2020, pp. 174667-174678..
- [12] M. I. M. M. N. K. S. a. S. M. Mahmud, " Microwave imaging for breast tumor detection using uniplanar AMC based CPW-fed microstrip antenna.", IEEE Access, 6, 2018, pp. 44763-44775..

CHAPITRE III CONCEPTION ET SIMULATION DE L'ANTENNE PATCH EN FORME SPIRALE POUR LA DETECTION TUMORALE

- [13] R. A. H. S. R. A. M. A. R. a. H. A. Karli, "Miniature planar ultra-wide-band microstrip antenna for breast cancer detection.", IEEE, Éd., In 2016 16th Mediterranean Microwave Symposium (MMS), 2016, pp. 1-4.
- [14] M. A. T. A. H. a. R. O. Aldhaeabi," Near-Field Microwave Loop Array Sensor for Breast Tumor Detection.", IEEE Sensors Journal, 2019, pp. 11867- 11872..

Conclusion générale

Conclusion générale

L'imagerie par micro-ondes pour la détection du cancer du sein est devenue l'un des intérêts de recherche les plus importants ces derniers temps, et aussi est une technique émergente, apparaît comme prometteuse pour les mesures de diagnostics actuelles.

L'objectif de ce mémoire était la détection des tumeurs cancéreuses dans le sein en utilisant la technique d'imagerie micro-onde, nous nous sommes penchés sur le dépistage précoce du cancer du sein. Pour commencer, nous avons présenté dans le premier chapitre un état de l'art des différentes antennes avec leurs caractéristiques ainsi que leurs différents types en particulier les antennes imprimées et à la fin nous avons abordé leurs avantages et leurs inconvénients.

Dans le deuxième chapitre, nous avons exposé l'anatomie du sein, ainsi que les différents cancers du sein, les différentes techniques utilisées pour le dépistage du cancer du sein. Ensuite, nous avons défini le système de l'imagerie par micro-ondes.

Le troisième chapitre a été consacré à la présentation des étapes de conception et d'optimisation d'une antenne patch en forme spirale. Nous avons commencé par une présentation du logiciel de simulation CST qui a été utilisé pour la conception. Un modèle de fantôme du sein en présence de tumeur a été utilisé puis les résultats de simulation ont été présentés. Des résultats de calcul du débit d'absorption spécifique ont été montrés et détaillés, puis une étude comparative à la fin de ce chapitre a été élaborée.

Les résultats encourageants obtenus lors de ce mémoire ouvrent la voie à d'autres perspectives de recherche à savoir :

- La réalisation du système d'imagerie micro-onde pour la détection des tumeurs cancéreuses,
- L'extension à d'autres techniques d'imagerie micro-onde pour la détection et la localisation des tumeurs cancéreuses.

