

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 الدكتور الطاهر مولاي سيادة

Université Saida Dr Tahar Moulay –

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

Projet de Fin de Cycle présenté pour l'obtention du Diplôme de MASTER

En : Génie biomédical

Spécialité : Instrumentation médical

Par : Bahloul Khalida et Boumediene Fadwa wissem

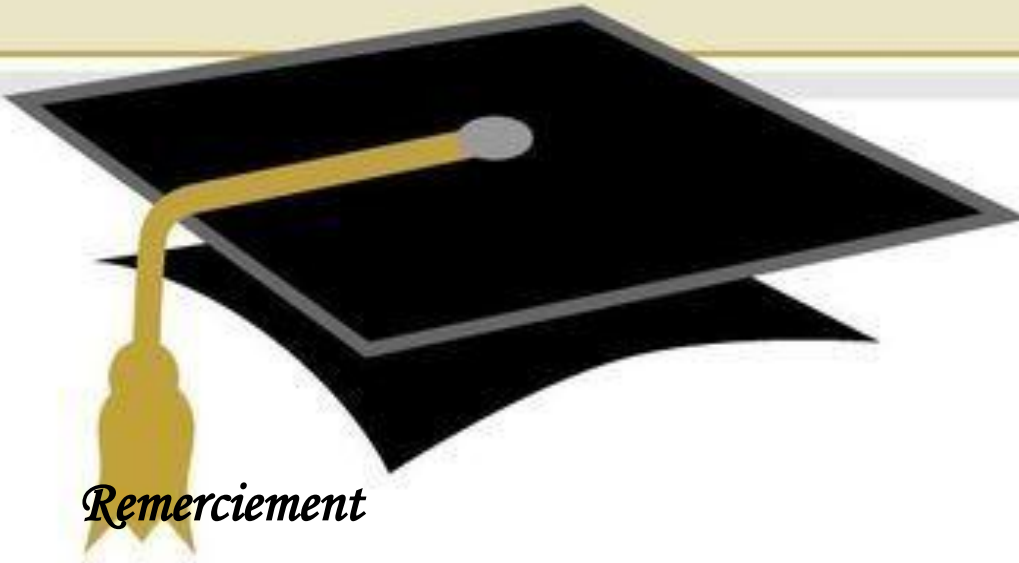
Sujet

Détection du cancer du sein à l'aide d'une conception d'antenne textile adaptable

Soutenue publiquement en , devant le jury composé de :

Dr. Benallou Yacine	Professeur	Université de Saida	Président
Dr. Arbouche Omar	Professeur	Université de Saida	Examineur 1
Dr.Chetioui Mohamed	Maitre de conférences A	Université de Saida	Examineur 2
Dr. DAMOU Mehdi	Maitre de conférences A	Université de Saida	Rapporteur
Mr. GOUNI Slimane	Maitre Assistant B	Université de Saida	Co-Rapporteur

Année Universitaire 2022/2023



Remerciement

*Avant tout nous remercions **ALLAH** le Tout-Puissant de nous avoir
donné le courage, la volonté et la Patience de mener à terme ce
présent mémoire Nous tenons à
Remercier chaleureusement toutes les personnes qui ont contribué à
l'aboutissement de ce travail:*

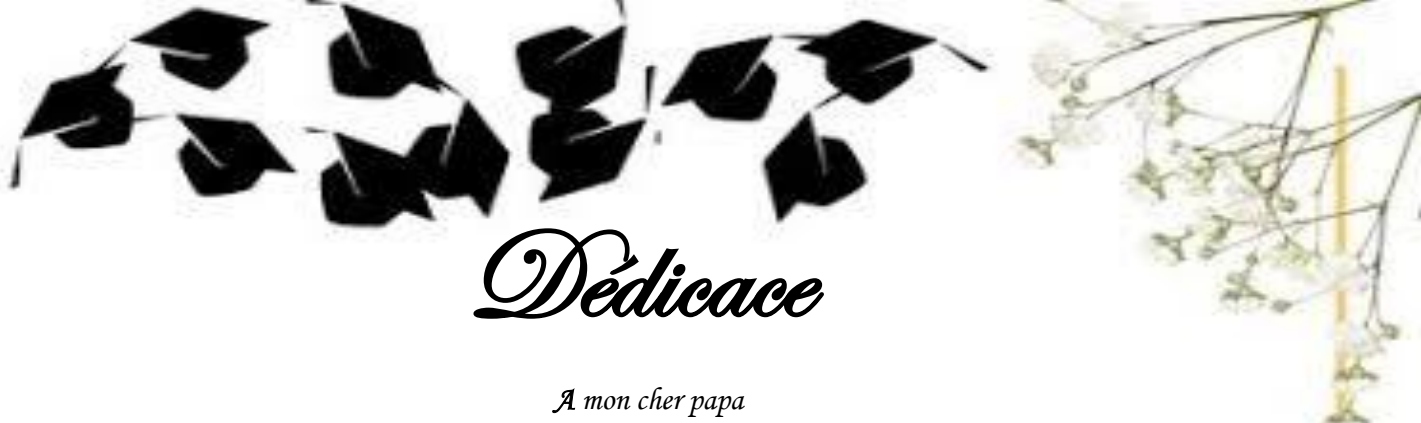
*Le docteur **M.DAMOU** notre directeur de mémoire, pour la
confiance
qu'il nous a accordée en nous confiant ce sujet, pour nos discussions
fructueuses.*

*Ainsi au docteur **S.GOUNI** qui nous a donné de précieux conseils,
qu'ils trouvent ici l'expression de notre profonde gratitude.*

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

*Enfin, Nous voulons remercier notre famille à qui nous dédions tout
naturellement ce travail.*





Dédicace

À mon cher papa

Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime et le respect que j'ai toujours

Eu pour vous.

Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon

Bien être.

Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et

Ma formation. « Merci papa »

À ma chère mère

Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes

Etudes.

Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout

Puissant, te préserve et t'accorde santé, longue vie et bonheur.

À mes frères « Kader. Omar. Mohamed »

Je vous souhaite un avenir plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité.

Je vous exprime à travers ce travail mes sentiments de fraternité et d'amour.

Je dédie ce modeste travail aussi

À ma famille.

À tout mes amis sans exception.

À toute la promotion Master II Instrumentation médical 2023.

À ma binôme Fadwa et sa famille.

À tous ce qui m'ont aidée de près ou de loin dans la réalisation de ce travail.

Bahloul Khalida



Dédicace

*Je tiens tout d'abord à remercier **Dieu** Car c'est grâce à lui que j'ai pu arriver À terminer ce travail.
Je dédie ce modeste travail :*

À mon cher papa

Aucune dédicace ne pourrait exprimer l'amour, l'estime et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon Bien être. Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation. « Merci papa ».

À ma chère mère

Tes prières et ta bénédiction m'ont été un grand secours pour mener à bien mes études. Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout puissant, te préserve et t'accorde santé, longue vie et bonheur.

À mes sœurs, «Bouchera ,Tīmou».

Je vous souhaite un avenir plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité.

À mes tante et tout mes oncles,

À ma binôme Khalida, et sa famille

À ma famille de Boumediene et Rachedi,

À toute la promotion Master II Instrumentation médical 2023.

.

Boumediene Fadwa Wissem

I-Table des Matieres

Dedicace	I
Remerciement	II
Table des matieres.....	III
Liste des figures	IV
Liste des tableaux.....	V
Liste des abreveation	VI
Symboles.....	X
Resumé	XI
Abstract	XII
Resumé	XIII
ملخص.....	XVI
Introduction Générale :.....	A
Chapitre I : Introduction sur cancer du sein et les textiles adaptable	1
I.1 État de l'art :.....	1
I.2 Le cancer du sein :.....	2
I.3 Définition et épidémiologie :.....	2
I.4 Méthodes de dépistage actuelles :.....	3
I.4.1 Mammographie :.....	3
I.4.2 L'échographie mammaire :.....	4
I.4.3 L'IRM mammaire :.....	5
I.5 Limitations des méthodes de dépistage actuelles :	5
I.5.1 Principe de mammographie:	6
I.5.2 Principe d'échographie mammaire:.....	7
I.6 Détection des tumeurs cancéreuse:	8
I.6.1 Les propriété électromagnétique du tissu humain :	8
I.6.2 Permittivité électrique (ϵ en F/m):	8
I.6.3 Perméabilité magnétique (μ en H/m):.....	9
I.6.4 Conductivité (σ en S/m):.....	9
I.6.5 La dispersion et l'atténuation:.....	9
I.6.6 Le corps humain et les sources de champs électromagnétiques :	9
I.6.7 L'imagerie micro-onde active:	10
I.7 Antennes et électromagnétisme :	10
I.7.1 Antennes et applications médicales :	12
I.7.2 Conception d'antennes pour la détection de tumeurs :.....	13
I.8 Textiles conducteurs et flexibles :	14
I.8.1 Caractéristiques des textiles conducteurs :	17
I.8.2 Utilisation des textiles conducteurs en médecine :	19

I.9 Conclusion:	21
Chapitre II : Généralités sur les antenne dans le domaine biomédical	23
II.1 Introduction:	23
II.2 Généralité sur les antennes biomédical :	23
II.3 Techniques des antennes Biomédicales:	24
II.3.1 Les antennes planaires :	25
II.3.2 Les antennes à fil :	26
II.3.3 Les antennes à cornet :	26
II.3.4 Les antennes à boucle :	27
II.3.5 Les antennes à diélectrique :	28
II.4 Caractéristique des antennes Biomédical :	29
II.4.1 Bande passante :	30
II.4.2 Impédance d'entrée :	31
II.4.3 La directivité :	32
II.4.4 Efficacité d'antenne :	33
II.4.5 Gain :	34
II.4.6 Coefficient de réflexion :	35
II.4.7 Rapport d'onde stationnaire (VSWR) :	35
II.4.8 Diagramme de rayonnement:	36
II.4.8.1 Régions du champ :	37
II.5 Les antennes imprimées biomédicales:	38
II.6 Structure d'une antenne imprimée:	39
II.6.1 Techniques d'alimentation :	40
II.6.2 Les avantages et les inconvénients :	43
II.7 les méthodes d'analyse des antennes biomédical imprimées :	44
II.7.1 Les méthodes numériques [35] :	44
II.7.2 Les méthode analytique :	45
II.7.2.1 Le modèle de la ligne de transmission :	45
II.7.2.2 La méthode de la cavité:	46
II.8 Conclusion :	47
Chapitre III :Conception et Simulation d'antenne biomédicale	49
III.1 Introduction:	49
III.2 Le logiciel de simulation HFSS :	49
III.3 Etude et conception d'antenne :	50
III.3.1 Conception d'antenne dans le textile médical :	50
III.4. Comparaison entre les quatres modèles des antennes patch :	56
III.4.1 Etude paramétrique des dimensions d'antenne patch :	57
III.5 Coneception d'une réseaux d'antenne :	64
III.5.1 conception d'un réseau à deux éléments :	64

III.5.1.1 Résultats de simulation et discussions :	65
III.5.2 conception d'un réseau à quatre éléments :	67
III.5.2.1 Résultats de simulation et discussions:.....	68
III.5.3 Comparaison entre une seule, deux, quatre éléments réseau :.....	70
Conclusion Générale :	73
Bibliographie	75

II-Liste des figures :

Figures chapitre I:

Figure I.1 : Sein avec et sans cancer.....	2
Figure I.2 : La révolution du cancer du sein.	3
Figure I.3 : Le modèle du mammographie.....	4
Figure I.4 : Le modèle du L'échographie mammaire.	4
Figure I.5 : L'IRM mammaire.....	5
Figure I.6: L'imagerie micro-onde active.....	10
Figure I.7: Prototype du sein avec tumeur.	11
Figure I.8: Système d'imagerie micro-onde pour la détection du cancer du sein.....	12
Figure I.9: Conception d'antennes pour la détection de tumeurs	14
Figure I.10: prothese mammaire externe en mousse.....	17

Figures Chapitre II

Figure II. 1 : Exemple d'antenne réseau qui une résonance à 2.4 GHz [5].	25
Figure II.2: Structure simple d'une antenne a fils.....	26
Figure II.3 : Différents types d'antennes cornet : (a) cornet sectoriel plan H, (b) cornet sectoriel plan E, (c) cornet pyramidal, (d) cornet conique, et (e) cornet nervuré.....	27
Figure II.4 : antennes Boucle magnétique.	28
Figure II.5 : antennes à diélectrique.	29
Figure II.6 : Bande passante d'une antenne	31
Figure II.7 : Représentation de l'impédance de l'antenne.....	32
Figure II.8 : Ports de référence et les pertes d'une antenne.....	34
Figure II.9 : Circuit équivalent d'antenne	35
Figure II.10: Systèmes de coordonnées pour l'analyse de l'antenne.....	36
Figure II.11 : Régions du champ d'une antenne.	37
Figure II.12 : Présentation d'une antenne imprimée [11].....	39
Figure II.13: Antenne imprimée alimentée par ligne micro-ruban.....	40
Figure II.14: Différentes formes de l'éléments rayonnant	41
Figure II.15: Antenne imprimée alimentée par sonde coaxiale.....	42
Figure II.16 : Antenne imprimée alimentée par fente.....	43
Figure II.17 : Antenne imprimée alimentée par proximité.....	43

Figure II.18 : Modèle de la cavité.....	46
---	----

Figures Chapitre III

Figure III.1: quatre modèles d'antenne.....	50
Figure III.2: Antenne patch simple.....	51
Figure (III.3) : Représentation du coefficient de réflexion S_{11} simulé.	52
Figure III.4: Antenne patch avec défaut	52
Figure (III.5) : Coefficient de réflexion S_{11} pour l'antenne patch avec défaut.....	53
Figure III.8: Antenne patch simple avec une fente en forme cylindre.....	55
<i>Figure III.9: Coefficient de réflexion S_{11} pour l'antenne patch avec DGS cylindre.</i>	<i>56</i>
Figure III.10 : Coefficients de réflexions S_{11} pour les quatre antennes (antenne patch simple, avec défaut, avec DGS rectangulaire, avec DGS cylindre).....	57
Figure III.11: Le coefficient de réflexion S_{11} , pour différents valeurs de longueur de patch.....	58
Figure III.13 : Le coefficient de réflexion S_{11} , pour différent largeur de la ligne d'alimentation simulée sous HFSS.	60
Figure III.14: Taux d'onde stationnaire pour les quatre d'antenne	61
Figure III.15 : Diagramme de rayonnement pour les quatre d'antenne	62
Figure III.16 : Gain en 3D pour quatre d'antenne	63
Figure III.17 : Conception de réseau d'antenne à deux éléments.	64
Figure III.18 : Coefficient de réflexion S_{11} de réseau d'antenne à deux éléments.	65
Figure III.19 : Taux d'onde stationnaire pour le réseau d'antenne à deux éléments.	66
Figure III.20 : Diagramme de rayonnement pour le réseau d'antenne à deux éléments.	66
Figure III.21 : Gain en 3D pour le réseau d'antenne à deux éléments.	67
Figure III.22 : Conception de réseau d'antenne à quatre éléments.....	67
Figure III.23 : Coefficient de réflexion S_{11} de réseau d'antenne à quatre éléments.....	68
Figure III.24 : Taux d'onde stationnaire pour le réseau d'antenne à quatre éléments.....	69
Figure III.25 : Diagramme de rayonnement pour le réseau d'antenne à quatre éléments. ..	69
Figure III.26 : Gain en 3D pour le réseau d'antenne à quatre éléments.....	70

Liste des tableaux :

Tableau (III.1) : Dimensions d'antenne patch simple.	51
Tableau (III.2) : Dimensions d'antenne patch avec défaut.	53
Tableau III.3 : Les dimensions d'antenne patch simple avec DGS rectangulaire.	54
Tableau (III.5) : Comparaison entre les quatre modèles des antennes patches.	57
Tableau (III.6): Les différentes valeurs de la largeur de patch.....	58
Tableau III.9:Les valeurs de VSWR des quatres d'antenne	61
Tableau III.9:Les valeurs des gain des quatres d'antenne	63
Tableau III.10 :Dimension de réseau à deux éléments	64
Tableau III.10 : Comparaison entre une seule, deux, quatre éléments réseau.....	71

Liste de abréviation :

OMS : l'Organisation mondiale de la santé

L'IRM : imagerie par résonance magnétique

SEEK : le test sanguin Cancer

IEEE : L'Institute of Electrical and Electronics Engineers

ACS : *American Chemical Society*

CEM : la Compatibilité Electromagnétique

IEC : la norme internationale.

TEP : la tomographie par émission de positons.

SCP : la stimulation cérébrale profonde .

TMS : la thérapie magnétique transcranienne.

RTMS : la stimulation magnétique transcranienne répétitive

VSWR : apport d'onde stationnaire .

2D : Deux dimensions

3D : trois dimensions

MEF : La méthode des éléments finis

HFSS : High Frequency Structure Simulator.

DGS: Difficult Ground Structure

Les symboles

ϵ : La constante diélectrique.

ϵ_0 : la constante diélectrique de l'espace libre

ϵ' : Partie de la permittivité relative.

ϵ'' : Partie imaginaire de la permittivité relative (pertes diélectriques)

f_h : la fréquence la plus élevée de la bande.

f_l : la fréquence la plus basse de la bande.

f_c : la fréquence centrale de la bande.

Z_A : est l'impédance d'antenne;

R_A : est la résistance d'entrée;

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

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

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

D : est la directivité;

U : est l'intensité de rayonnement dans la direction privilégiée

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

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

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

e_c : est l'efficacité de conduction;

e_d : est l'efficacité de diélectrique;

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

G : est le gain;

(θ, ϕ) : est l'intensité de rayonnement dans la direction (θ, ϕ) .

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

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

P_{in} : Puissance totale d'entrée.

λ : est la longueur d'onde.

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

Résumé

Le cancer du sein est l'un des cancers les plus répandus chez les femmes. Les techniques de dépistage précoce jouent un rôle crucial dans la survie et le traitement réussi de la maladie. Dans ce contexte, la conception d'une antenne textile adaptable fonctionnant à une fréquence de 2,4 GHz offre de nouvelles possibilités pour la détection du cancer du sein. Cette approche novatrice permettrait de combiner la technologie des antennes sans fil avec des textiles flexibles et confortables à porter. L'antenne pourrait être intégrée dans un soutien-gorge ou un vêtement spécial, ce qui permettrait une surveillance continue et non invasive. Grâce à la nature non ionisante des ondes électromagnétiques à cette fréquence, cette méthode de détection serait sûre pour les patients. De plus, l'adaptabilité de l'antenne textile permettrait de suivre les changements de forme et de taille du sein, garantissant ainsi une détection précise. Cette approche offre un potentiel considérable pour améliorer le dépistage précoce du cancer du sein et réduire les taux de mortalité associés à cette maladie. Cependant, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour valider l'efficacité et l'exactitude de cette méthode et pour résoudre les éventuels défis techniques liés à l'intégration de l'antenne textile dans des vêtements du quotidien.

Mots clés : Antenne patch, Antenne flexible, Détection du cancer du sein , diagramme de rayonnement, simulation par le HFSS.

Abstract

Breast cancer is one of the most common cancers in women. Early detection techniques play a crucial role in the survival and successful treatment of the disease. In this context, the design of an adaptable textile antenna operating at a frequency of 2.4 GHz offers new possibilities for the detection of breast cancer. This innovative approach would combine wireless antenna technology with flexible and comfortable textiles to wear. The antenna could be integrated into a bra or a special garment, which would allow continuous and non-invasive monitoring. Due to the non-ionizing nature of electromagnetic waves at this frequency, this method of detection would be safe for patients. In addition, the adaptability of the textile antenna would track changes in breast shape and size, thus ensuring accurate detection. This approach offers considerable potential for improving the early detection of breast cancer and reducing the mortality rates associated with this disease. However, further research is needed to validate the effectiveness and accuracy of this method and to address potential technical challenges in integrating the textile antenna into everyday clothing.

Keywords: Patch antenna, Flexible antenna, Breast cancer detection, radiation pattern, HFSS simulation.

يعد سرطان الثدي من أكثر أنواع السرطانات شيوعاً عند النساء. تلعب تقنيات الكشف المبكر دوراً مهماً في بقاء المرض وعلاجه بنجاح. في هذا السياق ، يوفر تصميم هوائي نسيج قابل للتكيف يعمل بتردد 2.4 جيجا هرتز إمكانيات جديدة للكشف عن سرطان الثدي. سيجمع هذا النهج المبتكر بين تقنية الهوائي اللاسلكي والمنسوجات المرنة والمريحة للارتداء. يمكن دمج الهوائي في حمالة صدر أو ثوب خاص ، مما يسمح بالمراقبة المستمرة وغير الغازية. نظراً للطبيعة غير المؤينة للموجات الكهرومغناطيسية عند هذا التردد ، فإن طريقة الكشف هذه ستكون آمنة للمرضى. بالإضافة إلى ذلك ، فإن قابلية تكيف هوائي النسيج من شأنها تتبع التغيرات في شكل وحجم الثدي ، وبالتالي ضمان الكشف الدقيق. يوفر هذا النهج إمكانيات كبيرة لتحسين الاكتشاف المبكر لسرطان الثدي وتقليل معدلات الوفيات المرتبطة بهذا المرض. ومع ذلك ، هناك حاجة إلى مزيد من البحث للتحقق من فعالية ودقة هذه الطريقة ولمواجهة التحديات التقنية المحتملة في دمج هوائي النسيج في الملابس اليومية

الكلمات المفتاحية: هوائي التصحيح ، الهوائي المرن ، الكشف عن سرطان الثدي ، نمط الإشعاع ، محاكاة

Introduction Générale

Introduction Générale :

Le cancer du sein est l'un des cancers les plus courants chez les femmes dans le monde entier, ce qui en fait un sujet de préoccupation majeur pour les professionnels de la santé. Les chances de guérison et de survie augmentent considérablement si le cancer du sein est détecté tôt. C'est pourquoi il est essentiel de développer des méthodes de détection précoce précises et fiables pour identifier rapidement les tumeurs du sein.

Actuellement, les techniques d'imagerie médicale telles que la mammographie, l'échographie et l'IRM sont couramment utilisées pour détecter le cancer du sein. Cependant, ces méthodes ont des limitations telles que la dose de radiation élevée, la détection limitée pour les seins denses, la nécessité d'un équipement coûteux et l'expertise en personnel formé. Par conséquent, une méthode plus simple, moins coûteuse et moins invasive serait souhaitable pour la détection précoce du cancer du sein.

Dans cette étude, nous proposons une nouvelle approche pour la détection précoce du cancer du sein en utilisant une antenne textile adaptable. Les antennes sont des dispositifs qui peuvent émettre et recevoir des ondes électromagnétiques, ce qui permet de détecter des anomalies dans les tissus corporels. Les antennes textiles ont l'avantage d'être flexibles, légères et peu coûteuses, et peuvent être facilement intégrées dans des vêtements pour une surveillance continue.

L'objectif principal de cette étude est de concevoir une antenne textile adaptable qui peut être placée sur la surface du sein pour détecter les anomalies tissulaires associées au cancer du sein. Nous évaluerons l'efficacité de cette approche en utilisant des simulations informatiques et des tests expérimentaux sur des échantillons de tissus mammaires.

Si cette méthode de détection du cancer du sein s'avère efficace, elle pourrait avoir un impact significatif sur la prévention et le traitement du cancer du sein. Elle pourrait offrir une alternative moins invasive, moins coûteuse et plus facilement accessible pour la surveillance continue et à long terme de l'état de santé du sein.

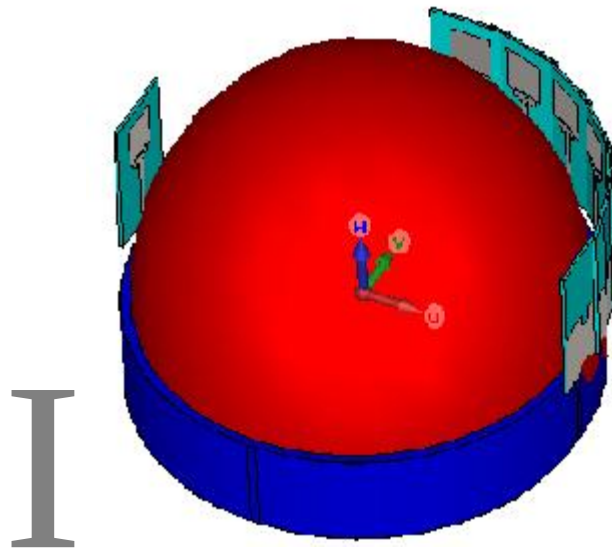
Le manuscrit de ce mémoire de master est constitué d'une introduction, de trois chapitres et d'une conclusion.

Le premier chapitre, consiste en un état de l'art des différentes techniques de détection du cancer du sein. Vous pouvez commencer par rappeler le cancer du sein. Ensuite, on va présenter les différentes techniques de dépistage disponibles, Et enfin on a défini Textiles conducteurs et leur utilisation .

Le deuxième chapitre est consacré tout d'abord à une description générale des antennes et leurs caractéristiques principales. Ensuite un rappel sur l'antenne imprimée avec la technique d'alimentation par ligne coaxiale est présenté. Et nous avons terminé par les avantages et désavantages de cette technologie.

Le troisième chapitre est consacré à la conception et réalisation d'antenne biomédicale, nous allons présenter les différentes caractéristiques de cette antenne qui travaille à la fréquence de 2.4 Ghz au niveau logiciel de simulation "HFSS".

À la fin, on termine ce travail par une conclusion générale en résumant l'ensemble du travail et les efforts déployés pour compléter ce mémoire de master.



Introduction sur cancer du sein et les textiles adaptables

Dans ce chapitre

- ↳ État de l'art
 - ↳ Détection des tumeurs cancéreuse
 - ↳ Antennes et électromagnétisme
 - ↳ Textiles conducteurs et flexibles.
-

I.1 État de l'art :

L'état de l'art de la détection du cancer du sein à l'aide d'une conception d'antenne textile adaptable est un domaine de recherche relativement nouveau et en développement. Les chercheurs explorent les possibilités d'utiliser des antennes textiles pour détecter les signes précoces de cancer du sein de manière non invasive et confortable pour les patients.

Les méthodes de dépistage actuelles du cancer du sein comprennent la mammographie, l'échographie et l'IRM, mais elles peuvent être inconfortables, coûteuses et nécessitent souvent des installations spécialisées. L'utilisation d'antennes textiles offre la possibilité de créer des dispositifs de détection plus flexibles, portables et adaptatifs.

Les antennes textiles sont fabriquées en intégrant des fils conducteurs dans des tissus, ce qui permet de créer des capteurs flexibles et souples. Ces antennes peuvent être directement intégrées dans des vêtements ou des soutiens-gorge, offrant ainsi une méthode de dépistage continue et discrète.

Plusieurs approches sont étudiées dans le domaine de la détection du cancer du sein avec des antennes textiles. Parmi elles, on trouve l'utilisation d'antennes miniaturisées pour mesurer les changements de permittivité des tissus mammaires, qui peuvent être associés à la présence de tumeurs. Les antennes peuvent également être utilisées pour détecter les changements d'impédance ou de réflexion causés par la présence de tissus anormaux.

Les avantages potentiels de l'utilisation d'une conception d'antenne textile adaptable pour la détection du cancer du sein comprennent la facilité d'utilisation, la flexibilité, la portabilité et la possibilité de surveillance continue. Cependant, il reste encore de nombreux défis techniques à surmonter, tels que la miniaturisation des antennes, la sensibilité et la spécificité de la détection, ainsi que l'intégration des capteurs dans des vêtements confortables pour les patients.

Malgré ces défis, la conception d'antenne textile adaptable pour la détection du cancer du sein représente une voie prometteuse pour améliorer les méthodes de dépistage et offrir aux patients une alternative plus confortable et pratique aux techniques de dépistage existantes. La recherche dans ce domaine se poursuit pour développer des antennes textiles plus avancées et optimiser leur utilisation dans la détection précoce du cancer du sein.

I.2 Le cancer du sein :

Le cancer du sein est une tumeur maligne qui se forme dans les cellules du sein. C'est l'un des types de cancer les plus courants chez les femmes dans le monde entier, mais il peut également toucher les hommes. Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), environ 2,3 millions de nouveaux cas de cancer du sein ont été diagnostiqués en 2020, ce qui représente 11,7 % de tous les nouveaux cas de cancer dans le monde.

Le dépistage précoce est crucial pour le traitement réussi du cancer du sein. La mammographie est l'examen de dépistage le plus couramment utilisé pour détecter les anomalies mammaires, mais il peut y avoir des limitations liées à l'âge, à la densité mammaire, à la taille de la tumeur et à d'autres facteurs. En conséquence, des techniques de détection alternatives sont en cours d'exploration. Une méthode prometteuse est l'utilisation de la spectroscopie micro-onde, qui permet de mesurer les propriétés électromagnétiques des tissus mammaires. Des études ont montré que les tumeurs malignes ont des propriétés électromagnétiques différentes des tissus normaux, ce qui permet de les détecter à l'aide de signaux micro-ondes.[1]

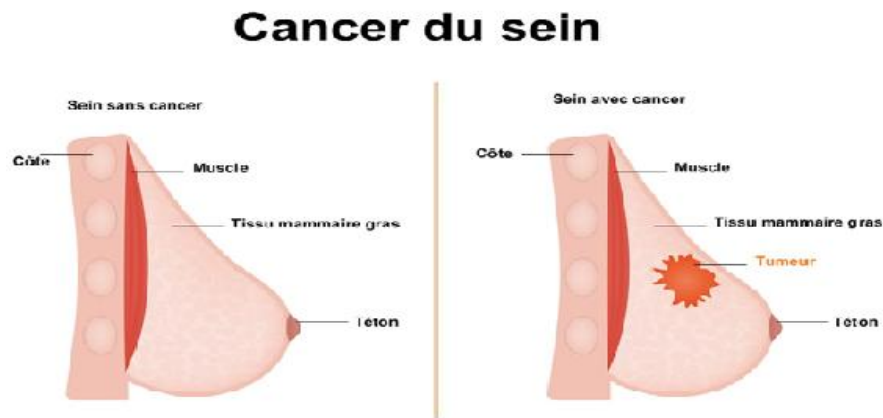


Figure I.1 : Sein avec et sans cancer.

I.3 Définition et épidémiologie :

Le cancer du sein est une prolifération maligne de cellules qui se développent dans les tissus du sein. Il est le cancer le plus fréquent chez les femmes dans le monde entier et représente environ 30 % de tous les nouveaux cas de cancer diagnostiqués chez les femmes chaque année [2].

Selon les statistiques de l'Organisation mondiale de la santé, environ 2,3 millions de femmes dans le monde ont été diagnostiquées avec un cancer du sein en 2020, ce qui représente environ 11,7% de tous

les cancers diagnostiqués chez les femmes dans le monde. Le cancer du sein est également responsable de plus de 685000 décès chaque année [3]

En France, le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez les femmes, avec environ 54 000 nouveaux cas diagnostiqués chaque année. Il est également la principale cause de décès par cancer chez les femmes [4].

Les facteurs de risque de cancer du sein incluent l'âge, les antécédents familiaux de cancer du sein, l'exposition aux hormones, l'obésité, la consommation d'alcool et le manque d'exercice physique. Le dépistage précoce est crucial pour améliorer les chances de survie des patients atteints de cancer du sein.



Figure I.2 : La révolution du cancer du sein.

I.4 Méthodes de dépistage actuelles :

Les méthodes de dépistage actuelles du cancer du sein comprennent principalement la mammographie, l'échographie et l'IRM.

I.4.1 Mammographie :

La mammographie est une technique d'imagerie médicale utilisée pour détecter et diagnostiquer les affections du sein, en particulier les anomalies potentiellement cancéreuses. Elle est largement utilisée dans le dépistage du cancer du sein chez les femmes.

L'objectif principal de la mammographie est de détecter les signes précoces de cancer du sein, tels que les microcalcifications (de petits dépôts de calcium) et les masses ou les nodules. Ces signes peuvent être difficiles à détecter à un stade précoce par l'examen clinique ou l'auto-examen.

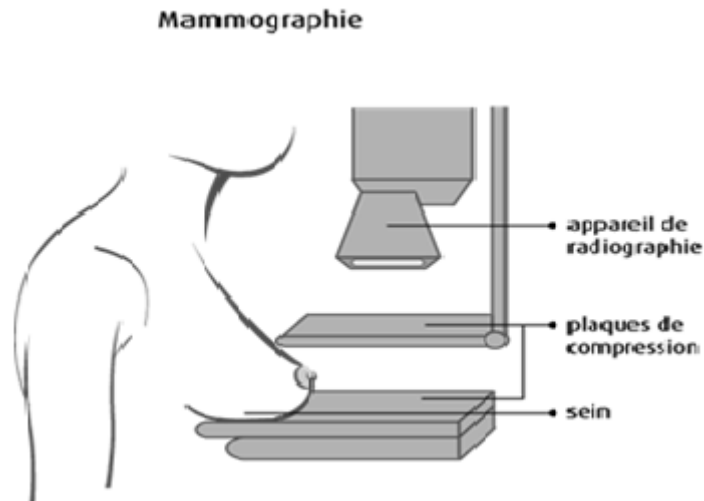
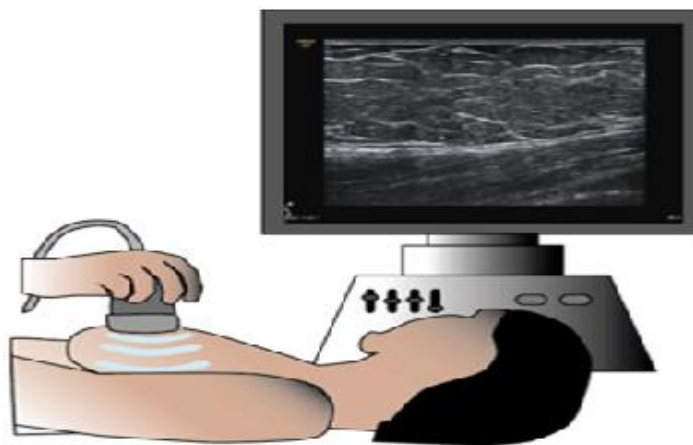


Figure I.3 : Le modèle du mammographie.

I.4.2 L'échographie mammaire :

L'échographie mammaire est une technique d'imagerie médicale utilisée pour évaluer les tissus mammaires. Elle repose sur l'utilisation des ultrasons, des ondes sonores à haute fréquence, pour créer des images en temps réel des seins.

L'avantage de l'échographie mammaire est qu'elle est non invasive et ne nécessite pas d'exposition aux radiations ionisantes, ce qui en fait une option sûre pour l'imagerie des seins, en particulier chez les femmes jeunes ou enceintes. Elle peut également être utilisée pour guider les biopsies mammaires, où des échantillons de tissus sont prélevés pour analyse.[5]



I.4.3 L'IRM mammaire :

L'IRM mammaire ou imagerie par résonance magnétique mammaire, est une méthode d'imagerie médicale avancée qui utilise des champs magnétiques puissants pour créer des images détaillées des tissus du sein. Contrairement aux mammographies, qui utilisent des rayons X, l'IRM mammaire ne produit pas de rayonnement ionisant et est considérée comme sûre pour une utilisation à long terme.

L'IRM mammaire est un outil précieux pour le dépistage précoce et la détection de tumeurs cancéreuses dans les seins. Elle est particulièrement utile pour détecter les cancers qui peuvent être difficiles à repérer à l'aide d'autres méthodes d'imagerie, comme les mammographies. Cependant, elle peut également donner des résultats faussement positifs ou négatifs, et elle doit donc être utilisée en combinaison avec d'autres méthodes de dépistage pour une évaluation complète de la santé des seins.[6]

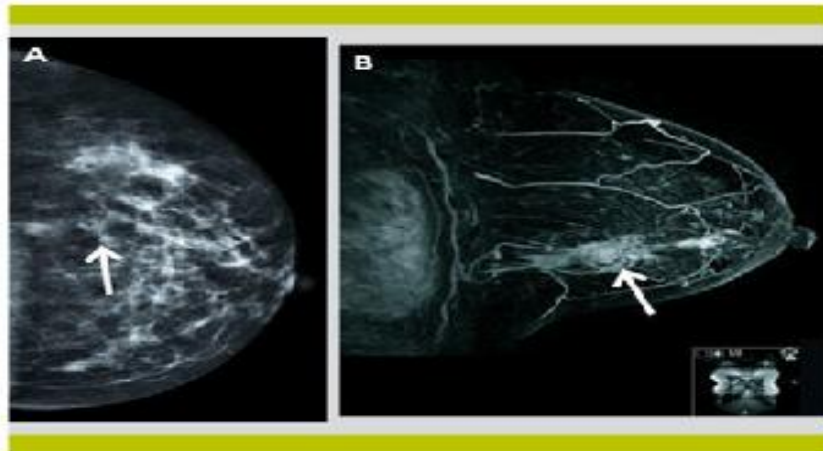


Figure I.5 : L'IRM mammaire.

I.5 Limitations des méthodes de dépistage actuelles :

La mammographie, l'échographie et l'IRM sont des méthodes de dépistage courantes pour le cancer du sein, mais elles ont chacune leurs limites. La mammographie peut être moins fiable chez les femmes plus jeunes ou celles qui ont des seins denses. De plus, elle peut souvent donner des résultats faussement positifs, entraînant des examens supplémentaires et des biopsies inutiles. L'échographie peut aider à distinguer les kystes des tumeurs, mais elle peut également conduire à des résultats faussement positifs ou négatifs. L'IRM peut être utile chez les femmes à haut risque de cancer du sein, mais elle peut également produire des résultats faussement positifs ou négatifs et est coûteuse.

Cependant, il existe de nouvelles techniques de dépistage qui pourraient être plus efficaces, telles que la tomosynthèse, également appelée mammographie en 3D, qui produit des images plus détaillées du sein. Il y a également des recherches en cours sur des tests sanguins pour détecter le cancer du sein, tels que le test sanguin CancerSEEK, qui peut détecter plusieurs types de cancer, y compris le cancer du sein.[7]

1.5.1 Principe de mammographie:

est un examen de dépistage couramment utilisé pour détecter le cancer du sein chez les femmes. Bien que ce soit considéré comme le "gold standard" pour le dépistage, il peut donner des résultats faussement positifs ou négatifs. Les fausses alarmes peuvent entraîner des interventions invasives inutiles, telles que des biopsies, qui peuvent causer de l'anxiété et de la douleur chez les femmes. D'autre part, les résultats faussement négatifs peuvent retarder le diagnostic et le traitement, ce qui peut avoir des conséquences graves sur la santé des femmes.

Selon une étude publiée dans la revue *Annals of Internal Medicine*, environ 10% des femmes subissant une mammographie seront rappelées pour des tests de suivi, et seulement une petite proportion d'entre elles recevront un diagnostic de cancer du sein. En outre, les mammographies peuvent également manquer des tumeurs qui sont présentes mais non détectées, conduisant à des résultats faussement négatifs. Selon le National Cancer Institute, les mammographies peuvent manquer environ 20% des cancers du sein qui sont présents.

Ces limites de la mammographie ont conduit à la recherche de nouvelles techniques de dépistage plus précises et moins invasives, telles que l'IRM mammaire et l'échographie mammaire. Ces techniques sont souvent utilisées en complément de la mammographie pour aider à détecter les cancers du sein qui pourraient avoir été manqués par la mammographie seule.

En conclusion, bien que la mammographie soit un examen de dépistage important pour le cancer du sein, elle peut donner des résultats faussement positifs ou négatifs, ce qui peut entraîner des interventions invasives inutiles ou retarder le diagnostic et le traitement. Il est important de comprendre les limites de la mammographie et de discuter avec votre médecin des meilleures options de dépistage pour votre situation individuelle.[8]

I.5.2 Principe d'échographie mammaire:

L'échographie mammaire est une méthode d'imagerie médicale utilisée pour évaluer les lésions mammaires. Bien qu'elle puisse être utile pour différencier une lésion bénigne d'une lésion maligne, son utilisation peut être limitée par la densité des tissus mammaires. Les femmes ayant des tissus mammaires denses ont une quantité plus importante de tissu glandulaire, ce qui peut rendre difficile l'identification des lésions à l'aide de l'échographie.

Des études ont montré que l'échographie mammaire peut donner des résultats faussement positifs et faussement négatifs. Dans une étude de 1 238 femmes ayant des tissus mammaires denses, l'échographie a montré une sensibilité de 64 % et une spécificité de 79 % pour la détection des cancers du sein. Cela signifie que l'échographie a manqué environ un tiers des cancers du sein chez ces femmes et a identifié à tort environ un cinquième des lésions comme malignes.

Cependant, l'échographie mammaire peut être utile pour évaluer les lésions chez les femmes ayant des tissus mammaires denses, en particulier lorsqu'elle est utilisée en combinaison avec d'autres méthodes d'imagerie telles que la mammographie ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

En fin de compte, la décision d'utiliser l'échographie mammaire pour évaluer les lésions mammaires dépend de chaque cas individuel et doit être prise en consultation avec un médecin. Les professionnels de la santé peuvent utiliser une approche personnalisée pour le dépistage du cancer du sein en fonction des antécédents familiaux et personnels de chaque patient.[9]

Le dépistage précoce du cancer du sein est essentiel pour améliorer les chances de survie et réduire les coûts de traitement. Cependant, chaque méthode de dépistage présente des avantages et des inconvénients qui doivent être pris en compte.

L'IRM peut détecter des tumeurs plus petites que la mammographie, ce qui peut être bénéfique pour les femmes présentant un risque élevé de cancer du sein. Cependant, cette méthode est plus coûteuse et prend plus de temps, ce qui peut la rendre moins pratique pour le dépistage généralisé.

En outre, les examens de dépistage peuvent causer de l'inconfort, de l'anxiété et de la douleur chez les patientes. Les mammographies peuvent être douloureuses en raison de la compression du sein, tandis que l'IRM peut nécessiter une injection de produit de contraste et peut être claustrophobe pour certaines femmes. Ces effets secondaires peuvent entraîner une réticence à se faire dépister régulièrement, ce qui peut compromettre l'efficacité du dépistage précoce.

Il est donc important que les professionnels de la santé discutent avec les patientes des avantages et des inconvénients de chaque méthode de dépistage, ainsi que de toute préoccupation ou préférence personnelle en matière de dépistage. Les femmes doivent être encouragées à se faire dépister régulièrement et à parler à leur médecin si elles éprouvent des douleurs ou de l'anxiété pendant l'examen.

I.6 Détection des tumeurs cancéreuse:

I.6.1 Les propriété électromagnétique du tissu humain :

Les chercheurs ressentent un fort besoin d'obtenir de vastes quantités de données sur les propriétés diélectriques des tissus humains. En 1967, Geddes et Baker ont résumé les informations sur la résistance spécifique des tissus humains. Par la suite, Stuchly et al. (1980) ont compilé les propriétés diélectriques des tissus dans une plage de fréquences allant de 10 kHz à 10 GHz. Duck et al. (1990) ont ensuite complété ces études en ajoutant de nouvelles données. Dans cette compilation réalisée par C. Gabriel et ses collègues, les mesures in vivo ont été privilégiées sur les mesures in vitro, qui utilisent des tissus animaux. Pour les mesures in vitro, les données sont présentées à la température la plus proche de la température corporelle et au temps écoulé après le décès. La plupart des données disponibles dans la littérature sont sous forme graphique plutôt qu'algorithmique, ce qui rend leur utilisation difficile. Lorsque des tableaux sont disponibles, ils couvrent généralement une plage de fréquences plus large. Les données ont été traduites des divers auteurs et aussi en considérant des mesures à la température corporelle.[10]

I.6.2 Permittivité électrique (ϵ en F/m):

La permittivité électrique est la réponse d'un milieu à un champ électrique appliqué. Elle varie suivant la position dans le matériau, l'humidité, la température, et d'autres paramètres.

La constante diélectrique peut s'écrire:

$$\epsilon = \epsilon_0(\epsilon' - j\epsilon'') \quad (1.1)$$

Avec : $\epsilon_0 = \frac{1}{36\pi 10^9}$: la constante diélectrique de l'espace libre (F/m).

ϵ' : Partie real de la permitivité relative.

ϵ'' : Partie imaginaire de la permitivité relative (pertes diélectriques).[10]

I.6.3 Perméabilité magnétique (μ en H/m):

En électrodynamique d'un continuum en régime linéaire, la perméabilité caractérise la capacité d'un matériau à modifier le champ magnétique $\vec{B}$, c'est-à-dire sa capacité à influencer les lignes de flux magnétique. La valeur de la perméabilité dépend du milieu dans lequel le champ magnétique est généré, lorsque ce champ varie de manière linéaire en réponse à l'excitation magnétique $\vec{H}$. Par ailleurs, lorsque le champ magnétique $\vec{B}$ est imposé, le matériau répond par une excitation magnétique $\vec{H}$, qui est plus intense lorsque la perméabilité est plus faible. Ainsi, selon le principe de moindre action, les lignes de champ magnétique ont tendance à préférer les trajectoires à travers des régions de forte perméabilité magnétique. En raison de la fréquence changeante des champs et de la perméabilité et de la conductivité élevées (des courants induits), le chemin du champ magnétique est encore plus réduit dans un matériau également conducteur. [10]

I.6.4 Conductivité (σ en S/m):

La conductivité d'une solution est une mesure de la capacité des ions à transporter le courant. Ce passage de courant est réalisé par la migration des ions dans le champ électrique créé par le courant alternatif. [11]

I.6.5 La dispersion et l'atténuation:

La matière vivante est le lieu de phénomènes de dispersion et de désintégration, phénomènes étroitement liés qui résultent d'interactions entre les ondes et la matière sous forme de polarisation (électricité et magnétisme) et de conduction des particules. [10]

I.6.6 Le corps humain et les sources de champs électromagnétiques :

Les humains vivent dans un environnement électromagnétique créé par de nombreuses sources de champ. Ces sources peuvent avoir des fréquences, des niveaux de tension, des caractéristiques de courant ou de puissance très différentes. Ils se présentent sous plusieurs formes, telles que les cordons d'alimentation, les relais de télécommunication, les outils de soudage par induction, les téléphones portables ou les appareils électroménagers (sèche-cheveux, plaques de cuisson à induction, fours à micro-ondes). Dans de nombreux cas, la présence d'un corps humain dans la zone de rayonnement de la source ne modifie pas la

puissance émise. Si le champ électromagnétique source est connu (après mesures in situ ou calculs préliminaires), la source peut être modélisée non pas explicitement, mais uniquement le corps humain. Cette fonctionnalité est souvent utilisée dans les modèles pour limiter leur complexité. [12]

I.6.7 L'imagerie micro-onde active:

L'imagerie hyperfréquence active repose sur la mise en évidence frappante des différences dans les propriétés diélectriques entre les tissus cancéreux et sains. Durant cette technique d'imagerie, le sein est exposé à des micro-ondes de faible puissance, et la réponse obtenue est ensuite analysée pour détecter les disparités dans les caractéristiques diélectriques du tissu mammaire à travers toute la gamme des micro-ondes. Ces disparités dans les propriétés diélectriques sont utilisées pour identifier les zones anormales présentes dans le sein.

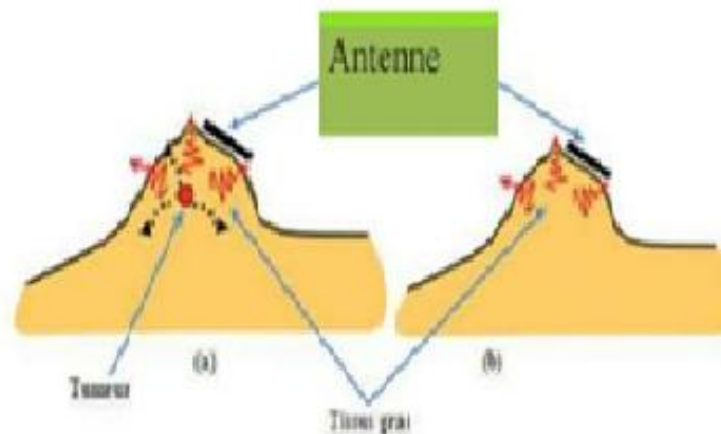


Figure I.6: L'imagerie micro-onde active.

Ainsi, l'élément principal d'un tel système d'imagerie est la source lumineuse, qui est généralement une antenne résonnante ou "capteur", de fréquence définie, située dans l'une des bandes de fréquences allouées aux applications médicales.[13]

I.7Antennes et électromagnétisme :

Les antennes sont des dispositifs qui sont utilisés pour émettre ou recevoir des ondes électromagnétiques, telles que les ondes radio, les micro-ondes et les ondes lumineuses. Les antennes fonctionnent en utilisant les propriétés électromagnétiques des ondes, qui sont des champs électriques et magnétiques qui se propagent à travers l'espace.

Les antennes peuvent être de différentes formes et tailles en fonction de leur application. Par exemple, les antennes utilisées pour les communications sans fil peuvent être de petite taille et intégrées à des appareils électroniques tels que des téléphones portables, tandis que les antennes utilisées pour les émissions de radio et de télévision peuvent être très grandes et situées en haut de tours.

En ce qui concerne la détection du cancer du sein à l'aide d'une conception d'antenne textile adaptable, l'antenne est utilisée pour émettre et recevoir des ondes électromagnétiques à travers le tissu mammaire. Les ondes électromagnétiques peuvent traverser le tissu mammaire avec des niveaux d'atténuation différents en fonction de la composition et de la structure des tissus, ce qui peut permettre de détecter des anomalies ou des tumeurs.

L'électromagnétisme est la branche de la physique qui étudie les champs électriques et magnétiques et leur interaction avec les charges électriques. Les ondes électromagnétiques sont des ondes qui résultent de l'interaction entre un champ électrique et un champ magnétique. Les ondes électromagnétiques sont caractérisées par leur fréquence, leur longueur d'onde et leur amplitude.

Dans le cas de la détection du cancer du sein à l'aide d'une antenne textile adaptable, la fréquence des ondes électromagnétiques est choisie en fonction de la profondeur de pénétration souhaitée dans le tissu mammaire, ainsi que de la résolution spatiale requise pour détecter de petites anomalies ou tumeurs. La longueur d'onde est également importante, car elle peut influencer la façon dont les ondes électromagnétiques interagissent avec le tissu mammaire. Enfin, l'amplitude des ondes électromagnétiques peut être utilisée pour déterminer la présence et la taille des anomalies ou tumeurs dans le tissu mammaire.[14]

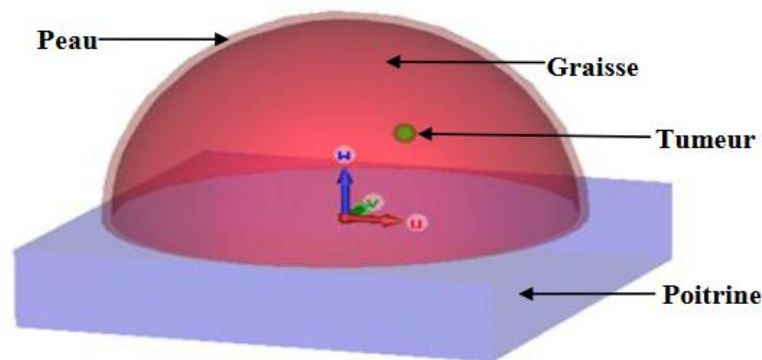


Figure I.7: Prototype du sein avec tumeur.

I.7.1 Antennes et applications médicales :

La conception d'une antenne textile adaptable pour la détection du cancer du sein est une innovation passionnante dans le domaine des applications médicales. Cette technologie pourrait offrir une méthode plus efficace, moins invasive et moins coûteuse pour détecter le cancer du sein à un stade précoce, ce qui peut améliorer considérablement les chances de survie et de guérison.

Les antennes textiles sont des dispositifs électroniques flexibles et légers, qui peuvent être intégrés dans des vêtements ou des bandages pour une surveillance continue et non invasive. En utilisant une antenne textile pour détecter des signaux électromagnétiques émis par le corps humain, il est possible d'identifier des anomalies dans les tissus du sein et de détecter la présence de tumeurs cancéreuses.

Cette technologie pourrait offrir des avantages significatifs par rapport aux méthodes de détection traditionnelles, telles que la mammographie, qui peuvent être inconfortables et produire des résultats peu clairs. En outre, la détection précoce pourrait aider à éviter des traitements plus invasifs et coûteux à un stade avancé de la maladie.

Cependant, il convient de noter que cette technologie est encore en développement et nécessite des tests cliniques rigoureux avant d'être largement utilisée dans la pratique médicale. Il est également important de souligner que la détection précoce du cancer du sein ne doit pas remplacer les examens médicaux réguliers et les examens de dépistage recommandés par les professionnels de la santé.

En conclusion, la conception d'antennes textiles adaptatives pour la détection du cancer du sein est une innovation prometteuse dans le domaine des applications médicales. Bien que cette technologie soit encore en développement, elle pourrait offrir des avantages significatifs pour les patients atteints de cancer du sein en permettant une détection précoce et non invasive.

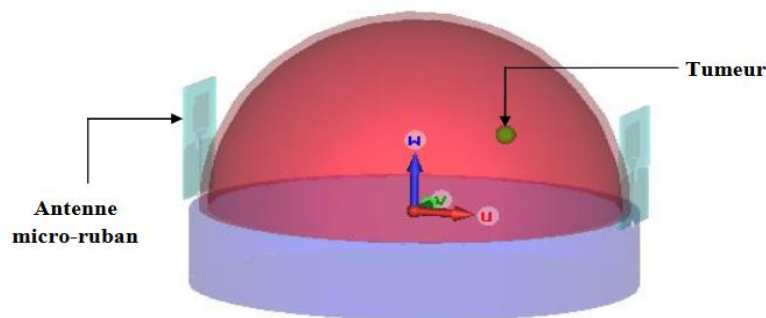


Figure I.8: Système d'imagerie micro-onde pour la détection du cancer du sein.

I.7.2 Conception d'antennes pour la détection de tumeurs :

La détection précoce du cancer du sein est cruciale pour améliorer les chances de survie des patients. La technique de détection d'antenne pour la détection de tumeurs est une méthode non invasive, peu coûteuse et potentiellement plus efficace que les méthodes de dépistage traditionnelles telles que la mammographie. Les antennes à micro-ondes sont particulièrement adaptées pour cette tâche, car elles peuvent pénétrer le tissu mammaire et détecter les différences de permittivité diélectrique entre les tissus sains et cancéreux.

Plusieurs types d'antennes ont été développés pour la détection de tumeurs mammaires, tels que les antennes à fentes, les antennes à patch, les antennes à cornet, les antennes log-périodiques, les antennes monopôles et les antennes en réseau. Les performances des différentes antennes dépendent de leur design, de leur fréquence d'opération, de leur polarisation et de leur méthode de mesure.

Il convient de noter que la détection d'antenne pour la détection de tumeurs est une technologie en évolution rapide et que des recherches continuent d'être menées pour améliorer ses performances. Certaines des limites actuelles de la technologie incluent la détection de tumeurs à des profondeurs plus grandes dans le tissu mammaire et la distinction entre les tissus cancéreux et bénins.

En résumé, la détection d'antenne pour la détection de tumeurs est une technique prometteuse pour la détection précoce du cancer du sein. Cependant, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour améliorer la sensibilité et la spécificité des antennes utilisées pour cette tâche.[15]

La conception d'antennes textiles est une percée technologique récente dans le domaine des antennes, qui consiste à fabriquer des antennes à partir de matériaux textiles tels que le fil de cuivre, la soie et le polyester. Les antennes textiles présentent plusieurs avantages par rapport aux antennes conventionnelles, notamment leur souplesse et leur adaptabilité. En effet, grâce à leur structure tissée, les antennes textiles peuvent être pliées, étirées et moulées pour s'adapter à des formes complexes, telles que la forme du sein, ce qui permet une meilleure détection des tumeurs.

Les antennes textiles sont principalement utilisées dans le domaine de la santé, en particulier pour la détection précoce du cancer du sein. Des recherches ont montré que les antennes textiles peuvent être utilisées pour détecter des tumeurs de petite taille qui ne peuvent pas être détectées par les méthodes de dépistage traditionnelles telles que la mammographie. Les antennes textiles peuvent également être utilisées pour suivre la progression de la maladie et pour évaluer l'efficacité des traitements.

En outre, les antennes textiles sont également utilisées dans d'autres domaines, tels que la communication sans fil et les capteurs intelligents pour les vêtements et les dispositifs portables.

En somme, la conception d'antennes textiles est une avancée importante dans le domaine des antennes et de la technologie médicale. Les antennes textiles offrent une solution innovante pour la détection précoce et précise du cancer du sein, ainsi que pour d'autres applications dans divers domaines.[16]

En utilisant une conception d'antenne textile adaptable, les médecins peuvent détecter les tumeurs avec une plus grande précision et une plus grande efficacité. La technique est également non invasive, ce qui la rend plus confortable pour les patients.

En conclusion, la conception d'antenne textile adaptable est une technique innovante pour la détection du cancer du sein, qui peut améliorer la précision et l'efficacité du dépistage précoce.

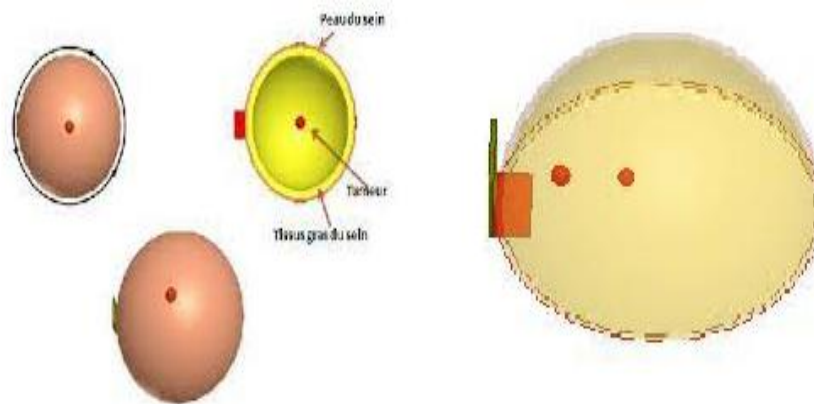


Figure I.9: Conception d'antennes pour la détection de tumeurs

I.8 Textiles conducteurs et flexibles :

Les textiles conducteurs et flexibles ont révolutionné la conception d'antennes en offrant une alternative pratique et efficace aux matériaux rigides et encombrants traditionnellement utilisés. Ces textiles sont généralement fabriqués à partir de fibres métalliques, telles que l'argent, le cuivre ou l'or, intégrées dans des tissus souples et légers.

L'un des avantages clés de l'utilisation de textiles conducteurs dans la conception d'antennes est la possibilité de créer des antennes portables et confortables. Les antennes traditionnelles sont souvent volumineuses et rigides, ce qui les rend difficiles à transporter et inconfortables à porter. En revanche, les antennes en textile conducteur peuvent être intégrées directement dans les vêtements et les accessoires

portables, tels que les gants, les chapeaux, les sacs à dos et même les chaussures, offrant ainsi une solution discrète et pratique pour communiquer ou recevoir des signaux.

De plus, les textiles conducteurs peuvent être adaptés à différentes formes et tailles de corps, ce qui permet aux antennes de s'adapter à une variété d'applications. Par exemple, des antennes en textile conducteur peuvent être conçues pour suivre les contours du corps, offrant une couverture complète et une portée optimale.[17]

La détection précoce du cancer du sein est cruciale pour un traitement efficace et une meilleure survie des patients. Les méthodes actuelles de détection, telles que la mammographie, peuvent être inconfortables et potentiellement inexactes. L'utilisation de textiles conducteurs pourrait offrir une solution alternative pour améliorer la détection du cancer du sein.

Les textiles conducteurs sont des matériaux qui permettent le passage de l'électricité à travers eux. Ils peuvent être fabriqués en incorporant des fils métalliques dans le tissu ou en utilisant des matériaux conducteurs tels que le carbone ou le cuivre. Ces matériaux conducteurs peuvent être utilisés pour créer des antennes flexibles qui peuvent être placées directement sur la peau pour détecter les signaux électromagnétiques générés par les tissus du sein.

L'utilisation de ces antennes pourrait offrir plusieurs avantages par rapport aux méthodes de détection existantes. Tout d'abord, elles pourraient offrir une détection plus précise et fiable du cancer du sein. Les antennes flexibles pourraient être adaptées à la forme et à la taille des seins individuels, ce qui permettrait une détection plus précise des zones suspectes. De plus, les antennes pourraient être intégrées dans des vêtements tels que des soutiens-gorge ou des brassières, ce qui permettrait aux femmes de les porter facilement et régulièrement sans même s'en rendre compte.

Plusieurs études ont examiné l'utilisation de textiles conducteurs pour la détection du cancer du sein. Une étude publiée en 2019 dans le journal *Sensors and Actuators A: Physical* a montré que des antennes flexibles à base de textiles conducteurs pouvaient être utilisées pour détecter les tumeurs du sein avec une précision de plus de 90 %. Une autre étude publiée en 2020 dans le journal *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* a montré que des soutiens-gorge intégrant des antennes flexibles pouvaient offrir une détection précise et confortable du cancer du sein.

En résumé, l'utilisation de textiles conducteurs pour la détection du cancer du sein offre une solution prometteuse pour améliorer la détection précoce et la précision du diagnostic. Les antennes flexibles pourraient être intégrées dans des vêtements pour une détection régulière et confortable. Ces

technologies sont encore en développement, mais elles pourraient offrir un nouvel outil précieux dans la lutte contre le cancer du sein.

L'utilisation de textiles conducteurs dans la détection du cancer du sein présente de nombreux avantages, notamment en termes de coût et de fabrication. En effet, les textiles conducteurs sont fabriqués à partir de matériaux relativement peu coûteux tels que l'argent, le carbone ou le cuivre, ce qui réduit considérablement les coûts de production. De plus, la production de textiles conducteurs est relativement simple et peut être effectuée à grande échelle, ce qui facilite la fabrication en série.

Ces avantages pourraient rendre la détection du cancer du sein plus accessible et plus abordable pour un plus grand nombre de personnes, en particulier pour les populations défavorisées ou les pays en développement qui n'ont pas accès aux technologies médicales de pointe. Les textiles conducteurs pourraient également être utilisés dans des dispositifs portables, ce qui permettrait aux patients de surveiller leur état de santé à domicile, sans avoir à se rendre dans un centre médical.

En outre, les textiles conducteurs présentent également des avantages en termes de confort et de commodité pour les patients. Contrairement aux méthodes de détection traditionnelles telles que la mammographie, qui peuvent être douloureuses et invasives, les textiles conducteurs sont non invasifs et confortables à porter. Ils peuvent être intégrés dans des soutiens-gorge ou d'autres vêtements, ce qui permet une détection continue et discrète du cancer du sein.

Enfin, les textiles conducteurs sont également durables et peuvent être réutilisés plusieurs fois, ce qui contribue à réduire les déchets et à rendre la détection du cancer du sein plus respectueuse de l'environnement.

En somme, l'utilisation de textiles conducteurs présente de nombreux avantages pour la détection du cancer du sein, notamment en termes de coût, de fabrication, de commodité et de durabilité. Ces avantages pourraient contribuer à rendre la détection du cancer du sein plus accessible et plus abordable pour un plus grand nombre de personnes.



Figure I.10: prothese mammaire externe en mousse.

I.8.1 Caractéristiques des textiles conducteurs :

La conception d'antennes textiles adaptatives pour la détection du cancer du sein est un domaine de recherche en plein essor. Pour garantir la performance de ces antennes, il est essentiel d'utiliser des textiles conducteurs présentant des caractéristiques spécifiques. Ces caractéristiques incluent une conductivité électrique élevée, une faible perte diélectrique, une faible rugosité de surface, une résistance à la corrosion et une flexibilité.

Il existe plusieurs types de textiles conducteurs pouvant être utilisés pour la conception d'antennes textiles adaptatives, tels que les tissus métalliques, les fils conducteurs en cuivre, les nanotubes de carbone, les polymères conducteurs, les tissus enduits d'argent, etc. Les performances de ces textiles peuvent varier en fonction de leur composition, de leur structure et de leur méthode de fabrication.

Plusieurs études ont été réalisées pour évaluer les performances de différents textiles conducteurs pour la conception d'antennes textiles adaptatives pour la détection du cancer du sein. Par exemple, une étude publiée en 2019 a comparé les performances d'antennes textiles réalisées avec des fils conducteurs en cuivre et des nanotubes de carbone. Les résultats ont montré que les antennes réalisées avec des nanotubes de carbone présentaient une meilleure sensibilité et une meilleure résolution que celles réalisées avec des fils conducteurs en cuivre.

Une autre étude publiée en 2020 a évalué les performances d'une antenne textile réalisée avec un tissu enduit d'argent. Les résultats ont montré que cette antenne présentait une sensibilité élevée et une bonne résolution pour la détection du cancer du sein.

En résumé, la conception d'antennes textiles adaptatives pour la détection du cancer du sein nécessite l'utilisation de textiles conducteurs présentant des caractéristiques spécifiques. Il existe plusieurs types de textiles conducteurs pouvant être utilisés, et leur performance dépend de leur composition, de leur structure et de leur méthode de fabrication.[18]

Les textiles conducteurs sont utilisés dans une variété d'applications, notamment dans les domaines de l'électronique portable, de la médecine et de l'aérospatiale. Pour répondre aux exigences de ces applications, les textiles conducteurs doivent présenter certaines caractéristiques clés.

Tout d'abord, ils doivent avoir une résistivité faible pour assurer une conductivité électrique suffisante. Les matériaux couramment utilisés pour fabriquer des fils conducteurs dans les textiles comprennent le cuivre, l'argent, l'or et le carbone. Le choix du matériau dépend de plusieurs facteurs, tels que la résistance souhaitée, la flexibilité et la facilité de traitement.

En outre, les textiles conducteurs doivent avoir une bonne stabilité mécanique pour supporter les processus de fabrication tels que l'impression, le tissage ou le tricotage. Les textiles doivent également être résistants aux environnements difficiles tels que l'humidité, la chaleur et l'usure. Les techniques de revêtement peuvent être utilisées pour améliorer la résistance à ces environnements difficiles.

Enfin, les textiles conducteurs doivent également être confortables pour l'utilisateur final. Les matériaux conducteurs peuvent être rigides et inconfortables, mais des recherches sont en cours pour développer des textiles conducteurs souples et confortables.[19]

Les textiles conducteurs sont des matériaux qui présentent des propriétés électriques ou électroniques, leur permettant de détecter des signaux électromagnétiques générés par des tissus biologiques. Lorsqu'il s'agit de détecter le cancer du sein, il est essentiel que ces textiles soient flexibles et s'adaptent aux contours du corps pour garantir une détection précise.

Les textiles extensibles sont donc privilégiés pour leur capacité à s'étirer et à reprendre leur forme initiale sans perdre leurs propriétés conductrices. Ils permettent d'assurer un contact étroit et uniforme avec la peau, sans causer d'inconfort ou de douleur pour la patiente. Cette propriété d'extensibilité est obtenue grâce à l'ajout de fibres élastiques dans le textile, qui lui confèrent une élasticité suffisante pour s'adapter aux mouvements du corps.

Plusieurs études ont été menées pour développer des textiles conducteurs extensibles pour la détection du cancer du sein. Par exemple, une étude publiée dans la revue ACS Applied Materials

&Interfaces en 2021 a présenté un nouveau matériau conducteur extensible, fabriqué à partir de nanofils d'argent et de polyuréthane thermoplastique. Ce matériau a montré une grande capacité à se plier et à s'étirer sans perdre ses propriétés conductrices, ce qui le rend très prometteur pour la détection du cancer du sein.

En conclusion, les textiles conducteurs extensibles sont des matériaux clés dans la détection du cancer du sein. Leur capacité à s'adapter aux contours du corps tout en conservant leurs propriétés conductrices est essentielle pour garantir une détection précise et confortable pour la patiente.[20]

I.8.2 Utilisation des textiles conducteurs en médecine :

Les textiles conducteurs ont une grande variété d'applications dans différents domaines, y compris la médecine. L'article "Détecter du cancer du sein à l'aide d'une conception d'antenne textile adaptable" décrit une méthode innovante pour la détection précoce du cancer du sein à l'aide d'une antenne textile. Cette approche offre de nombreux avantages par rapport aux méthodes de détection traditionnelles, telles que la mammographie, qui peuvent être coûteuses et inconfortables pour les patients.

L'antenne textile est conçue pour être portée directement sur la peau, ce qui permet une détection plus précise et plus confortable pour le patient. Les signaux de l'antenne textile sont ensuite analysés à l'aide d'un algorithme de traitement du signal pour détecter les anomalies potentielles dans les tissus mammaires, qui peuvent indiquer la présence d'un cancer.

Cette méthode de détection précoce est particulièrement prometteuse car elle permet de détecter des anomalies dans les tissus mammaires avant même qu'elles ne soient suffisamment grandes pour être détectées par une mammographie. Cela peut aider les patients à recevoir un traitement plus tôt, ce qui peut améliorer leurs chances de guérison.

L'utilisation de textiles conducteurs en médecine est un domaine en pleine croissance, avec de nombreuses recherches en cours pour explorer les applications potentielles de cette technologie. De plus en plus de preuves montrent que les textiles conducteurs peuvent offrir des avantages significatifs dans le diagnostic et le traitement des maladies.[21]

La méthode de détection de cancer du sein utilisant des antennes textiles est une technique prometteuse en raison de ses nombreux avantages par rapport aux méthodes de détection traditionnelles telles que la mammographie. Cette approche utilise des fibres conductrices tissées dans un textile souple qui peuvent être placées directement sur la peau du patient pour collecter les signaux électromagnétiques

émis par les tissus mammaires. Ces signaux sont ensuite analysés pour détecter les signes de cancer du sein.

L'un des principaux avantages de cette méthode est sa précision accrue. Les antennes textiles peuvent détecter des signaux plus faibles que les techniques traditionnelles de détection, ce qui signifie que des tumeurs plus petites peuvent être détectées plus tôt. De plus, l'utilisation de ces antennes textiles peut permettre une détection plus fiable des tumeurs dans les seins denses, qui peuvent être plus difficiles à visualiser avec la mammographie.

Un autre avantage est la facilité d'utilisation de cette méthode. Les antennes textiles peuvent être facilement placées sur la peau du patient, ce qui signifie qu'il n'y a pas besoin d'une machine complexe pour la détection, comme c'est le cas avec la mammographie. Cela peut rendre la détection du cancer du sein plus accessible et plus confortable pour les patients.

Plusieurs études ont été menées pour évaluer l'efficacité de cette méthode. Une étude menée par des chercheurs de l'Université de Genève a montré que les antennes textiles étaient capables de détecter des tumeurs avec une précision de 94,7% chez les patientes atteintes de cancer du sein. Une autre étude menée par des chercheurs de l'Université de Loughborough a montré que cette méthode pouvait être utilisée pour détecter des tumeurs plus petites que celles détectées par la mammographie.

En résumé, la méthode de détection de cancer du sein utilisant des antennes textiles est une technique prometteuse qui présente de nombreux avantages par rapport aux méthodes de détection traditionnelles. Cette approche offre une meilleure précision, une plus grande facilité d'utilisation et peut être utilisée pour détecter des tumeurs plus petites. [22]

Les textiles conducteurs sont de plus en plus utilisés en médecine pour des applications telles que la surveillance des signes vitaux des patients, la stimulation électrique de muscles et de nerfs, et la création de dispositifs de contrôle de la douleur. Cependant, ces applications soulèvent des préoccupations concernant la sécurité et la compatibilité avec le corps humain, car les textiles conducteurs peuvent potentiellement causer des irritations, des infections ou des réactions allergiques.

Des études supplémentaires sont donc nécessaires pour évaluer les risques potentiels associés à l'utilisation à long terme de ces matériaux dans un contexte médical. Les chercheurs doivent également se pencher sur la question de la durabilité et de la fiabilité de ces textiles, ainsi que sur la question de leur coût.

Dans une étude récente, publiée en 2021 dans la revue ACS Applied Bio Materials, des chercheurs ont examiné les propriétés électrochimiques et mécaniques des textiles conducteurs à base de fibres de carbone pour une utilisation en médecine. Les résultats ont montré que ces textiles étaient résistants à l'usure et offraient une conductivité stable, ce qui les rendait prometteurs pour une utilisation en tant que capteurs de signes vitaux.

Une autre étude, publiée en 2019 dans la revue Advanced Materials Technologies, a examiné l'utilisation de textiles conducteurs pour la stimulation électrique des nerfs périphériques dans le traitement de la douleur chronique. Les résultats ont montré que les textiles étaient efficaces pour fournir une stimulation électrique précise et ciblée, ce qui les rendait prometteurs pour une utilisation en tant que dispositifs de contrôle de la douleur.

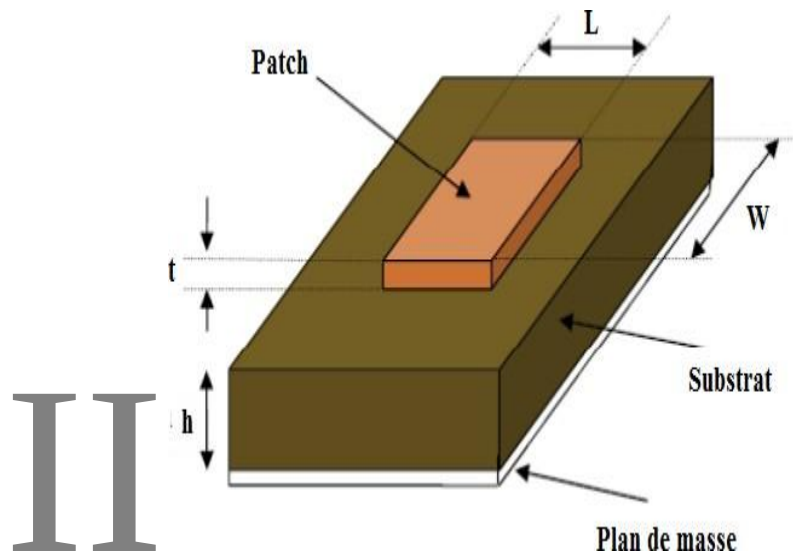
En conclusion, les textiles conducteurs ont un grand potentiel pour améliorer les soins de santé, mais leur utilisation en médecine doit être évaluée soigneusement pour s'assurer de leur sécurité et de leur compatibilité avec le corps humain. Des études supplémentaires sont nécessaires pour développer et optimiser ces matériaux pour une utilisation en toute sécurité en médecine.[23]

I.9 Conclusion:

Le chapitre que vous avez présenté concerne la détection du cancer du sein à l'aide d'une conception d'antenne textile adaptable. Le premier sujet abordé est le cancer du sein, défini et décrit en termes d'épidémiologie. Ensuite, les méthodes actuelles de dépistage du cancer du sein sont présentées, ainsi que les limitations de ces méthodes.

Le chapitre se poursuit en abordant les notions d'antennes et d'électromagnétisme, notamment leur utilisation en médecine pour la détection de tumeurs. Les caractéristiques des textiles conducteurs et leur utilisation en médecine sont également expliquées.

Enfin, ce chapitre conclut en évoquant la possibilité d'utiliser une conception d'antenne textile adaptable pour la détection du cancer du sein, ce qui permettrait de surmonter certaines des limitations des méthodes de dépistage actuelles. En combinant les avantages des antennes et des textiles conducteurs, une telle technologie pourrait permettre une détection précoce et précise du cancer du sein, avec un dispositif portable et peu coûteux.



Généralités sur les antennes Dans les applications biomédicales

Dans ce chapitre

- Généralité sur les antennes biomédicales
 - Techniques des antennes Biomédicales
 - Les caractéristiques des antennes Biomédical
 - Les antennes imprimées biomédicales
 - Structure d'une antenne imprimée
-

II.1 Introduction:

Les antennes sont des dispositifs utilisés pour émettre ou recevoir des signaux électromagnétiques, et elles sont largement utilisées dans de nombreuses applications, y compris les applications biomédicales. Dans le domaine biomédical, les antennes sont utilisées pour une variété de tâches, notamment la communication sans fil, la transmission de données, l'imagerie médicale et la thérapie.[24]

Les antennes utilisées dans les applications biomédicales sont conçues pour être compatibles avec le corps humain. Elles doivent être petites, légères, flexibles et non invasives pour minimiser l'inconfort et les dommages potentiels pour le patient. De plus, ces antennes doivent être capables de fonctionner dans un environnement où les propriétés électromagnétiques du corps humain peuvent affecter leur performance.

Dans ce chapitre, nous allons explorer les différentes utilisations des antennes dans les applications biomédicales et les caractéristiques clés des antennes conçues pour ces applications. Nous examinerons également les défis liés à la conception d'antennes pour les applications biomédicales et les technologies émergentes qui pourraient améliorer la performance et la sécurité des antennes dans ce domaine.

II.2 Généralité sur les antennes biomédical :

Les antennes dans les applications biomédicales sont utilisées pour des applications telles que la télémétrie, le suivi de patients, la communication sans fil entre les dispositifs médicaux et les soignants, ainsi que la stimulation des tissus pour le traitement de certaines pathologies. Les antennes utilisées pour ces applications sont souvent miniaturisées pour permettre une implantation confortable dans le corps humain ou sur la peau. Elles doivent également être conçues pour minimiser les effets néfastes sur les tissus environnants et les organes.[25]

Les antennes biomédicales peuvent être de différents types, notamment les antennes patch, les antennes à fil, les antennes hélicoïdales, les antennes dipôles et les antennes microstrip. Le choix de l'antenne dépendra de la fréquence de fonctionnement, de la polarisation, de la puissance de transmission, de la taille et de la forme souhaitées, ainsi que des caractéristiques du tissu environnant.[26]

Les antennes biomédicales doivent également être conformes aux normes de sécurité électromagnétique, afin de minimiser les risques pour la santé des patients et des utilisateurs. Les normes réglementaires telles que la Directive Européenne sur la Compatibilité Electromagnétique (CEM) et la

norme internationale IEC 60601-1-2 doivent être respectées pour garantir la sécurité des patients et des utilisateurs.

En résumé, les antennes biomédicales sont des composants essentiels des dispositifs médicaux sans fil, et leur conception doit prendre en compte des facteurs tels que la taille, la puissance, la fréquence et la sécurité électromagnétique pour assurer un fonctionnement efficace et sûr dans un environnement médical.

II.3 Techniques des antennes Biomédicales:

Les antennes biomédicales sont des dispositifs conçus pour capter ou émettre des signaux électromagnétiques dans le corps humain, et elles sont utilisées dans de nombreux domaines de la médecine et de la recherche en sciences de la santé. Les antennes biomédicales sont utilisées pour une variété d'applications, telles que la stimulation nerveuse, la surveillance des signes vitaux, la surveillance des patients atteints de troubles neurologiques, et la surveillance de la progression de maladies telles que le cancer.

Il existe plusieurs techniques courantes utilisées pour les antennes biomédicales, notamment les antennes implantables et les antennes externes. Les antennes implantables sont insérées dans le corps humain, tandis que les antennes externes sont placées à l'extérieur du corps et peuvent être utilisées pour les examens médicaux tels que l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Les antennes biomédicales peuvent être conçues pour fonctionner dans différentes bandes de fréquences, selon l'application pour laquelle elles sont utilisées.

Les antennes biomédicales doivent être conçues pour fonctionner efficacement dans l'environnement complexe du corps humain, qui peut interférer avec les signaux électromagnétiques. Par conséquent, la conception d'antennes biomédicales nécessite une compréhension approfondie de la propagation des ondes électromagnétiques dans les tissus biologiques, ainsi que des exigences spécifiques de l'application pour laquelle l'antenne est utilisée.

En résumé, les antennes biomédicales sont des dispositifs importants dans la médecine et la recherche en sciences de la santé. Les techniques courantes utilisées pour les antennes biomédicales comprennent les antennes implantables et les antennes externes, et leur conception nécessite une compréhension approfondie de l'interaction des ondes électromagnétiques avec les tissus biologiques.

Voici quelques techniques courantes utilisées pour les antennes biomédicales :

II.3.1 Les antennes planaires :

Effectivement, les antennes patch sont des dispositifs minces et plats, généralement en forme de carré ou de rectangle, qui sont conçus pour la transmission et la réception de signaux radiofréquences. Ces antennes sont souvent utilisées dans les systèmes de communication sans fil, tels que les téléphones portables, les antennes de télévision et les réseaux sans fil.[27]

Les antennes patch sont généralement constituées d'un substrat diélectrique mince, d'un élément rayonnant métallique et d'un plan de masse. L'élément rayonnant est généralement placé au centre du substrat diélectrique, tandis que le plan de masse est situé à l'arrière du substrat.

Lorsqu'un signal radiofréquence est appliqué à l'élément rayonnant, celui-ci émet des ondes électromagnétiques qui se propagent à travers l'espace. De même, lorsqu'une onde électromagnétique est reçue par l'élément rayonnant, il génère un signal électrique qui peut être traité et interprété.

Les antennes patch sont souvent utilisées dans les applications médicales, où elles peuvent être implantées dans le corps pour la transmission de données sans fil ou pour la stimulation électrique. Par exemple, les antennes patch peuvent être utilisées pour surveiller les signes vitaux d'un patient à distance ou pour stimuler les nerfs pour traiter des affections neurologiques.

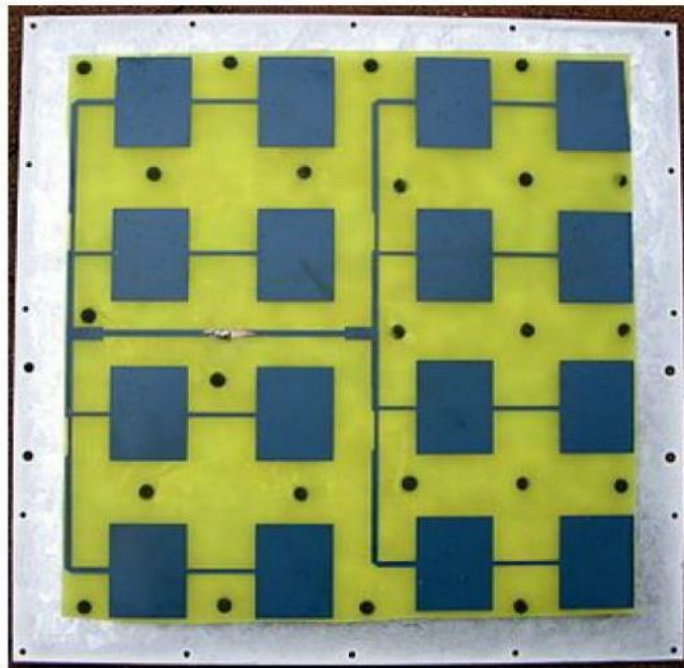


Figure II. 1 : Exemple d'antenne réseau qui une résonance à 2.4 GHz [28].

II.3.2 Les antennes à fil :

Les antennes à fils biomédicales sont des dispositifs utilisés en imagerie médicale pour la transmission des signaux entre les capteurs et les systèmes de traitement de données. Elles sont conçues pour minimiser les perturbations électromagnétiques et les interférences, tout en permettant une transmission fiable des signaux.

Les antennes à fils biomédicales sont utilisées dans une variété d'applications biomédicales, notamment pour l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie par émission de positons (TEP).[29]

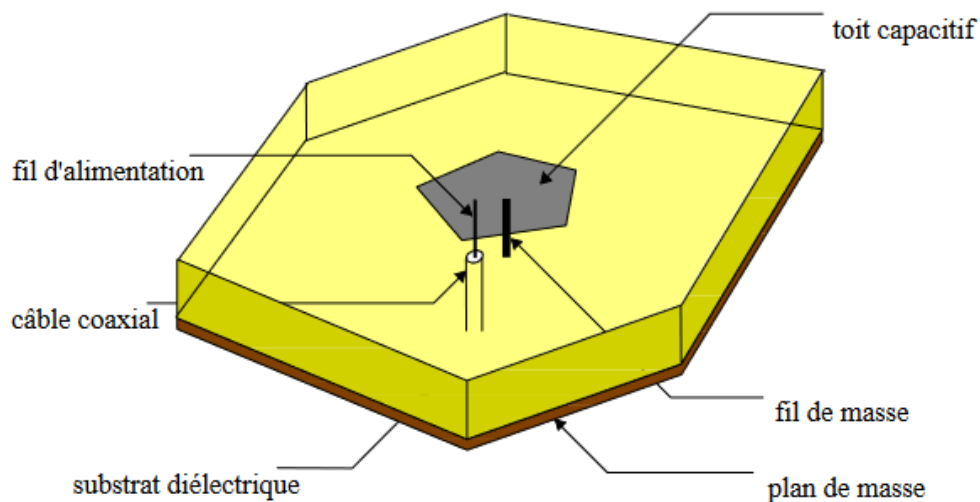


Figure II.2: Structure simple d'une antenne a fils.

II.3.3 Les antennes à cornet :

sont en effet une forme d'antenne utilisée pour concentrer les signaux électromagnétiques dans une zone cible. Elles sont généralement conçues sous la forme d'un cône ou d'une pyramide, avec une ouverture plus large à l'extrémité éloignée de la source du signal.

Les antennes à cornet sont souvent utilisées dans les applications de surveillance de la santé, notamment de jans les moniteurs de fréquence cardiaque. Elles permettent de capter les signaux électromagnétiques émis par le cœur et de les transmettre à un dispositif de traitement pour afficher la fréquence cardiaque du patient.

Les antennes à corne sont également utilisées dans les domaines de la communication sans fil, de la navigation par satellite, de la radar et de la surveillance à distance. Elles sont appréciées pour leur capacité à concentrer le signal dans une zone cible tout en minimisant les interférences et le bruit de fond.

En somme, les antennes à corne sont une forme d'antenne utile dans de nombreux domaines, y compris la surveillance de la santé, la communication sans fil et la navigation par satellite. Leur capacité à concentrer le signal dans une zone cible en fait un choix populaire pour de nombreuses applications qui nécessitent une réception précise et fiable des signaux électromagnétiques.

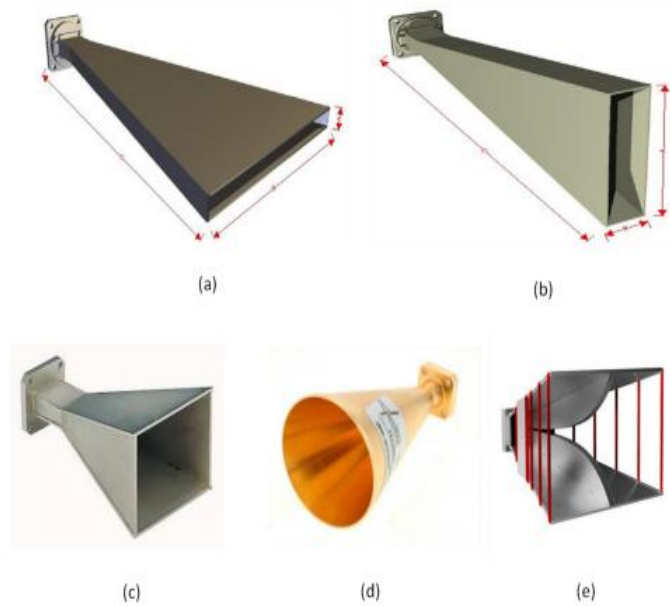


Figure II.3 : Différents types d'antennes corne : (a) corne sectoriel plan H, (b) corne sectoriel plan E, (c) corne pyramidal, (d) corne conique, et (e) corne nervuré.

II.3.4 Les antennes à boucle :

Egalement connues sous le nom d'antennes à boucle magnétique, sont en effet constituées d'une boucle de fil métallique qui peut être placée à l'intérieur ou à l'extérieur du corps. Elles sont principalement utilisées pour les applications de stimulation nerveuse, notamment la stimulation cérébrale profonde (SCP), qui est une technique chirurgicale qui implante des électrodes dans certaines parties du cerveau pour traiter certaines pathologies telles que la maladie de Parkinson, les tremblements essentiels, l'épilepsie et la dystonie.

Les antennes à boucle sont particulièrement adaptées à la SCP car elles sont capables de focaliser le champ magnétique sur une zone spécifique du cerveau, ce qui permet une stimulation plus précise et

efficace. Elles sont également utilisées dans d'autres applications de stimulation nerveuse, telles que la thérapie magnétique transuraniennne (TMS) et la stimulation magnétique transuraniennne répétitive (RTMS), qui sont des techniques non invasives de stimulation cérébrale.

En résumé, les antennes à boucle sont des outils utiles pour la stimulation nerveuse, en particulier pour la SCP et d'autres techniques de stimulation cérébrale non invasives.

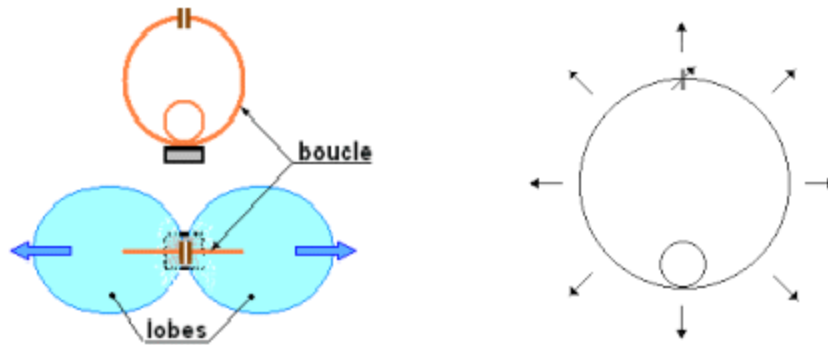


Figure II.4 : antennes Boucle magnétique.

II.3.5 Les antennes à diélectrique :

Effectivement, les antennes à diélectrique sont souvent utilisées dans les applications d'imagerie médicale pour leurs propriétés uniques. Contrairement aux antennes métalliques, qui absorbent et réfléchissent les ondes électromagnétiques, les antennes à diélectrique transmettent les ondes à travers le matériau diélectrique. Cela peut être avantageux pour l'imagerie médicale, car les tissus biologiques ont des propriétés diélectriques différentes qui peuvent être utilisées pour distinguer différents types de tissus.

Par exemple, la tomodensitométrie utilise une série de rayons X pour créer des images tridimensionnelles du corps. Les antennes à diélectrique peuvent être utilisées pour améliorer la qualité de ces images en permettant une meilleure discrimination entre les différents types de tissus, en particulier entre les tissus mous et les os. En outre, les antennes à diélectrique sont également utilisées dans d'autres applications médicales, telles que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et l'échographie.

En dehors du domaine médical, les antennes à diélectrique sont également utilisées dans d'autres applications, telles que les communications sans fil et la télédétection. Par exemple, les antennes à diélectrique peuvent être utilisées pour la communication satellite à haute fréquence et pour la surveillance des sols et des cultures.

Ces techniques d'antennes biomédicales sont utilisées pour une variété d'applications en médecine, de la surveillance de la santé à la thérapie médicale. Les antennes biomédicales sont un domaine de recherche en constante évolution, avec de nouvelles applications et de nouvelles techniques qui sont constamment développées.

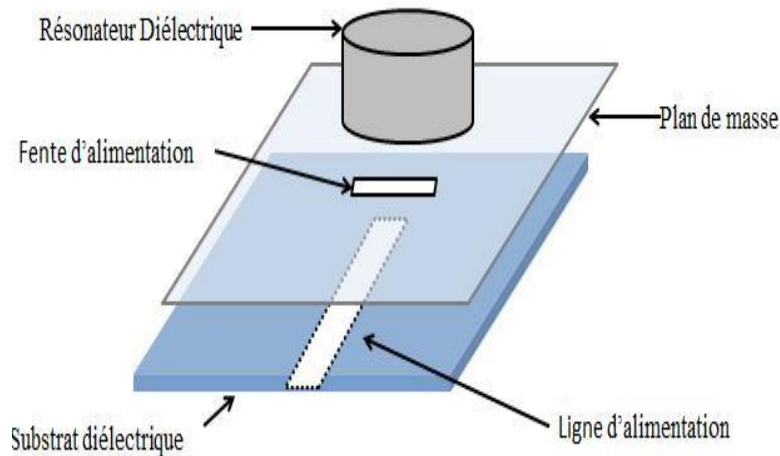


Figure II.5 : antennes à diélectrique.

II.4 Caractéristique des antennes Biomédical :

Les antennes biomédicales sont des antennes spécifiquement conçues pour être utilisées dans des applications médicales, telles que la télémedecine, la surveillance à distance des patients, la thérapie par hyperthermie, la thérapie par ablation, la stimulation électrique et bien d'autres. Ces antennes ont des caractéristiques particulières qui les distinguent des antennes traditionnelles.

Tout d'abord, les antennes biomédicales doivent être sûres pour les patients et les professionnels de la santé. Elles doivent être conçues pour minimiser les effets néfastes des champs électromagnétiques sur le corps humain. Les antennes biomédicales sont donc souvent fabriquées à partir de matériaux spéciaux, tels que des polymères biocompatibles ou des métaux non-toxiques.

De plus, les antennes biomédicales doivent être de petite taille et avoir une large bande passante pour être utilisées dans des dispositifs médicaux miniaturisés tels que des implants. Les antennes doivent également avoir une bonne efficacité de rayonnement pour garantir une transmission et une réception fiables des signaux.

Enfin, les antennes biomédicales doivent être capables de fonctionner dans des environnements complexes et variés, tels que des tissus corporels et des liquides biologiques. Les antennes biomédicales doivent être capables de fonctionner dans des conditions de faible puissance et de faible champ électromagnétique, tout en étant capables de résister aux interférences électromagnétiques des autres appareils médicaux.

En somme, les antennes biomédicales sont des composants clés des dispositifs médicaux modernes et sont essentielles pour de nombreuses applications médicales innovantes.

Voici quelques-unes de leurs caractéristiques:

II.4.1 Bande passante :

la bande passante d'une antenne biomédicale est un paramètre important pour assurer une bonne transmission des signaux utilisés en médecine. La bande passante représente la plage de fréquences dans laquelle l'antenne est capable de transmettre efficacement les signaux sans trop de distorsion.[30]

En général, les antennes biomédicales doivent être capables de fonctionner dans une plage de fréquences assez large pour pouvoir s'adapter aux différents types de signaux utilisés en médecine. Par exemple, les signaux utilisés en électrocardiographie ont une fréquence de l'ordre de quelques dizaines d'Hertz, tandis que les signaux utilisés en imagerie par résonance magnétique peuvent atteindre plusieurs dizaines de mégahertz.

La largeur de bande d'une antenne biomédicale dépend de plusieurs facteurs, notamment de sa conception et de sa taille. En général, les antennes plus grandes ont une bande passante plus large que les antennes plus petites. Les antennes peuvent également être conçues pour fonctionner dans des gammes de fréquences spécifiques en utilisant des techniques de conception adaptées.[28]

On peut définir la bande passante par la formule suivante:

$$BP (\%) = 100 \frac{f_h - f_l}{f_c} \quad (\text{II.1})$$

$$BP (\text{Hz}) = f_h - f_l \quad (\text{II.2})$$

Où : f_h : la fréquence la plus élevée de la bande.

f_l : la fréquence la plus basse de la bande.

$f_c = \frac{f_h + f_l}{2}$: la fréquence centrale de la bande.

En résumé, la bande passante d'une antenne biomédicale est un paramètre crucial pour garantir une transmission efficace des signaux sans distorsion excessive. Les antennes doivent être conçues pour fonctionner dans une plage de fréquences spécifique en fonction des types de signaux utilisés en médecine.

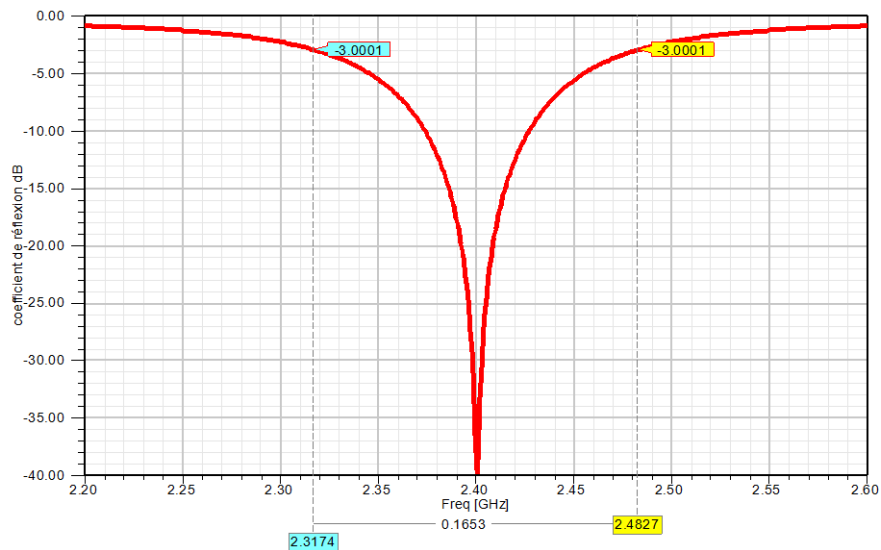


Figure II.6 : Bande passante d'une antenne .

II.4.2 Impédance d'entrée :

L'impédance est une mesure de la résistance électrique d'un circuit à un signal alternatif. Dans le cas d'une antenne, l'impédance est importante car elle détermine l'efficacité avec laquelle l'antenne peut transmettre ou recevoir des signaux à différentes fréquences.

Lorsque l'impédance de l'antenne est mal adaptée à la fréquence du signal, une partie de l'énergie du signal est réfléchi plutôt que transmise. Cela peut entraîner une perte de puissance du signal, une

diminution de la portée et une augmentation du bruit de fond. Pour éviter ces problèmes, il est important d'adapter l'impédance de l'antenne à la fréquence du signal utilisé.

Pour adapter l'impédance, on utilise souvent un transformateur d'impédance ou un circuit d'adaptation d'impédance. Ces dispositifs permettent de faire correspondre l'impédance de l'antenne à celle de l'émetteur ou du récepteur, ce qui permet une transmission ou une réception efficace du signal.

$$Z_A = R_A + jX_A \quad (\text{II.3})$$

Z_A : est l'impédance de l'antenne;

R_A : est la résistance d'entrée;

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

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

$$R_A = R_r + R_L \quad (\text{II.4})$$

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

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

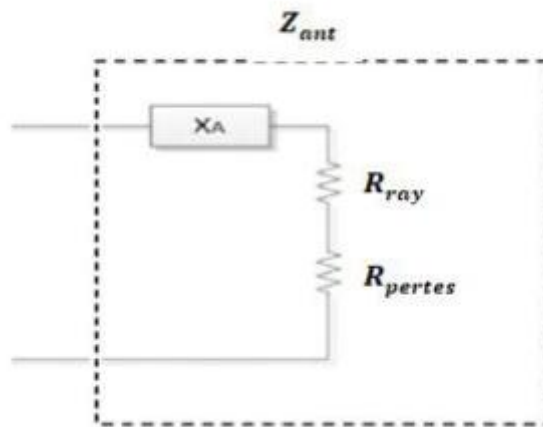


Figure II.7 : Représentation de l'impédance de l'antenne.

II.4.3 La directivité :

Le calcul du rapport de l'intensité de rayonnement d'une antenne dans une direction donnée à l'intensité de rayonnement moyenne dans toutes les directions produit la directivité de l'antenne considérée. La direction de l'intensité de rayonnement maximale est utilisée lorsque la direction n'est pas indiquée. Ou plus simplement, la directivité d'une source non isotopique est égale au rapport de son

intensité de rayonnement dans une direction donné à celle d'une source isotrope. Ce rapport est exprimé par la relation [31] :

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} \quad (\text{II.5})$$

D : est la directivité;

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

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

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

II.4.4 Efficacité d'antenne :

L'efficacité totale, connue par e_0 , est employée pour tenir compte des pertes sur les ports d'entrée (figure II.8 (a)) et dans la structure de l'antenne. Les pertes peuvent être dues (figure II.8 (b)) :

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

En général, l'efficacité totale peut être écrite comme l'indique l'équation suivante [31] :

$$e_0 = e_r e_c e_d \quad (\text{II.6})$$

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

e_c : est l'efficacité de conduction;

e_d : est l'efficacité de diélectrique;

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

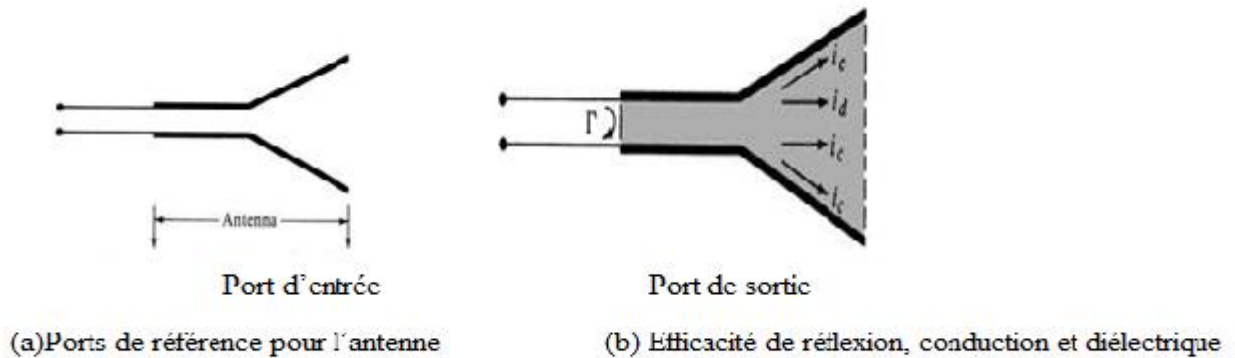


Figure II.8 : Ports de référence et les pertes d'une antenne.

II.4.5 Gain :

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

Sous forme d'équation ceci peut être exprimé par :

$$G = 4\pi \frac{\text{intensité de rayonnement}}{\text{puissance totale d'entrée (reçue)}} \quad (\text{II.7})$$

$$= 4\pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}}$$

G : est le gain;

(θ, ϕ) : est l'intensité de rayonnement dans la direction (θ, ϕ) .

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

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

P_{in} : Puissance totale d'entrée (acceptée) [31].

II.4.6 Coefficient de réflexion :

C'est le rapport d'amplitude entre l'onde incidente (transmise à l'antenne) et l'onde réfléchi du fait des discontinuités entre le circuit et l'antenne. Noté S_{11} [28]. Le coefficient de réflexion est un paramètre qui permet de quantifier la quantité du signal réfléchi par rapport au signal incident. Généralement ce coefficient Γ est lié à l'impédance d'entrée de l'antenne et l'impédance caractéristique Z_c par la relation [32] :

$$S_{11} = \Gamma = \frac{Z_{ant} - Z_c}{Z_{ant} + Z_c} \quad (\text{II.8})$$

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

$$S_{11dB} = 20\log(\Gamma) \quad (\text{II.9})$$

II.4.7 Rapport d'onde stationnaire (VSWR) :

Pour meilleure efficacité d'une antenne, le transfert de puissance entre l'émetteur et l'antenne doit être maximal. Ce transfert ne s'effectue pas que s'il y a adaptation entre l'impédance de l'antenne (Z_{in}) et celle de l'émetteur (Z_c). Selon le théorème de transfert de puissance maximale, cette dernière peut être transféré que si l'impédance de l'émetteur est un conjugué complexe de l'impédance de l'antenne et vice-versa (Figure II.9) [33].

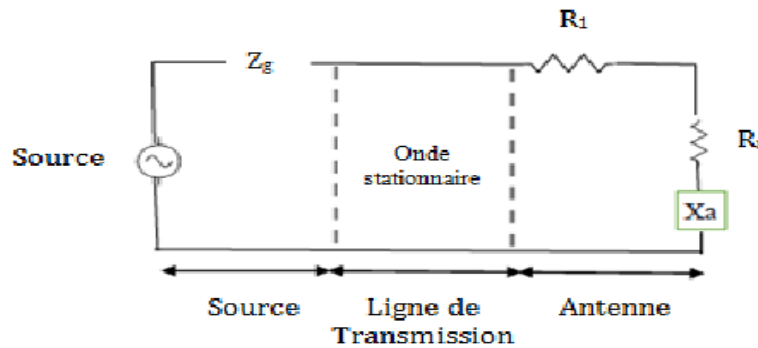


Figure II.9 : Circuit équivalent d'antenne .

Ainsi, la condition pour la correspondance est la suivante :

$$Z_{in} = Z_c^* \quad (\text{II.10})$$

Où

$$Z_{in} = R_{in} + jX_{in} \quad (\text{II.11})$$

$$Z_c = R_s + jX_s \quad (\text{II.12})$$

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

Le VSWR est donné par :

$$\text{VSWR} = \frac{1 + \Gamma}{1 - \Gamma} \quad (\text{II.13})$$

II.4.8 Diagramme de rayonnement:

Le diagramme de rayonnement d'une antenne est une représentation graphique d'une fonction mathématique des propriétés de rayonnement de l'antenne en fonction des coordonnées de l'espace, et il est donné, généralement, dans la région du champ lointain. Plusieurs paramètres de rayonnement peuvent être envisagés; la densité du flux de puissance, l'intensité de rayonnement, le module du champ, la directivité ou la polarisation. La distribution spatiale 2D ou 3D de l'énergie rayonnée en fonction de la position de l'observateur est parmi les propriétés les plus importantes. La figure (II.10) représente un système de coordonnées convenable.

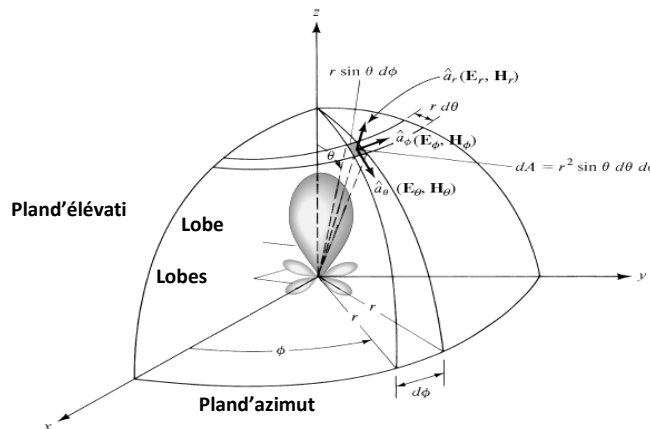


Figure II.10: Systèmes de coordonnées pour l'analyse de l'antenne.

Le tracé du champ électrique (magnétique) reçu pour un rayon constant est appelée diagramme d'amplitude de champ d'amplitude. D'autre part, le tracé de la variation spatiale de la densité de puissance le long d'un rayon constant est appelé diagramme d'amplitude de puissance [31].

II.4.8.1 Régions du champ :

L'espace entourant une antenne est généralement divisé en trois régions; comme l'indique la figure (II.11).

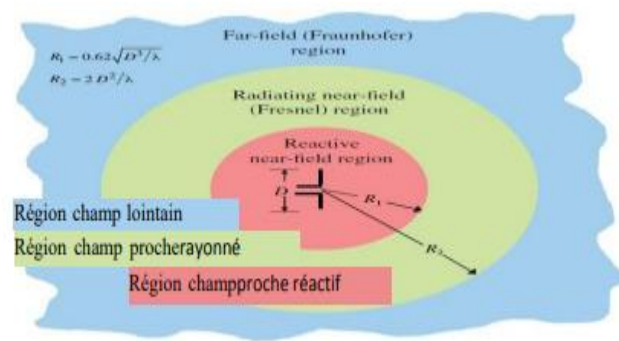


Figure II.11 : Régions du champ d'une antenne.

a-Région du champ proche réactif :

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

$$R < 0,62 \sqrt{\frac{D^3}{\pi}} \quad (II.14)$$

où λ : est la longueur d'onde .

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

b-Région du champ proche rayonné(Fresnel) :

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

$$0.62 \sqrt{\frac{D^3}{\pi}} \leq R \quad (\text{II.15})$$

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

c-Région du champ lointain(Fraunhofer) :

cette région, connue par de Fraunhofer, est la région du champ où la distribution angulaire du champ est indépendante de la distance de l'antenne. La limite de cette région est la distance, de l'antenne, donnée par :

$$R \geq \frac{2D^2}{\pi} \quad (\text{II.16})$$

Ici, les composantes du champ sont essentiellement transversale [31].

II.5 Les antennes imprimées biomédicales:

Les antennes imprimées biomédicales sont des dispositifs d'antennes miniatures conçus spécifiquement pour être utilisés dans des applications médicales. Elles sont fabriquées à partir de matériaux biocompatibles, ce qui signifie qu'elles sont compatibles avec les tissus biologiques et peuvent être utilisées en toute sécurité à l'intérieur du corps humain sans causer de réactions indésirables.

Ces antennes sont généralement de petite taille et peuvent être intégrées dans des dispositifs médicaux tels que des pacemakers, des moniteurs de glucose sanguin, des capteurs de pression artérielle et des stimulateurs nerveux. Elles peuvent également être utilisées dans des systèmes portables de surveillance de la santé à domicile, tels que des montres intelligentes ou des bracelets de fitness, pour surveiller des paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque, la pression artérielle et les niveaux d'oxygène dans le sang.

Les antennes imprimées biomédicales peuvent également être utilisées dans des systèmes d'imagerie médicale tels que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie par émission de positrons (TEP). Dans ces applications, les antennes sont utilisées pour transmettre et recevoir des signaux radiofréquences qui sont utilisés pour produire des images du corps humain.

En plus de leur petite taille et de leur compatibilité biologique, les antennes imprimées biomédicales ont également l'avantage d'être faciles à produire en grande quantité à un coût relativement faible. Elles peuvent être fabriquées en utilisant des techniques d'impression 3D ou de photolithographie, ce qui permet de produire des antennes avec une grande précision et une grande reproductibilité.

En résumé, les antennes imprimées biomédicales sont des dispositifs d'antennes miniatures qui sont compatibles avec les tissus biologiques et peuvent être utilisées en toute sécurité dans des applications médicales telles que la télémédecine, la surveillance de la santé à domicile et les systèmes d'imagerie médicale. Leur petite taille, leur compatibilité biologique et leur facilité de production en font une option attrayante pour les dispositifs médicaux implantables et portables.

II.6 Structure d'une antenne imprimée:

Les antennes imprimées dans le domaine biomédical sont des dispositifs utilisés pour la transmission et la réception de signaux sans fil dans des applications médicales. Elles sont généralement fabriquées à l'aide de techniques d'impression sur des substrats flexibles, tels que des polymères ou des tissus biocompatibles. La structure de base est rappelée sur la figure II.12 :

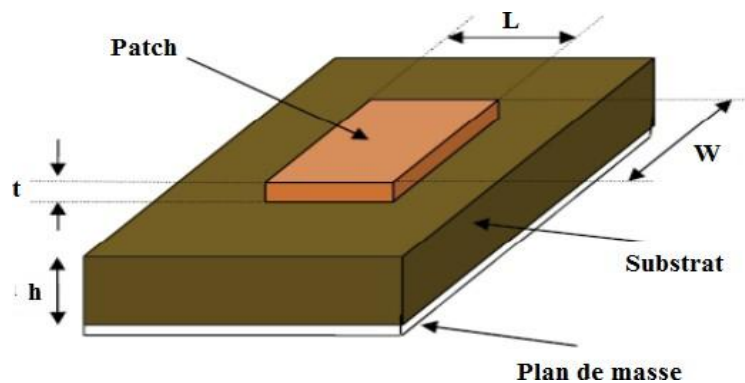


Figure II.12 : Présentation d'une antenne imprimée [34].

L : Longueur du patch , t : épaisseur du patch.

W : Largeur du patch , h : épaisseur du substrat

Dans sa structure de base (figure II.12), une antenne imprimée est constituée d'un conducteur métallique de forme arbitraire, déposé sur un substrat diélectrique au-dessus d'un plan de masse. Pour augmenter la puissance rayonnée par l'antenne, il faut:

- ❖ réduire les pertes par l'effet joule,
- ❖ améliorer la bande passante de l'antenne,
- ❖ la face inférieure est entièrement métallisée pour réaliser un plan de masse.

II.6.1 Techniques d'alimentation :

L'alimentation des antennes imprimées est un aspect crucial de leur conception, car elle détermine les modes de rayonnement ainsi que l'adaptation de l'antenne.

Il existe différentes techniques d'alimentation pour exciter les éléments rayonnants des antennes imprimées. Ces techniques peuvent être réalisées soit par contact direct, soit par couplage.

Voici quelques exemples des différentes méthodes d'alimentation couramment utilisées :

a Alimentation par ligne micro-ruban dans le plan de l'élément rayonnant :

La face du substrat contient à la fois l'élément rayonnant et sa ligne micro-ruban d'alimentation. Cette méthode est simple à mettre en œuvre et permet une adaptation d'impédance facile. Cependant, elle présente l'inconvénient de générer un rayonnement parasite des lignes. Pour obtenir une adaptation d'impédance, on peut utiliser soit un transformateur quart d'onde, soit déplacer le point d'alimentation (voir Figure II.13).

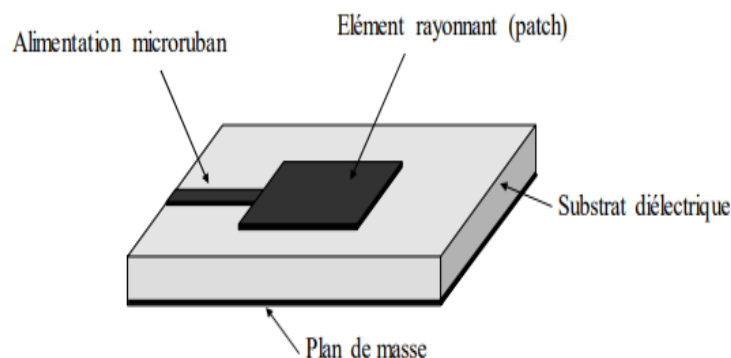


Figure II.13: Antenne imprimée alimentée par ligne micro-ruban.

Pour atteindre la grande performance d'antenne, un diélectrique épais qui a un constant diélectrique bas est nécessaire. Cela fournira une efficacité plus élevée, une plus grande bande passante et une plus grande radiation

Dans une structures micro ruban les conducteurs se présentent sous la forme de ruban très mince découpé suivant différentes géométries (rectangle, cercle, triangle ...) comme le montre la figure II.14:

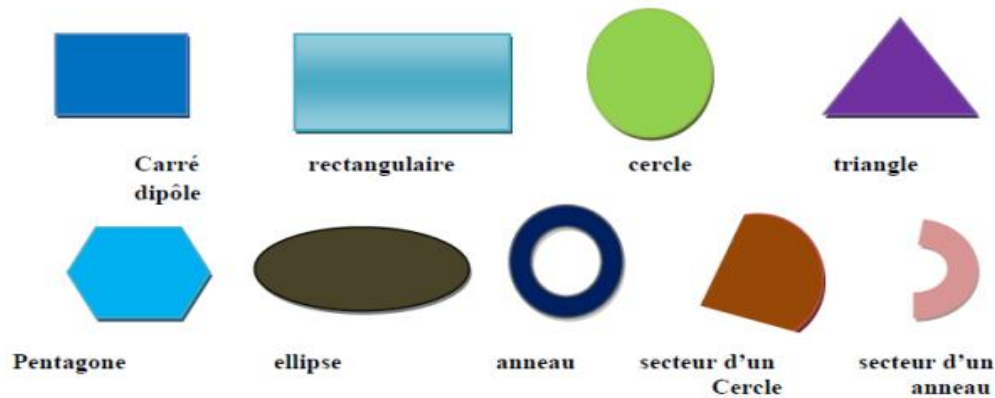


Figure II.14: Différentes formes de l'éléments rayonnant

Parmi toutes les formes des éléments rayonnants, le rectangle est le plus facile à appréhender pour la compréhension des mécanismes de rayonnement des antennes micro bandes.

b Alimentation par sonde coaxiale :

L'alimentation par sonde coaxiale est une technique utilisée en électronique pour fournir de l'énergie ou un signal à un dispositif ou à un circuit. Une sonde coaxiale se compose généralement d'un conducteur central entouré d'une gaine conductrice externe, séparés par un diélectrique.

Cette technique est adaptée à une alimentation séparée de chaque élément du réseau. Elle est simple à réaliser . La position de l'alimentation détermine le type de mode excité, de plus elle contrôle l'adaptation de l'élément. Cependant, cette technique d'alimentation pose des problèmes technologiques du fait du percement du substrat et des soudures sur chaque élément rayonnant, surtout pour les grands réseaux.

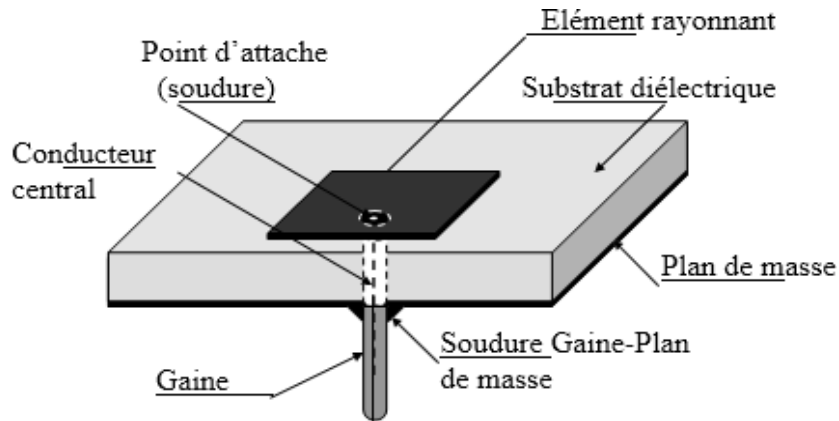


Figure II.15: Antenne imprimée alimentée par sonde coaxiale.

c Alimentation par ouverture (ou par fente) :

La technique d'alimentation par fente consiste à placer l'élément rayonnant et la ligne d'alimentation en micro-ruban de chaque côté du plan de masse. Une fente de couplage dans le plan de masse permet le transfert d'énergie entre la ligne d'alimentation et l'élément rayonnant. Pour réussir cette méthode, il est crucial de positionner la fente de manière précise. Elle apporte les avantages suivants :

- Isolation du circuit d'alimentation par l'intermédiaire du plan de masse. De ce fait, un rayonnement parasite faible, en fait ce rayonnement parasite se situe au dessous du plan de masse, ce qui n'est pas la direction de propagation;
- Adaptation facile à réaliser en raison de grand nombre de paramètres comme la taille de l'ouverture et la longueur du stub de la ligne d'alimentation

Mais cette technique présente quelques inconvénients, tels que :

- Faible bande passante, mais peut être amélioré en jouant sur l'épaisseur du diélectrique et en superposant plusieurs éléments rayonnants.
- Difficile à mettre en œuvre.

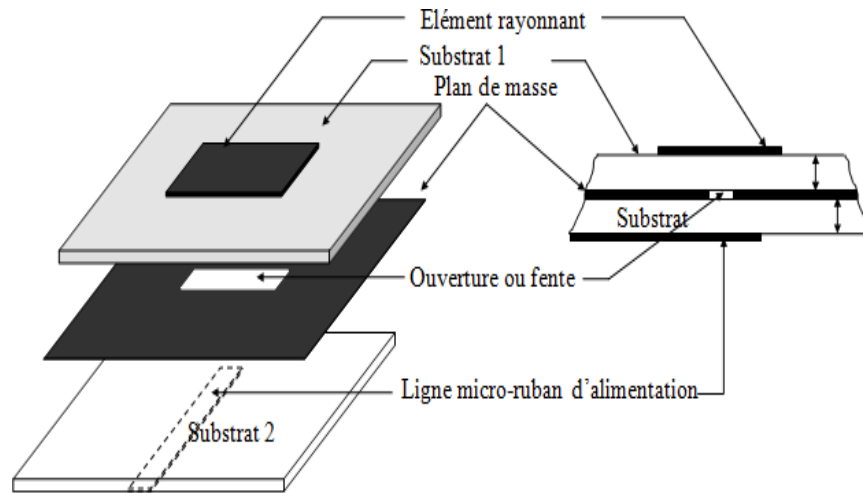


Figure II.16 : Antenne imprimée alimentée par fente.

d Alimentation par proximité :

L'antenne est constituée de deux substrats diélectriques entre lesquels est située la ligne d'alimentation. L'élément rayonnant est imprimé sur le substrat supérieur.

L'excitation se fait par couplage électromagnétique. Cette technique permet d'améliorer la bande passante mais elle est difficile à réaliser.

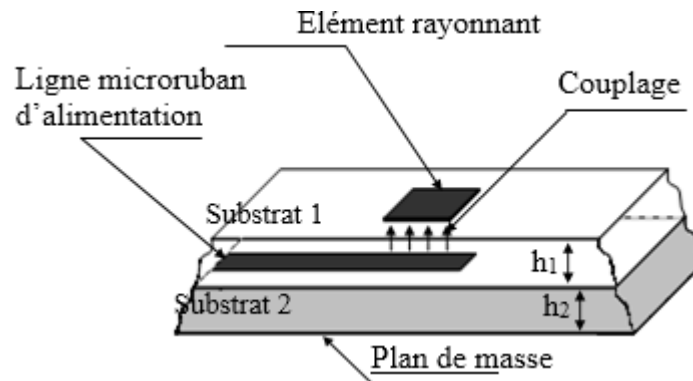


Figure II.17 : Antenne imprimée alimentée par proximité.

II.6.2 Les avantages et les inconvénients :

Des nombreux systèmes de communication utilisent les antennes microbandes non seulement comme des éléments indispensables pour assurer le couplage entre les équipements et le milieu de propagation, mais aussi puisque elles offrent certains avantages tel que:

- ✓ Faible poids, encombrement réduit, faible profile et structure plane ;
- ✓ Faible volume et épaisseur réduite ;

- ✓ Faible coût de fabrication ;
- ✓ Facile à fabriquer en masse on utilisant les techniques des circuits imprimés dont le faible cout ;
- ✓ Compatibilité avec des circuits intégrés (antennes actives) ;
- ✓ Réseaux d'alimentation et d'adaptation fabriqués simultanément avec l'antenne ;
- ✓ Antennes multi bandes multi polarisations possibles ;

Ces antennes présentent malheureusement, également des inconvénients :

- Bande passante étroite ;
- Faible gain ;
- Supporte uniquement des faibles puissances ;
- Faible efficacité de rayonnement ;
- La bande passante reste toujours un obstacle devant des divers systèmes de communication.

II.7 les méthodes d'analyse des antennes biomédical imprimées :

Les méthodes d'analyse des antennes biomédicales imprimées peuvent être classées en deux catégories principales : [35]

- les méthodes analytiques
- les méthodes numériques

II.7.1 Les méthodes numériques [35] :

Donne des résultats plus précis. Ils doivent utiliser des algorithmes numériques plus puissants et plus longs à calculer que les méthodes analytiques. Ils sont généralement basés sur l'obtention de la distribution du courant dans le patch et le plan de masse. Il existe quatre méthodes :

- **Méthode des moments:** En électromagnétisme, la méthode des moments, en particulier dans le domaine fréquentiel, consiste à résoudre les expressions intégrales des équations de Maxwell. Elle est basée sur le principe d'équivalence de surface ou de volume selon lequel la structure de réponse

et la distribution de courant sont similaires à l'hétérogénéité de surface ou de volume. Cela conduit à l'expression intégrale de l'équation de champ de l'onde électromagnétique émise par un conducteur parfait. La technologie offre l'avantage de traiter les surfaces conductrices et la plupart des tailles d'antenne peuvent provenir directement de la densité de courant [36].

- **Méthode des éléments finis:** La méthode des éléments finis est une méthode basée sur la conversion d'équations aux dérivées partielles en systèmes algébriques d'équations. En général, la solution de MEF consiste en les étapes suivantes:– Obtenir la variante de forme du problème et définir l'espace fonctionnel des solutions acceptables. – Implémentation de maillages, correspondant à la discrétisation du champ d'étude des champs d'éléments (triangle, tétraèdre, hexaèdre...) avec un nombre limité de degrés de liberté et des fonctions de base supportées nativement [37].
- **Méthode des différences finies:** La première méthode des différences finies historiquement consiste à discrétiser le domaine à l'étude à travers un réseau de points avec une grille rectangulaire et à remplacer l'opérateur de différence par un opérateur de différence entre des valeurs inconnues de différents points adjacents. Si cette méthode est simple à programmer, elle nécessite un maillage régulier et moins adaptable à des formes géométriques complexes [37].
- **Méthode des éléments de frontière:** Elle est basée sur la méthode plus générale des équations intégrales. Les équations aux dérivées partielles sont remplacées par des équations intégrales. La fonction de Green est au cœur de ces intégrales et représente la réponse (réponse impulsionnelle) d'une source ponctuelle dans les études géométriques [37].

II.7.2 Les méthode analytique :

II.7.2.1 Le modèle de la ligne de transmission :

C'est le plus simple et fournit une bonne explication physique. A partir de ce modèle, la ligne de transmission consiste à assimiler une antenne rectangulaire à une très large section de microruban. Il permet de les modéliser par des segments de ligne microruban dont les caractéristiques sont bien connues [35].

II.7.2.2 La méthode de la cavité:

Bien que simple à utiliser, le modèle de ligne de transmission présente certains inconvénients. En fait, cela ne fonctionne que pour les patchs rectangulaires, il ignore les changements de champ le long des bords du rayonnement. Ces défauts peuvent être compensés en utilisant le modèle de cavité proposé par Lo et al [38].

Ce modèle permet la simplicité et la visibilité physique dans l'analyse des antennes microruban. L'empreinte peut être assimilée à une cavité entourée de deux parois électriques (plan de masse et élément rayonnant) et de quatre parois magnétiques verticales. Une longueur et une largeur effective sont introduites pour tenir compte des lignes de champ au-delà du bord de l'élément rayonnant. Le champ à l'intérieur de la cavité peut être exprimé en fonction de modes discrets qui ne satisfont que des conditions aux limites suffisantes. Une fois ces champs connus, le champ rayonné, la puissance totale et l'impédance peuvent en être déduits. Ce modèle ne convient qu'au couplage fin électrique du substrat qui est difficile à modéliser. La fréquence de résonance de l'antenne est résolue par la fréquence de résonance de la cavité [39].

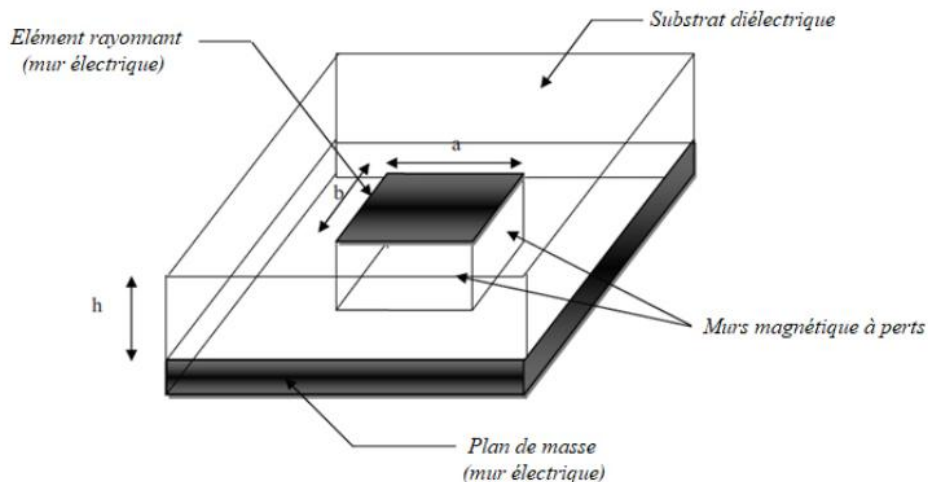


Figure II.18 : Modèle de la cavité.

II.8 Conclusion :

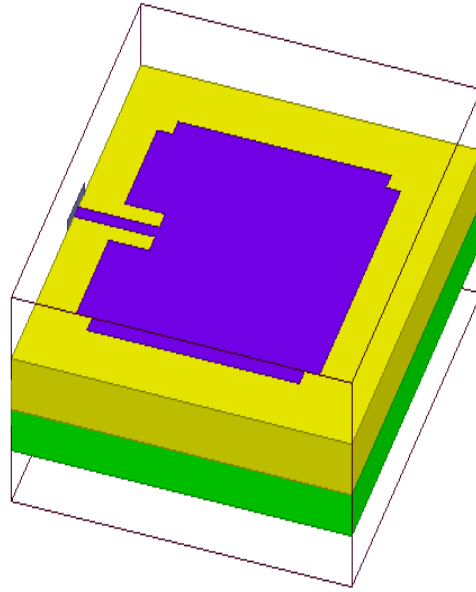
Les antennes sont de plus en plus utilisées dans les applications biomédicales, notamment pour la communication sans fil entre les dispositifs médicaux implantables et les équipements de surveillance externes. Les antennes peuvent également être utilisées pour la thérapie médicale, telle que l'ablation de tissus ou la stimulation nerveuse.

Cependant, il est important de prendre en compte les aspects de sécurité et de compatibilité électromagnétique lors de la conception et de l'utilisation d'antennes dans les applications biomédicales. Les niveaux d'exposition aux champs électromagnétiques doivent être réglementés et surveillés pour assurer la sécurité des patients.

En outre, les antennes doivent être conçues de manière à minimiser les interférences avec les autres dispositifs électroniques dans l'environnement médical. Des techniques de conception avancées, telles que l'utilisation de matériaux innovants et la modélisation électromagnétique, peuvent aider à atteindre ces objectifs.

En fin de compte, les antennes peuvent offrir des avantages importants dans les applications biomédicales, mais leur utilisation doit être soigneusement considérée et réglementée pour assurer la sécurité et la compatibilité électromagnétique dans l'environnement médical.

III



Conception et simulation d'antenne biomédical

Dans ce chapitre

- ⇒ Introduction sur Le logiciel de simulation HFSS.
 - ⇒ Conception d'antenne dans le textile médical
 - ⇒ Comparaison entre les quatre modèles des antennes patch
 - ⇒ Conception réseau d'antennes
 - ⇒ Comparaison entre une seule, deux, quatre éléments réseau
 - ⇒ Conclusion
-

III.1 Introduction:

La simulation joue un rôle essentiel dans la conception et l'optimisation de tels systèmes de détection du cancer du sein basés sur des antennes textiles. Les simulations permettent de modéliser et de prédire le comportement des antennes textiles, d'évaluer leur performance en termes de sensibilité et de résolution, et d'optimiser leurs paramètres de conception pour obtenir les meilleures performances possibles.

Dans ce chapitre, notre étude sera consacrée à l'analyse et à la conception des antennes implantables dans le textile médical.

Pour commencer, nous souhaitons présenter brièvement le logiciel de simulation utilisé dans notre travail, à savoir HFSS (High Frequency Structure Simulator).

Ensuite, nous présenterons la méthodologie de la conception ainsi que les résultats de la simulation des différentes structures de ces antennes au moyen de ce logiciel.

III.2 Le logiciel de simulation HFSS :

Le logiciel HFSS (High-Frequency Structure Simulator) est un outil de simulation électromagnétique utilisé pour la conception et l'analyse de dispositifs et de circuits à haute fréquence. Il est largement utilisé dans les domaines de l'électronique, des télécommunications, de l'aérospatiale et d'autres industries où les signaux haute fréquence et les phénomènes électromagnétiques jouent un rôle crucial.

Le logiciel HFSS présente quelques inconvénients, notamment :

- Complexité de travail et création de structures détaillées : HFSS peut être complexe à utiliser pour créer des structures complexes avec de nombreux détails de conception. Il peut nécessiter une connaissance approfondie du logiciel et de ses fonctionnalités avancées pour pouvoir concevoir efficacement des modèles précis.
- Utilisation d'opérations booléennes : Parfois, pour dessiner des surfaces spécifiques dans HFSS, il est nécessaire d'utiliser des opérations booléennes telles que l'intersection, l'union ou la soustraction de formes géométriques. Cela peut être difficile pour les utilisateurs qui ne sont pas familiers avec ces concepts ou qui n'ont pas une expérience préalable avec des logiciels de modélisation

- La simulation pourra prendre une durée de plusieurs heures jusqu'aux plusieurs jours

parfois, surtout si le projet à simuler est d'un volume relativement grand, et présente beaucoup de détails

III.3 Etude et conception d'antenne :

Nous avons étudié quatre modèles d'antenne patch (simple, avec défaut, avec DGS rectangulaire, avec DGS cylindre) comme le montre dans la figure (III.1).

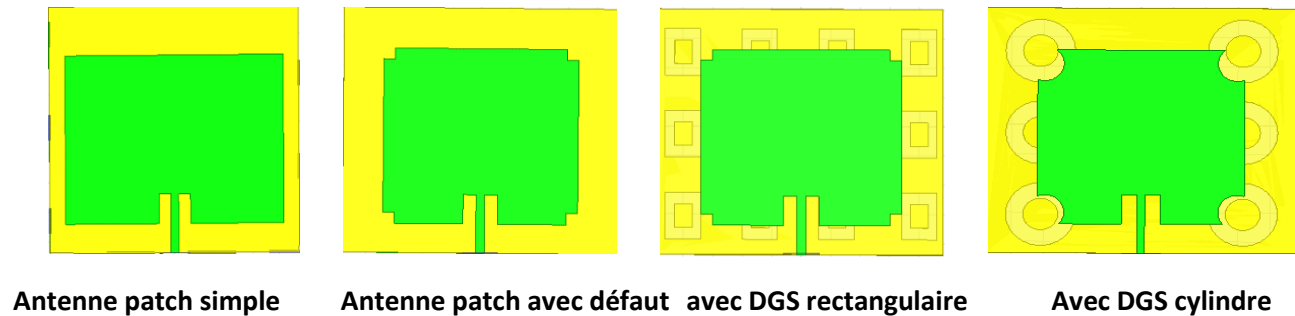


Figure III.1: quatre modèles d'antenne.

III.3.1 Conception d'antenne dans le textile médical :

La première étape de la conception d'une antenne consiste à choisir le substrat approprié. Nous devons choisir le substrat approprié qui dépend de sa disponibilité. Pour atteindre ces objectifs, un substrat diélectrique (FR4) avec une épaisseur $h = 0.17\text{mm}$, $\epsilon_r = 4.4$, $\tan\delta = 0.0025$ est utilisé.

Dans les structures simples montrées sur la figure III.1 ci-dessous, quatre antennes sont comparées, la première est une antenne patch simple, la seconde est un patch avec défaut et la troisième est une antenne patch avec DGS rectangulaire, et la quatrième est une antenne patch avec DGS cylindre. Les dimensions des quatre antennes proposées sont indiquées dans les tableaux III.1, III.2, III.3, III.4.

A. Modèle 1:

Nous avons proposé la conception d'une antenne patch simple intégré au substrat rectangulaire. La configuration et les dimensions de cette structure sont présentées sur la figure III.2 et le tableau III.1. Cette antenne est gravée sur un substrat FR4 avec une épaisseur de 0.17mm, une permittivité électrique de 4.4 et une tangente de perte de 0.0025 et elle est alimentée par une transition micro-ruban.

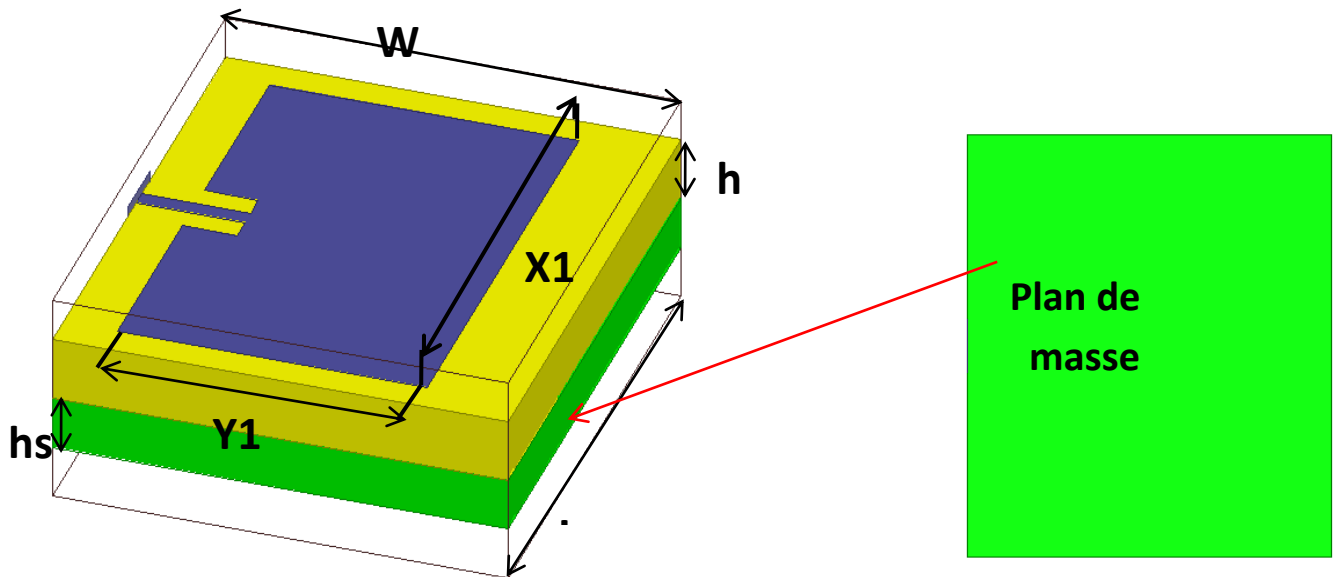


Figure III.2: Antenne patch simple.

Cette antenne a des dimensions bien précises qui permettent une résonance à 2.4GHz

Tableau (III.1) : Dimensions d'antenne patch simple.

Variables	Dimensions
Longitude du sub(W)	48mm
Largeur du sub(L)	44mm
Epaisseur du sub (hs)	0.508mm
X_1 Patch	42mm
Y_1 Patch	28.57mm
h	0.17mm

A.1 Résultat de simulation :

La figure III.3 montre le Coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence. On peut observer que cette antenne résonne à 2.4 GHz avec une valeur de paramètre (pertes de retour) de -24.24dB.

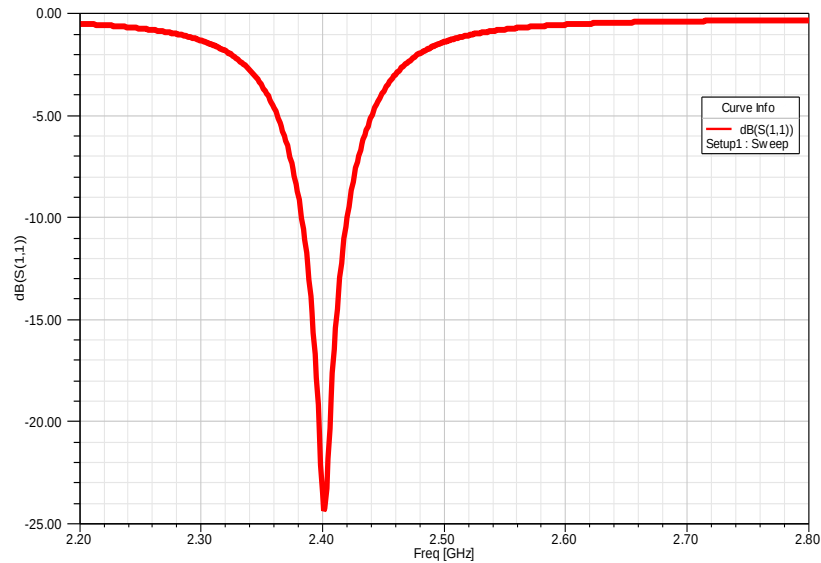


Figure (III.3) : Représentation du coefficient de réflexion S11 simulé.

B.Modèle 2 :

On propose la conception d'une antenne patch avec défaut au niveau de patch. Dans ce cas nous avons gardé toutes les dimensions de la première structure sauf la largeur et la longueur de patch. Sont présentées sur la figure III.3 et le tableau III.2. Cette antenne est gravée sur un substrat FR4 avec une épaisseur de 0.17mm, une permittivité électrique de 4.4 et une tangente de perte de 0.0025 et elle est alimentée par une transition micro-ruban.

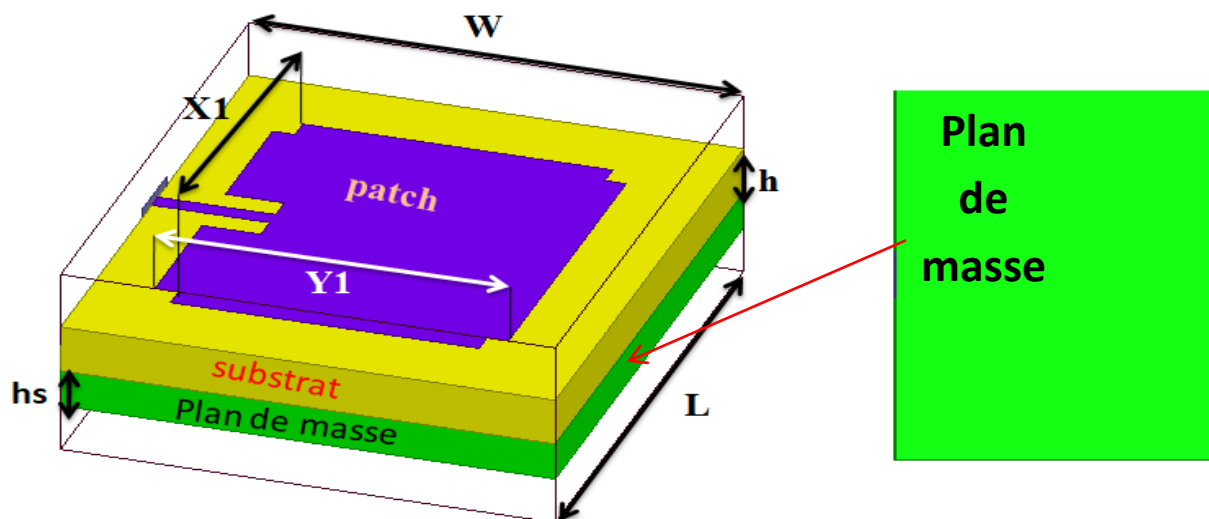


Figure III.4: Antenne patch avec défaut.

Les dimensions d'antenne patch avec défaut :

Tableau (III.2) : Dimensions d'antenne patch avec défaut.

Variables	Dimansions
Longitude du sub(W)	48mm
Largeur du sub(L)	44mm
Epaisseur du sub	0.508mm
X_1 Patch	43mm
Y_1 Patch	30.02mm
h	0.17mm

B.1 Résultat de simulation :

La figure III.4 montre le Coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence. On peut observer que cette antenne résonné à 2.4 GHz avec une valeur de paramètre (perte de retour) de -39.9dB.

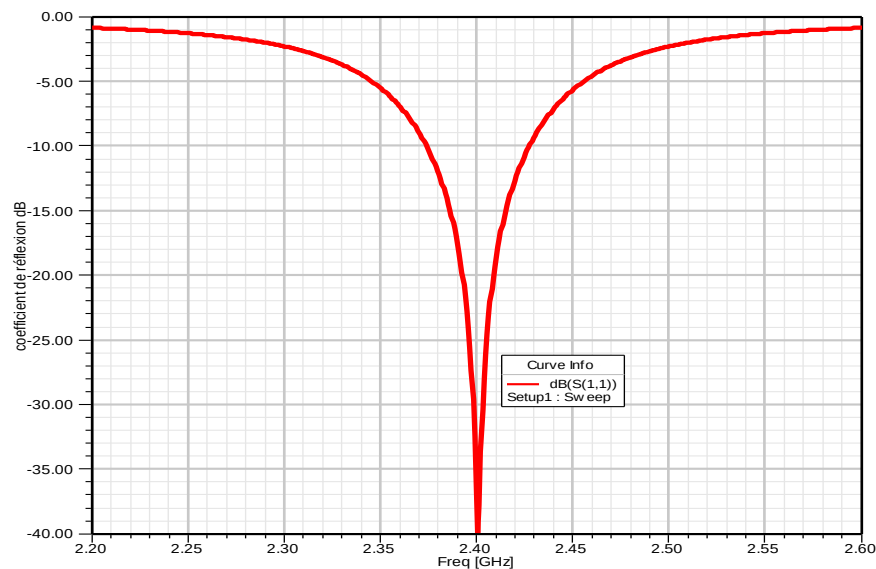


Figure (III.5) : Coefficient de réflexion S_{11} pour l'antenne patch avec défaut.

C.Modèle 3:

On propose la conception d'une antenne patch avec DGS rectangulaire . Dans cette antenne nous avons mis des défaut au niveau de patch et au niveau de plan de masse .Les dimensions de cette structure sont présentées sur la figure III.6 et le tableau III.3.

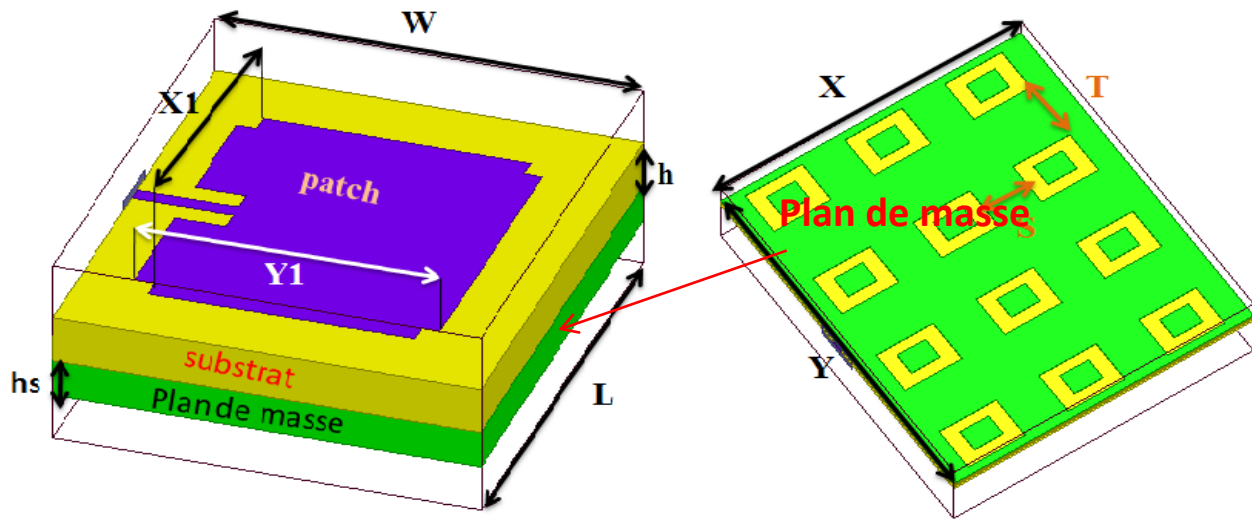


Figure III.6: Antenne patch simple avec DGS rectangulaire.

Les dimensions d'antenne patch DGS rectangulaire :

Tableau III.3 : Les dimensions d'antenne patch simple avec DGS rectangulaire.

Variales	Dimensions
Longitude du sub(W)	48mm
Largeur du sub(L)	44mm
Epaisseur du sub	0.508mm
X_1 Patch	34mm
Y_1 Patch	30.02mm
h	0.17mm

C.1 Résultat de simulation :

La figure III.7. montre le Coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence. On peut observer que cette antenne résonné à 2.4 GHz avec une valeur de paramètre (perte de retour) de -39.5dB.

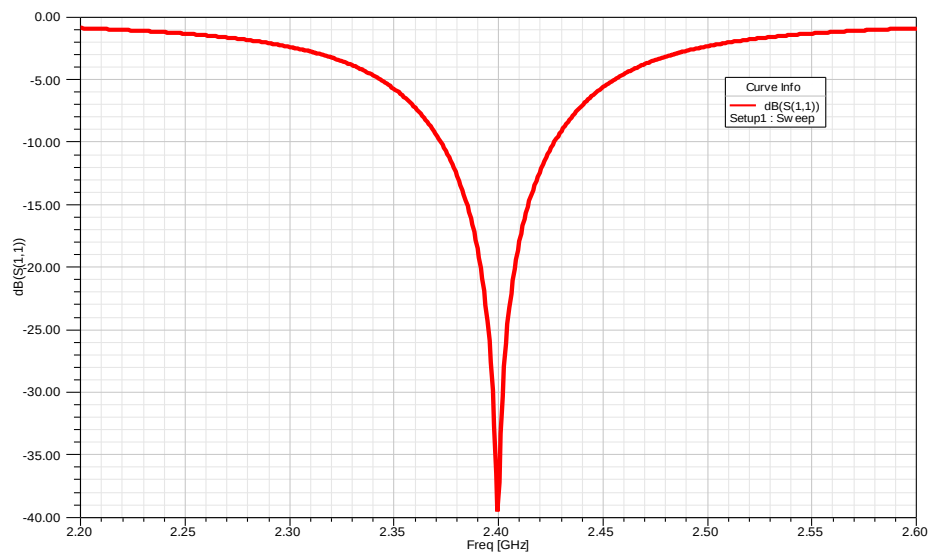


Figure III.7 : Coefficient de réflexion S_{11} pour l'antenne patch avec une DGS rectangulaire.

D.Modèle 4 :

Nous avons proposé la conception d'une antenne patch avec DGS cylindre .La configuration et les dimensions de cette structure sont présentées sur la figure III.8 et le tableau III.4.Cette antenne est gravée sur un substrat FR4 avec une épaisseur de 0.17mm,une permittivité électrique de 4.4 et une tangente de perte de 0.0025 et elle est alimentée par une transition micro-ruban.

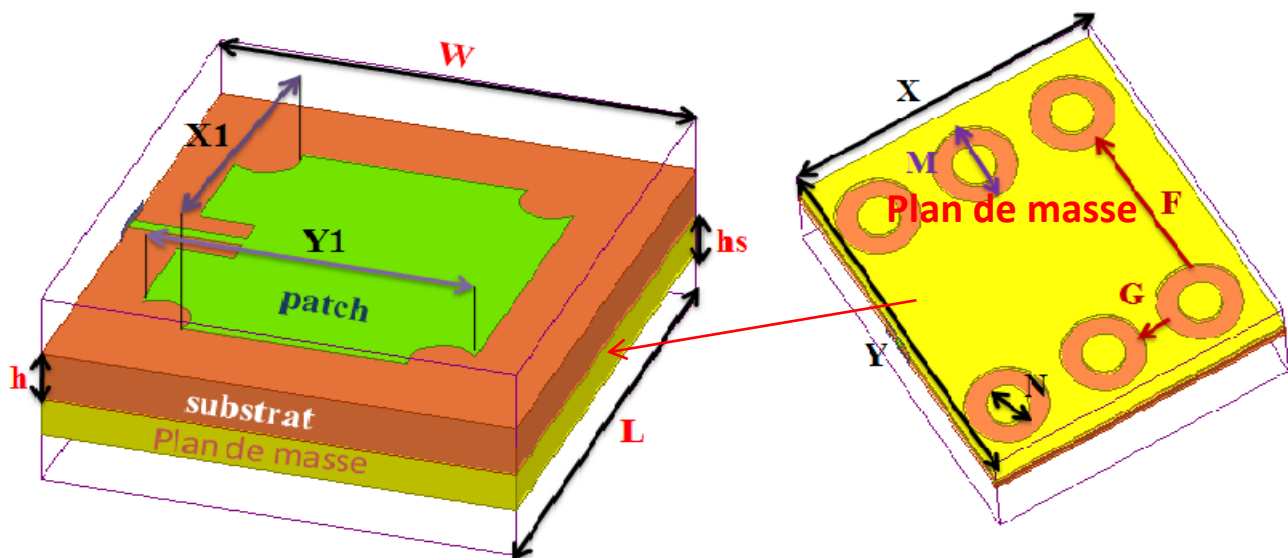


Figure III.8: Antenne patch simple avec une fente en forme cylindre.

Les dimensions d'antenne patch avec DGS cylindre :

Tableau III.4 :Les dimensions d'antenne patch simple avec DGS cylindre.

Variables	Dimansions
Longitude du sub(W)	48mm
Largeur du sub(L)	44mm
Epaisseur du sub	0.508mm
X_1 Patch	32mm
Y_1 Patch	29.81mm
H	0.17mm

D.1 Résultat de simulation :

La figure III.9. montre le Coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence. On peut observer que cette antenne résonné à 2.39 GHz avec une valeur de paramètre (perte de retour) de -39.65dB.

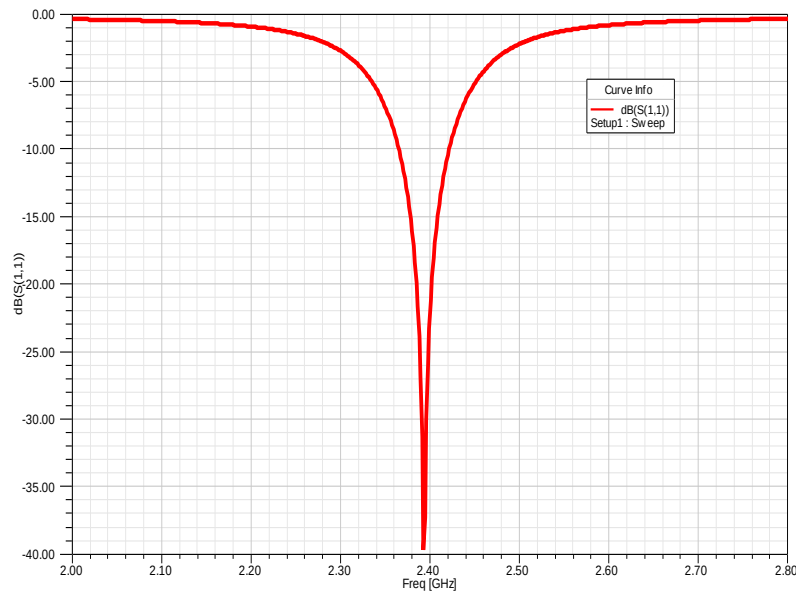


Figure III.9: Coefficient de réflexion S_{11} pour l'antenne patch avec DGS cylindre.

III.4. Comparaison entre les quatres modèles des antennes patch :

La figure III.10 montre les variations du coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence pour différentes modèles (simple, avec défaut, avec DGS rectangulaire, avec DGS cylindre) simulées sous

HFSS. Tel que le tableau III.5 qui montre la comparaison entre ces quatre modèles .D'après la figure III.10 et le tableau III.5 ,on peut observer que les deux meilleurs résultats pour le coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence est donnée par l'antenne patch avec défaut et avec DGS rectangulaire .

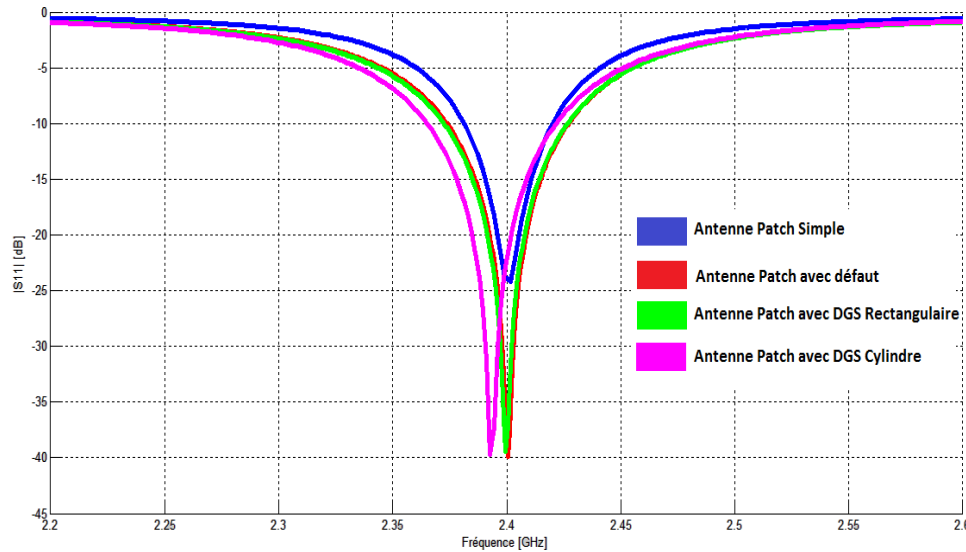


Figure III.10 : Coefficients de réflexions S_{11} pour les quatre antennes (antenne patch simple, avec défaut, avec DGS rectangulaire, avec DGS cylindre).

Tableau (III.5) : Comparaison entre les quatre modèles des antennes patches.

	Coefficient de réflexion(dB)	Fréquence de résonance(GHz)
Antenne patch simple	-22.02	2.4
Avec défaut	-39.9	2.4
avec DGS rectangulaire	-39.5	2.4
avec DGS cylindre	-39.65	2.39

III.4.1 Etude paramétrique des dimensions d'antenne patch :

Nous avons choisir le modèle 2 d'une antenne patch avec défaut qui a démontré les meilleurs résultats, comme nous l'avons mentionné précédemment. Pour étudier l'influence de certains paramètres géométriques de l'antenne patch sur ses performances, en particulier sa bande passante, nous procéderons à des modifications.

a. Influence de longueur de patch :

Une variation dans la longueur de patch est faite pour voir l'influence de ce paramètre sur l'adaptation de l'antenne. Le tableau III.6 présente les différentes valeurs de la largeur de patch « X_1 ».

Tableau (III.6): Les différentes valeurs de la largeur de patch.

Parameters X_2	« $X_1(1)$ ».	« $X_1(2)$ ».	« $X_1(3)$ ».	« $X_1(4)$ ».
la largeur patch(mm)	31	32	33	34

La figure III.11 montre les variations du coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence pour différentes valeur de la longueur de l'encoche simulées sous HFSS. D'après la figure III.11, on peut observer que la meilleure longueur de patch est $X_1=32\text{mm}$, tel que la bande passante est la plus large par rapport au reste.

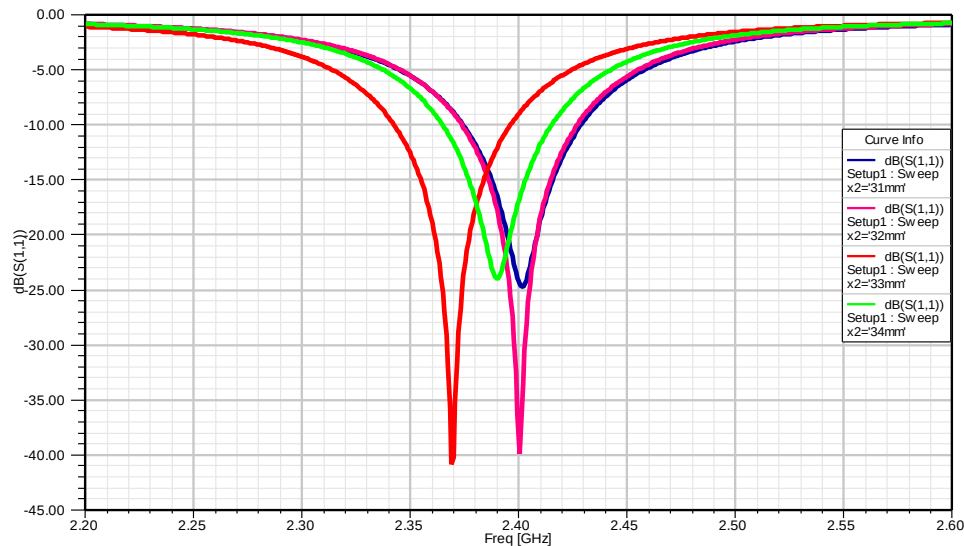


Figure III.11: Le coefficient de réflexion S_{11} , pour différents valeurs de longueur de patch en fonction de la fréquence simulée sous HFSS.

b. Influence de largeur de patch :

Une variation dans la largeur de l'encoche est faite pour voir l'influence de ce paramètre sur l'adaptation de l'antenne. Le tableau III.7 présente les différentes valeurs de la largeur de l'encoche « Y_1 ».

Tableau III.7: Les différentes valeurs de la largeur de patch.

Parametres Y_1	« $Y_1(1)$ ».	« $Y_1(2)$ ».	« $Y_1(3)$ ».	« $Y_1(4)$ ».
La largeur de patche(mm)	28.59	29.59	30.59	31.9

La figure III.12 montre les variations du coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence pour différentes valeurs de la largeur de l'encoche simulées sous HFSS. D'après la figure III.12, on peut observer que la meilleure largeur de l'encoche est $Y_1 2=29.59\text{mm}$, tel que la bande passante est la plus large par rapport au reste.

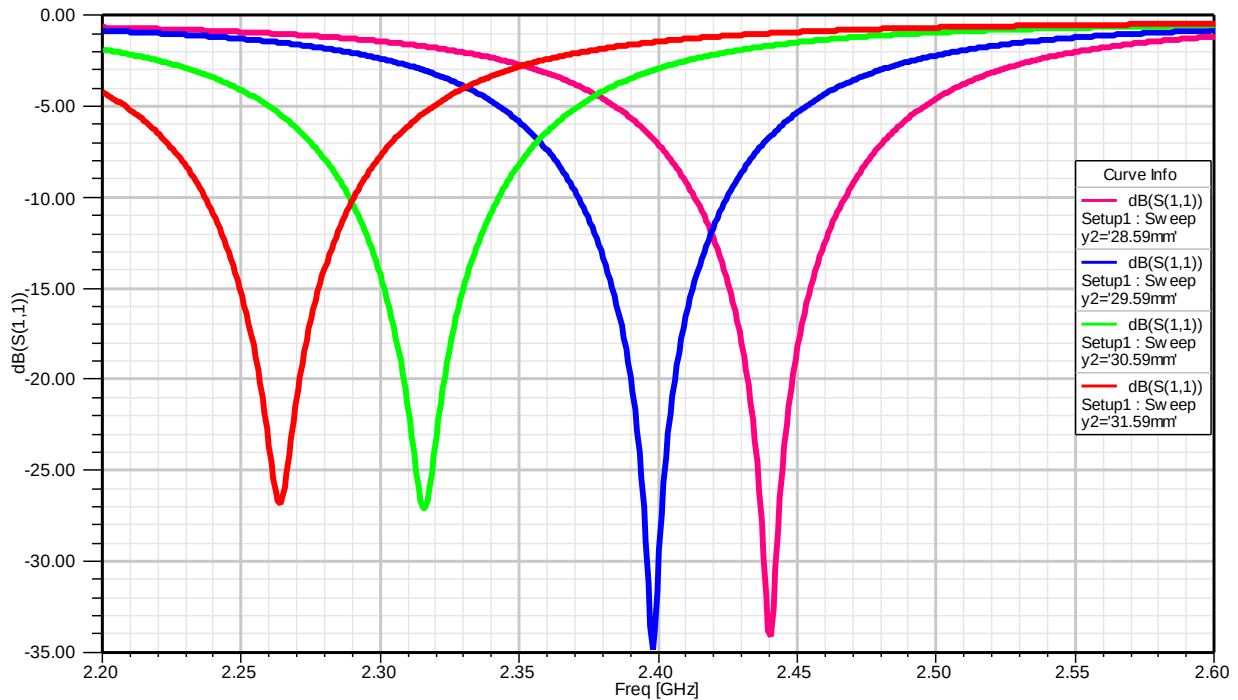


Figure III.12 :Le coefficient de réflexion S_{11} , pour différents valeurs de largeur de patch en fonction de la fréquence simulée sous HFSS.

c. Effet de la largeur de la ligne d'alimentation :

Maintenant, pour assurer une bonne adaptation nous essayons de varier la largeur de la ligne d'alimentation avec une variable noté « I_f ». Pour étudier l'effet de cette ligne, nous varions la valeur de I_f , afin de trouver la meilleure largeur, cette variation est paramétrée dans le tableau ci-dessous.

Tableau III.8:Les valeurs de la largeur de la ligne d'alimentation.

Parametres I_f	I_f (1)	I_f (2)	I_f (3)	I_f (4)
La largeur patch (mm)	4	5	5.0001	6

La figure III.13 montre les variations du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour différentes valeurs de la largeur de la ligne d'alimentation simulée sous HFSS.

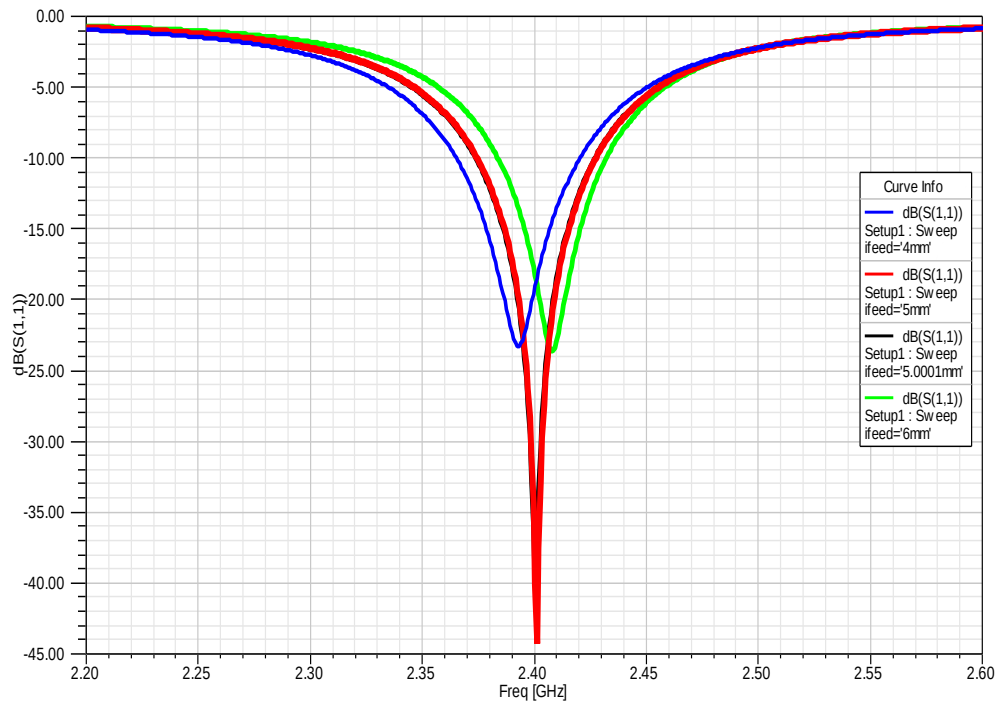


Figure III.13 : Le coefficient de réflexion S_{11} , pour différent largeur de la ligne d'alimentation simulées sous HFSS.

D'après la figure III.13, on peut observer que la meilleure largeur de la ligne d'alimentation est 5mm, pour cette valeur la bande passante sera plus large, en plus de ça le paramètres S est moindre (-44.26 dB) pour la fréquence 2.4 GHz.

III.4.2 Résultat de simulation et discussion :

Les structure et les dimensions de ces antennes sont proposées précédemment dans les application par les figures, la figure III.2 et la figure III.4 et la figure III.6 et la figure III.8 et les tableaux, tableau III.1 et le tableau III.2 et le tableau III.3 et le tableau III.4 respectivement.

A/ Taux d'onde stationnaire (VSWR : Voltage Standing Wave Ratio) :

Le taux d'onde stationnaire est une caractéristique cruciale de l'antenne, car il permet d'évaluer son adaptation optimale à une bande de fréquence spécifique. En d'autres termes, il mesure l'efficacité de l'antenne à transmettre et recevoir des signaux dans une plage de fréquences donnée. D'après la figure III.14, la valeur de VSWR de quatre d'antenne confiné entre 1.02 et 1.19.

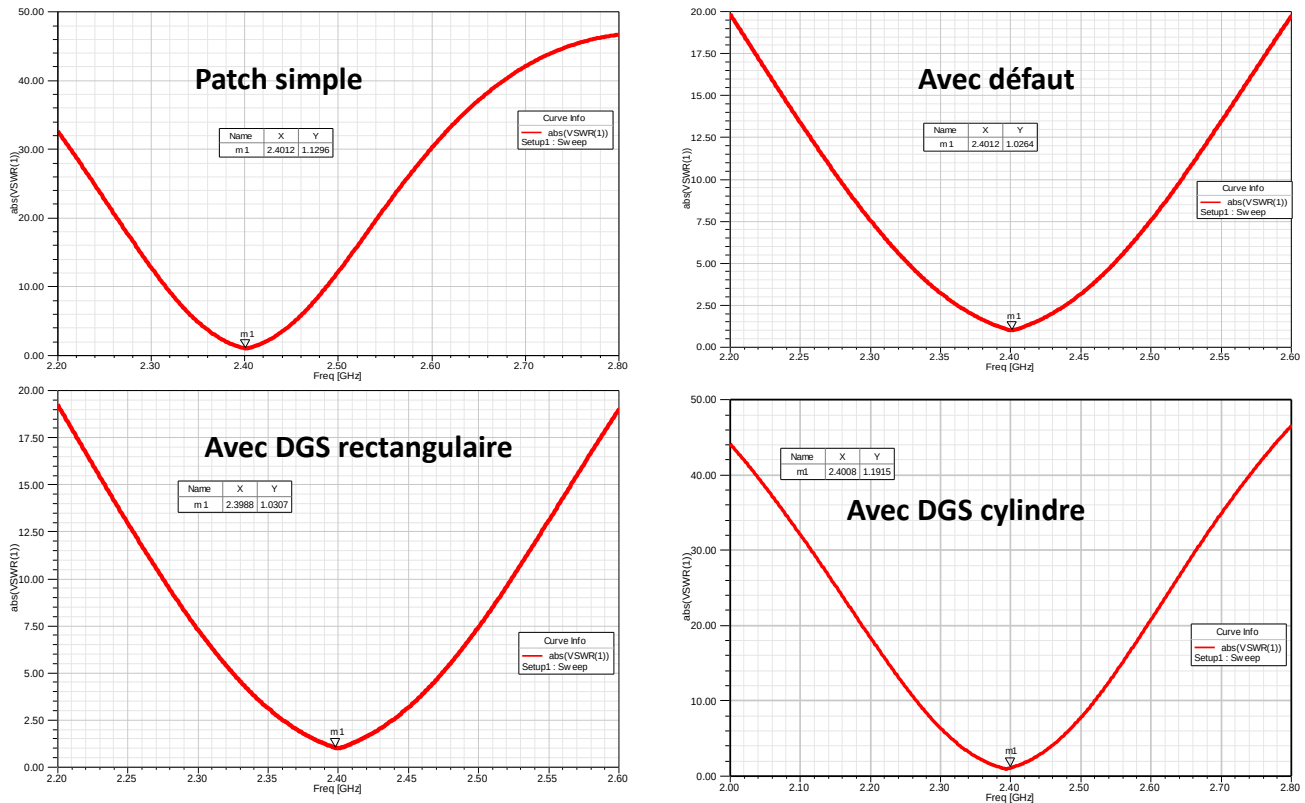


Figure III.14: Taux d'onde stationnaire pour les quatre d'antenne .

Tableau III.9: Les valeurs de VSWR des quatres d'antenne .

Modèles	Patch simple	Avec défaut	Avec DGS rectangulaire	Avec DGS cylindre
VSWR	1.12	1.02	1.03	1.19

B/ Diagramme de rayonnement :

La figure III.15 présente les diagramme de rayonnement des quatre d'antenne, qui illustre les champs de manière graphique. Ces diagrammes permet de visualiser les manière dont les champs se propagent à partir de l'antenne dans l'espace environnant.

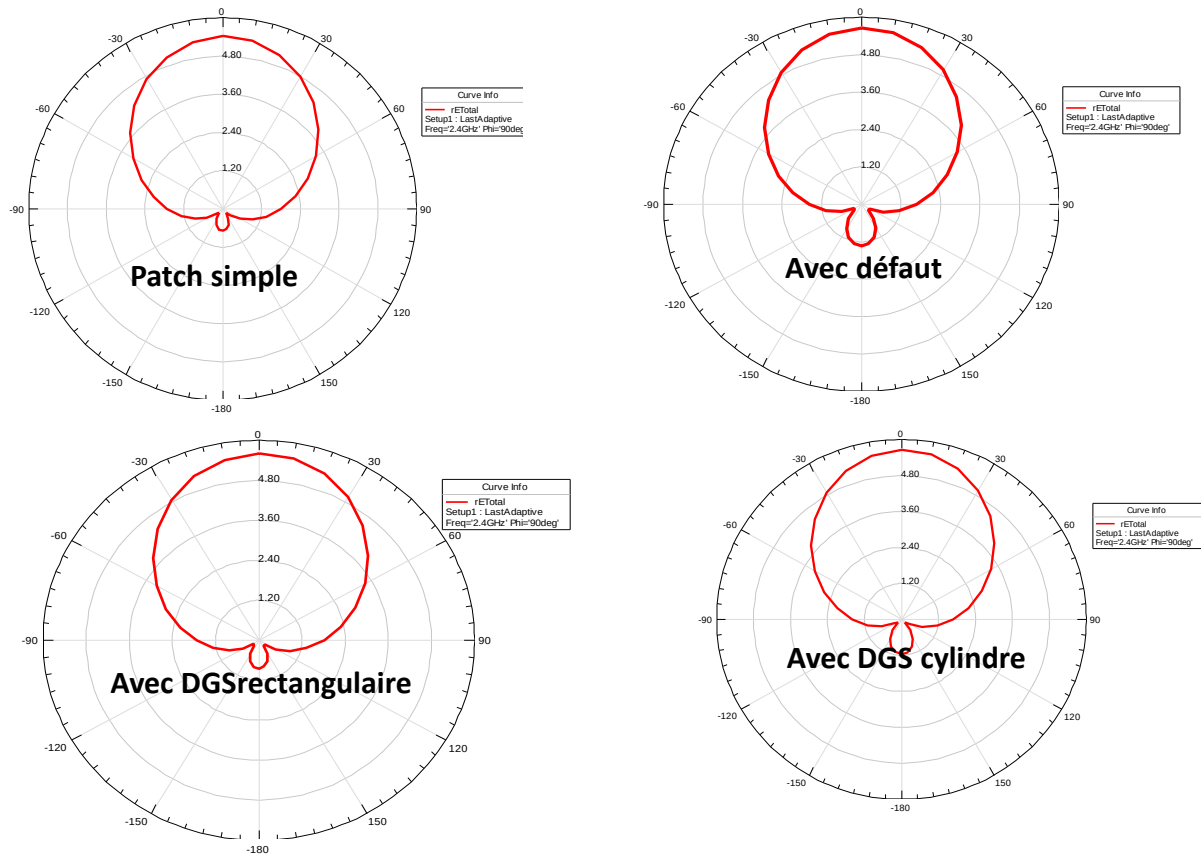


Figure III.15 : Diagramme de rayonnement pour les quatre d'antenne .

C /Gain :

À une fréquence de 2,4 GHz, l'antenne biomédicale présente un gain maximal de 1,49dB. Ce gain élevé indique que l'antenne peut concentrer davantage la puissance du signal entrant vers une direction spécifique par rapport aux autres directions. En conséquence, l'antenne biomédicale est capable d'émettre ou de recevoir efficacement des signaux dans la direction offrant le gain le plus élevé.

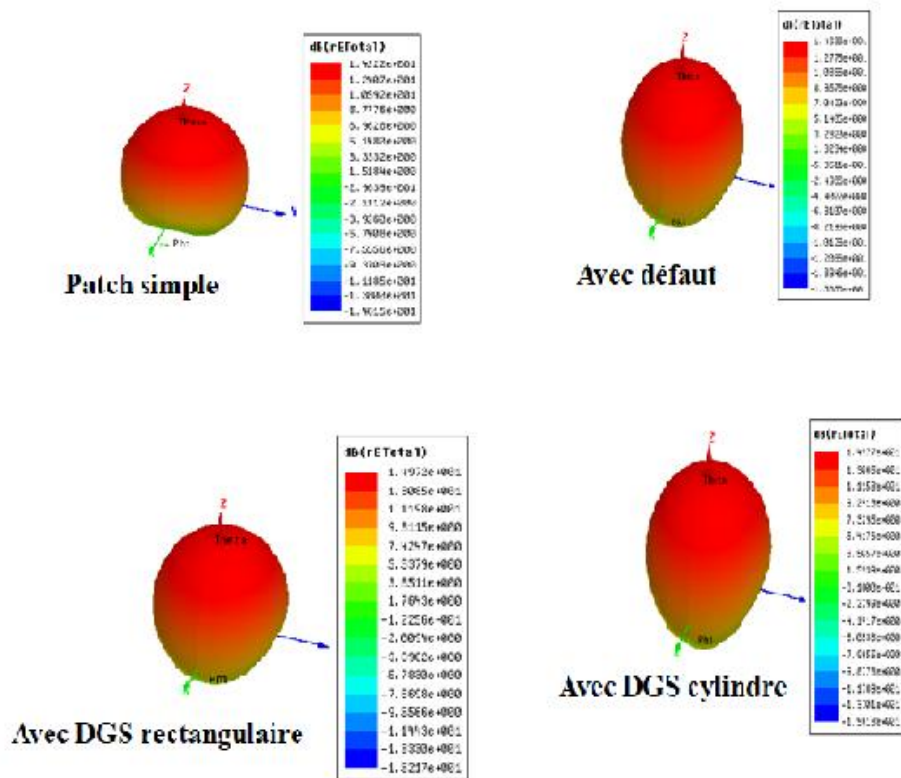


Figure III.16 : Gain en 3D pour quatre d'antenne .

Tableau III.9: Les valeurs des gain des quatres d'antenne .

Modèles	Patch simple	Avec défaut	Avec DGS rectangulaire	Avec DGS cylindre
Gain(dB)	1.42	1.46	1.49	1.49

III.5 Conception d'une réseaux d'antenne :

III.5.1 conception d'un réseau à deux éléments :

Dans ce cas, deux éléments de même dimension que celles mentionnées précédemment sont utilisés pour améliorer les performances de l'antenne.

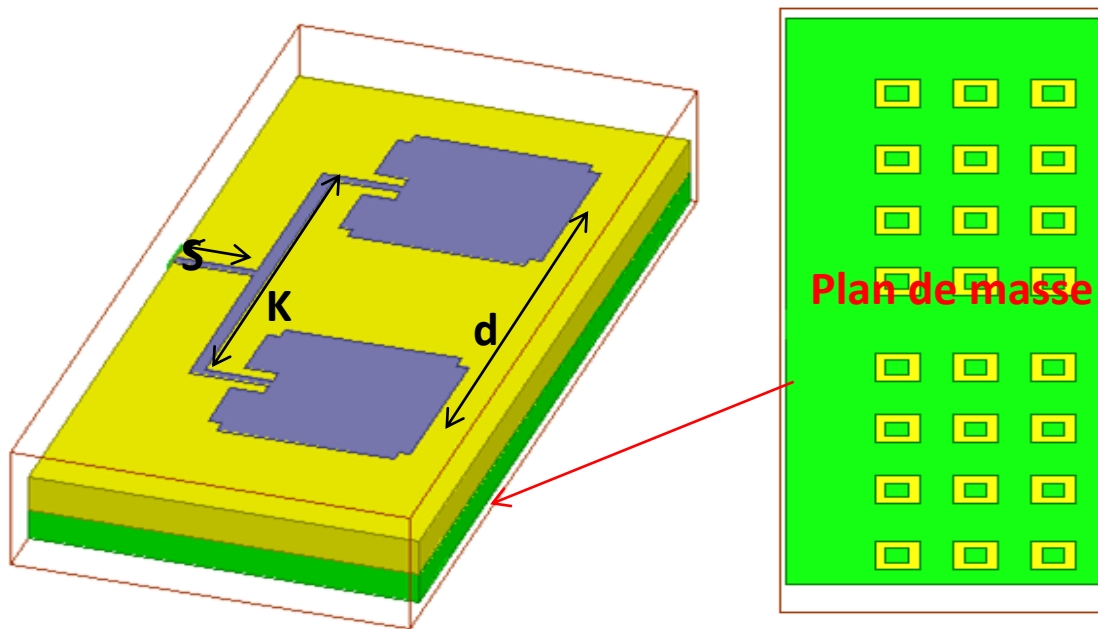


Figure III.17 : Conception de réseau d'antenne à deux éléments.

Les paramètres géométriques de ce réseau d'antenne à deux éléments avec une dimension totale de 48x44 mm Les valeurs de ces paramètres sont mentionnées dans le tableau ci-dessous.

Tableau III.10 :Dimension de réseau à deux éléments

Paramètres	K	d	S
Dimensions (mm)	29.76	29.76	0.678

III.5.1.1 Résultats de simulation et discussions :

A/ Le coefficient de réflexion :

Dans la figure III.18, on peut observer la variation du paramètre S en fonction de la fréquence. À une fréquence de 2,4 GHz , l'antenne présente une résonance avec une valeur de paramètre équivalente à -27.21 dB .

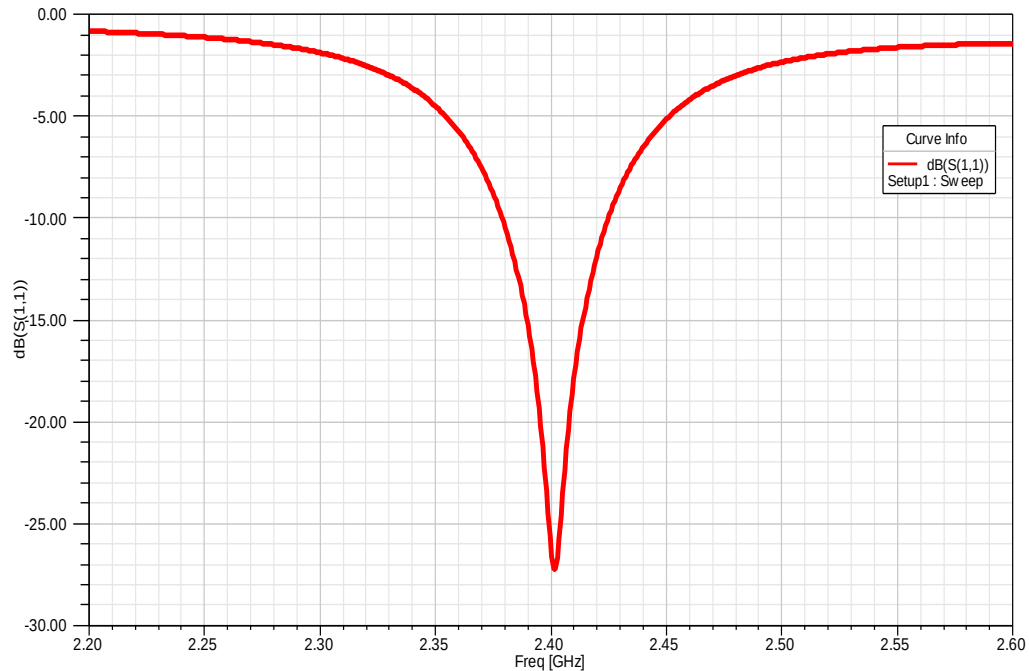


Figure III.18 : Coefficient de réflexion S_{11} de réseau d'antenne à deux éléments.

B/ Taux d'onde stationnaire (VSWR : Voltage Standing Wave Ratio) :

Le taux d'onde stationnaire est une caractéristique essentielle de l'antenne qui indique son adaptation optimale à une bande de fréquence spécifique. En se référant à la figure III.19, il est évident que la valeur du rapport de tension stationnaire (VSWR) est de 1.10 ,ce qui témoigne d'une excellente adaptation d'impédance.

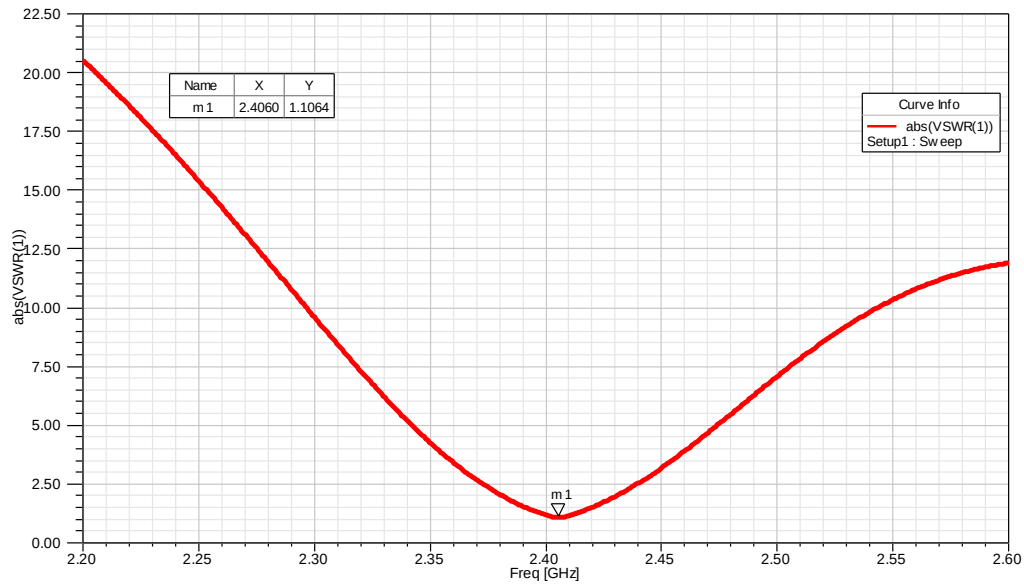


Figure III.19 : Taux d'onde stationnaire pour le réseau d'antenne à deux éléments.

C/ Diagramme de rayonnement :

La représentation du diagramme de rayonnement de l'antenne est également visible dans la figure III.20, où les champs sont graphiquement exposés.

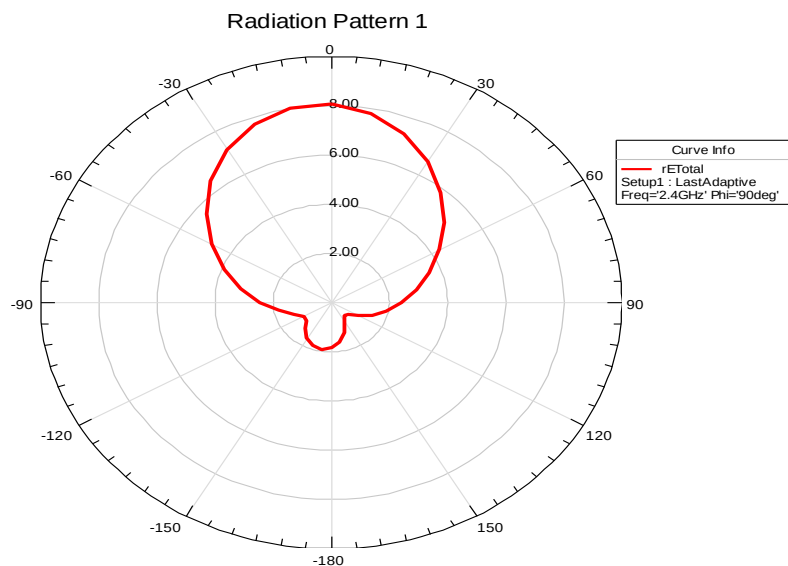


Figure III.20 : Diagramme de rayonnement pour le réseau d'antenne à deux éléments.

D/ Gain :

À une fréquence de 2.4 GHz, l'antenne biomédicale présente un gain maximal de 8.084dB . Ceci suggère que l'antenne a la capacité de concentrer la puissance d'entrée vers les rayonnements dans une direction spécifique, plutôt que dans d'autres directions. En conséquence, l'antenne biomédicale peut

émettre ou recevoir un signal de manière efficace en exploitant le gain le plus élevé pour diriger son rayonnement dans la direction souhaitée.

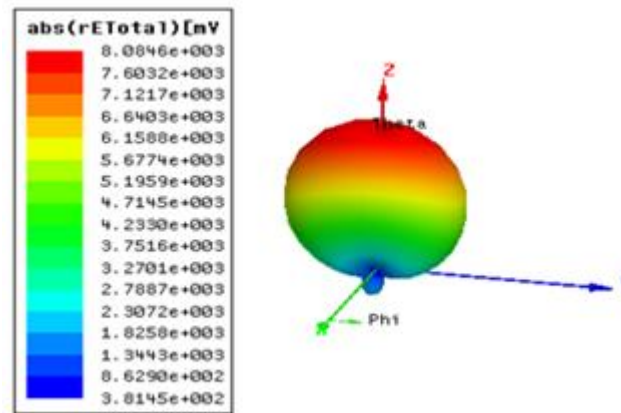


Figure III.21 : Gain en 3D pour le réseau d'antenne à deux éléments.

III.5.2 conception d'un réseau à quatre éléments :

Pour améliorer les performances de l'antenne, on utilise quatre éléments qui ont les mêmes dimensions que celles mentionnées précédemment.

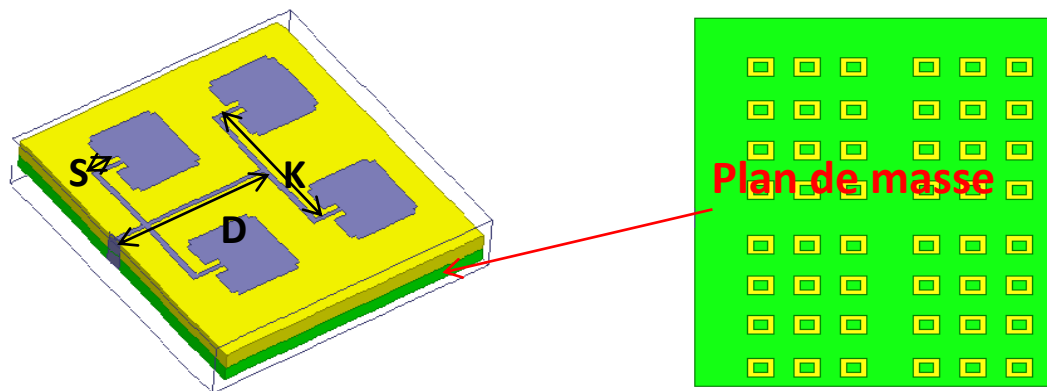


Figure III.22 : Conception de réseau d'antenne à quatre éléments.

Les paramètres géométriques de ce réseau d'antenne à quatre éléments sont représentés ci-dessous :

- ✓ $K=29.76\text{mm}$
- ✓ $S=0.678\text{mm}$

✓ D=62mm

III.5.2.1 Résultats de simulation et discussions:

A/ Le coefficient de réflexion :

La figure III.23 montre le paramètre S en fonction de la fréquence. L'antenne résonne à 2.39 GHz avec de valeur de paramètre de -32.25dB .

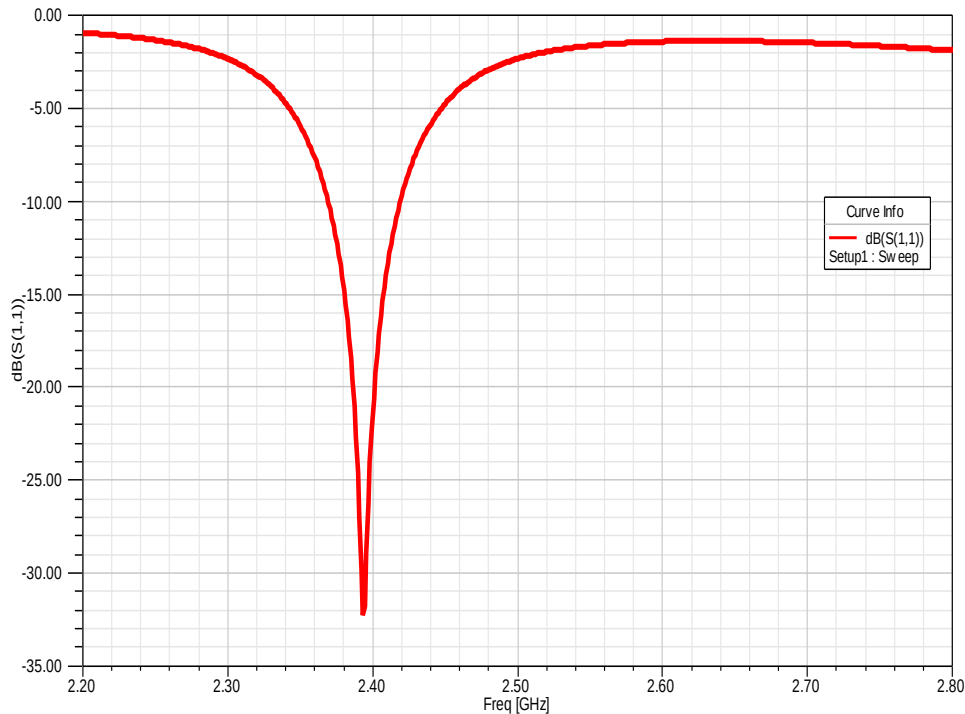


Figure III.23 : Coefficient de réflexion S_{11} de réseau d'antenne à quatre éléments.

B/ Taux d'onde stationnaire (VSWR : Voltage Standing Wave Ratio) :

Le taux d'onde stationnaire est également l'une des caractéristiques importantes de l'antenne biomédical , il indique une meilleure adaptation de l'antenne à une bande de fréquence donnée. D'après la figure III.24, il est clair que la valeur de VSWR est 1.07 ,ce qui permet une meilleure adaptation d'impédance.

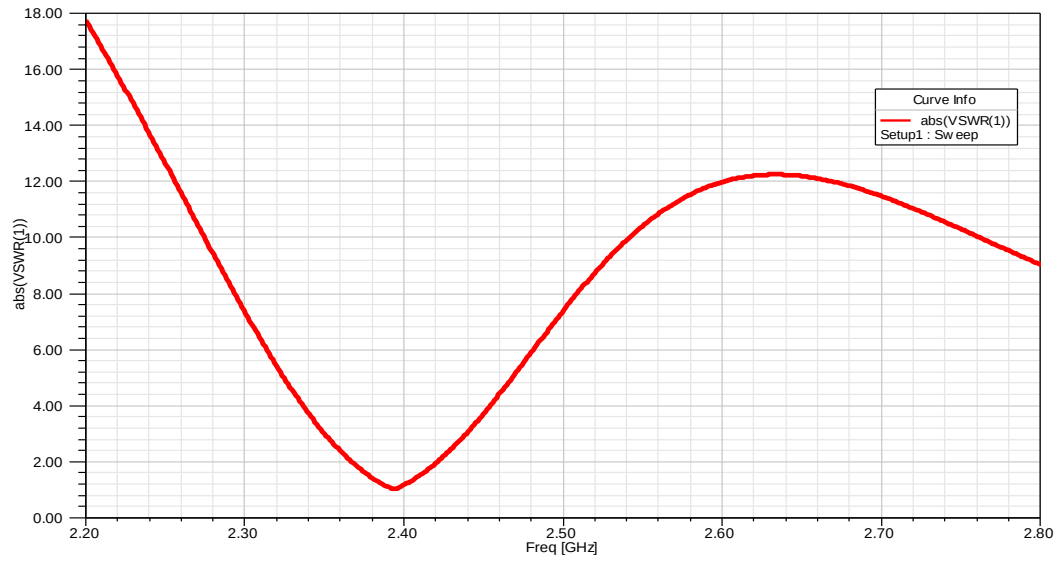


Figure III.24 : Taux d'onde stationnaire pour le réseau d'antenne à quatre éléments.

C/ Diagramme de rayonnement :

Le diagramme de rayonnement de l'antenne est également illustré à la figure III.25 dans laquelle les champs sont présentés.

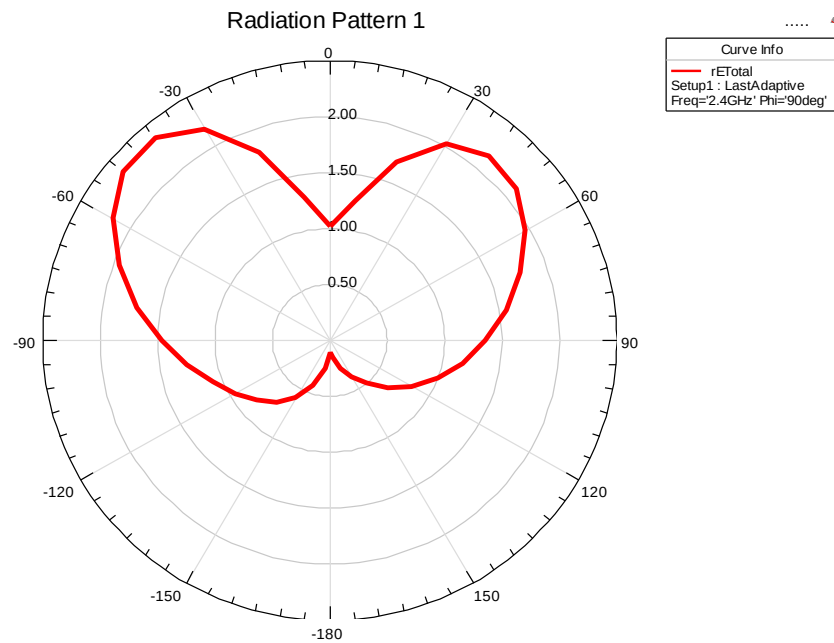


Figure III.25 : Diagramme de rayonnement pour le réseau d'antenne à quatre éléments.

D/ Gain :

le gain maximal de l'antenne biomédical est de 2.3601 dB. Cela indique que l'antenne est capable de diriger la puissance d'entrée vers les radiations dans une direction donnée plus que dans d'autres directions. L'antenne biomédicaml est capable d'émettre ou de recevoir un signal de manière efficace dans la direction du gain le plus élevé.

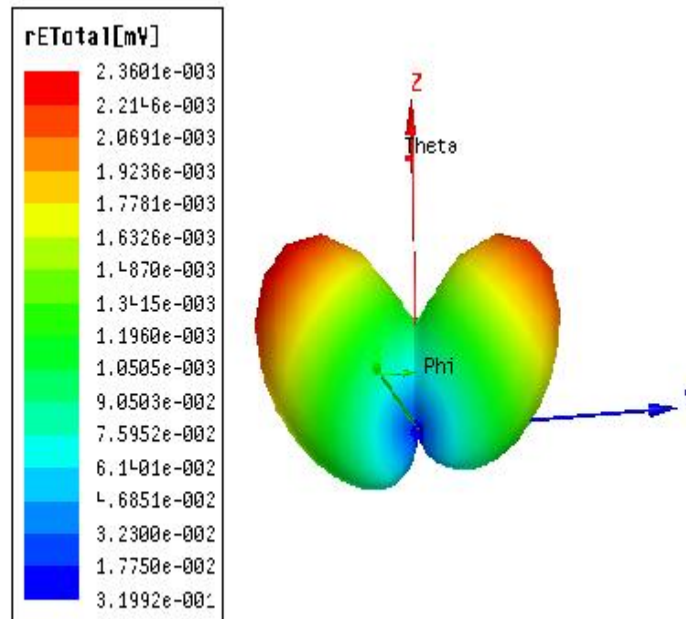


Figure III.26 : Gain en 3D pour le réseau d'antenne à quatre éléments.

III.5.3 Comparaison entre une seule, deux, quatre éléments réseau :

Le tableau (III.10) montre la comparaison entre les coefficient de réflexion S_{11} et Taux d'onde stationnaire (VSWR) et le gain de rayonnement a une fréquence de 2.4GHz pour différentes modèles (antenne patch a une seule structure ,reseau antenne de deux éléments,et de quatre éléments) simulées sous HFSS.

Tableau III.10 : Comparaison entre une seule, deux, quatre éléments réseau.

Paramètres	Une seule structure	Deux éléments réseau	Quatre éléments réseau	Paramètres souhaités
Fréquence [GHz]	2.4	2.4	2.39	2.39-2.40
Coefficient de réflexion [dB]	-39.5	-27.21	-32.25	≥ 27
VSWR	1.03	1.10	1.07	≤ 1.10
Gain [dB]	1.49	8.08	2.360	Max 8.08

III.6 Conclusion :

Ce dernier chapitre est une application du développement théorique présenté dans les chapitres antérieurs. Il peut être résumé sous forme d'une partie qui consiste à l'étude et la conception des quatre modèles d'antenne patch.

Dans cette partie, quatre applications sont mises en évidence : une application de Conception et comparaison des résultats de simulation des quatre modèles d'antenne patch (Simple, avec défaut, avec DGS rectangulaire, avec DGS cylindre).

Ensuite, nous avons choisi l'antenne patch simple (modele 2) qui donne le meilleur résultat pour étudier l'influence de la largeur de la ligne d'alimentation sur les caractéristiques de rayonnement de cet antenne à savoir: le coefficient de réflexion, la fréquence de résonance, la bande passante.

Enfin, une application de Conception des résultats de simulation d'antenne réseaux de deux éléments et de quatre éléments.

Conclusion Générale

Conclusion Générale :

La détection précoce du cancer du sein est un enjeu majeur en matière de santé publique, car elle peut permettre une prise en charge plus efficace et augmenter les chances de guérison. Dans ce contexte, la conception d'antennes textiles adaptables offre de nouvelles perspectives prometteuses pour le dépistage de cette maladie.

Les antennes textiles sont des dispositifs légers, souples et confortables à porter, ce qui les rend idéales pour une utilisation en médecine. Leur caractère adaptable permet de les intégrer facilement dans des vêtements ou des sous-vêtements, offrant ainsi une solution non invasive et discrète pour la détection du cancer du sein.

Grâce à leur conception flexible, les antennes textiles peuvent être ajustées en fonction de la morphologie et de la taille des seins de chaque patiente, ce qui améliore la qualité des mesures et réduit les risques de faux positifs ou de faux négatifs. De plus, leur intégration dans des vêtements du quotidien facilite leur acceptation par les patientes, favorisant ainsi le suivi régulier et systématique du dépistage.

Les antennes textiles adaptatives sont généralement basées sur des techniques de micro-ondes ou de radiofréquences, qui permettent de détecter les anomalies présentes dans les tissus mammaires. Ces antennes émettent des signaux électromagnétiques et mesurent les réponses des tissus, ce qui permet de différencier les zones saines des zones suspectes.

Les résultats obtenus jusqu'à présent montrent que les antennes textiles adaptables sont capables de détecter efficacement les tumeurs mammaires, y compris à un stade précoce. Les taux de sensibilité et de spécificité sont encourageants, ce qui indique un fort potentiel pour une utilisation clinique à grande échelle.

Cependant, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour optimiser les performances des antennes textiles adaptables, notamment en termes de sensibilité, de spécificité et de résolution spatiale. Il est également essentiel de mener des études cliniques approfondies pour valider l'efficacité de ces dispositifs dans des populations diverses et pour évaluer leur impact sur la prise en charge des patientes.

En conclusion, la conception d'antennes textiles adaptables représente une avancée technologique prometteuse dans le domaine du dépistage du cancer du sein. Ces dispositifs offrent une solution non invasive, confortable et adaptable, ce qui peut contribuer à améliorer la détection précoce de la maladie et

à sauver des vies. Cependant, des efforts continus de recherche et de développement sont nécessaires pour rendre ces antennes plus performantes et les intégrer de manière efficace dans la pratique clinique.

Bibliographie

- [01]** Lazebnik, M., Popovic, D., McCartney, L., Watkins, C. B., Lindstrom, M. J., Harter, J., Sewall, S., Ogilvie, T., Magliocco, A., Breslin, T. M., Temple, W., Mew, D., & Garwood, M. (2007). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Physics in Medicine and Biology*, 52(20), 6093–6115. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/20/002>
- [02]** Ferlay J, Soerjomataram I, Dikshit R, et al. Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012. *Int J Cancer*. 2015;136:E359-E386..
- [03]** World Health Organization. Breast Cancer. <https://www.who.int/cancer/prevention/diagnosis-screening/breast-cancer/en/>. Consulté le 29 avril 2023.
- [04]** Institut National du Cancer. Le cancer du sein. <https://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Les-cancers/Cancer-du-sein>. Consulté le 29 avril 2023.
- [05]** Breast Ultrasound." RadiologyInfo.org, Radiological Society of North America, 9 Mar. 2021, www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=breastus.
- [06]** National Breast Cancer Foundation Breast MRI
<https://www.nationalbreastcancer.org/breast-cancer-imaging-tests/mri-mammogram-ultrasound/breast-mri/>
- [07]** National Cancer Institute. (2021). Breast Cancer Screening (PDQ) - Health Professional Version. <https://www.cancer.gov/types/breast/hp/breast-screening-pdq>
- [08]** National Cancer Institute. Mammograms. Accessed April 29, 2023. <https://www.cancer.gov/types/breast/mammograms-fact-sheet>.
- [09]** Kelly KM, Dean J, Lee SJ, Comulada WS. Breast cancer detection using automated whole breast ultrasound and mammography in radiographically dense breasts. *Eur Radiol*. 2010;20(3):734-742.
- [10]** Pour obtenir le Diplôme de Magister en Electronique Option : signaux et application par DLALI Djamel Sujet Analyse de l'influence du taux de perfusion sanguine sur la distribution

de Température.

[11] centre d'expertise en analyse environnementale du québec.

détermination de la conductivité : méthode électrométrique,ma-115-cond.1.1,rév,1,ministère du développement durable de l'environnement et de la lutte contre les changements climatiques,2015,9 p .

[12] caractérisation électrique des tissus biologiques et calcul des phénomènes induits dans le corps humain par des champs électromagnétiques de fréquence inférieure au ghz laurent bernard

[13] these de doctorat en co-tutelle de l'universite de bretagne occidentale comue universite bretagne loire : développement d'antennes pour la détection de tumeurs cancéreuses dans le sein. par : zahra katbay.

[14] Antennas for Medical Applications, par Nacer Chahat et Sofiane Bouaziz. Cet article donne un aperçu des différents types d'antennes utilisées en médecine, y compris pour la détection du cancer du sein.

[15] Flexible Antenna for Biomedical Applications" par Ali Zakaria et al. publié dans le Journal of Electromagnetic Waves and Applications en 2017

[16] Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: State of the Art and Future Directions" par K. Sarwat, M. F. Shafique, et al. dans Sensors (2017)

[17] M. H. Fakhr et al., "Wearable Antennas for Medical Applications: A Comprehensive Review," IEEE Access, vol. 7, pp. 145731-145758, Oct. 2019.

[18] Conductive Textiles for Wearable Antennas: A Review," par T. Ukkonen, J. Sydanheimo, et L. Ukkonen. Ce document décrit les avantages et les inconvénients des textiles conducteurs dans la conception d'antennes portables, ainsi que les différents types de textiles conducteurs disponibles

[19] B. Mehdizadeh, et al., "Comparison of copper wire and carbon nanotube textile antennas for breast cancer detection," IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, vol. 18, no. 3, pp. 504-508, 2019.

[20] Textiles électroniques, A. Badel et al., Techniques de l'ingénieur, 2019.

[21] Liu, J., Tang, Y., Wang, L., Yang, C., Cheng, H., Wang, C., ... & Pan, L. (2021). Highly stretchable conductive nanofiber–polyurethane thermoplastic elastomer composite for

wearable sensor applications. ACS applied materials & interfaces, 13(6), 7297-7306.

- [22]** Textile Antenna Design," in 2018 12th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), London, UK, 2018, pp. 1-5, doi: 10.1049/cp.2018.0091.
- [23]** Massar S, et al. "Flexible Textile Antennas for Breast Cancer Detection: A Comparative Study." IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 66, no. 3, 2018, pp. 1371-1382.
- [24]** "AntennasforMedicalApplications"parHongWongetJia-ShengHong.
- [25]** AntennasandPropagationforBody-CentricWirelessCommunications"parPeterS.HalletYangHao.
- [26]** Bioelectromagnetics: Current Concepts:TheMechanismsof theBiological² Effectof ExtremelyHighPowerPulses"parMarkoS.Markov.
- [27]** Abbasi,Q.H.,&Sadeghzadeh,R.A.(2012).AntennasforMedicalApplications.JohnWiley & Sons.
- [28]** T. Pattnayak and G. Thanikachalam, 'Antenna Design and RF Layout Guidelines
- [29]** M. M. Halpern, R. R. Price, and D. R. Plewes, "Antennas and Transmission Lines for Medical Applications," in IEEE Antennas and Propagation Magazine, vol. 48, no. 6, pp. 65-79, Dec. 2006
- [30]** BiomedicalApplicationsofAntennas:AReview"parHimanshuKaushiketal.(2019)
- [31]** A. Zitouni, «Antenne, Polycopié de Cours », Maître de Conférences Classe B, Université Hassiba Benbouali de Chlef, Faculté de Technologie, Département d'Electronique, Septembre, 2018.
- [32]** A. Maruf, Kishore Bhowmik, Md. Shahidulla, I. Shihabul, Md. Abd Errahman, «Rectangular Microstrip Patch Antenna at 2GHZ on Different Dielectric Constant for Pervasive Wireless Communication», International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE), Vol.2, No.3, , pp. 417 - 424, June 2012.
- [33]** A. Rahmani Salima, Thèse « Analyse et Conception des Antennes Imprimées Multibandes en anneaux Concentriques pour les réseaux de Télécommunications »,

- [34]** D. M. Pozar, “ Microstrip antennas”, IEEE, Vol. 80, N° .1, pp. 79-91, January 1992
- [35]** Mémoire de fin d'études En vue de l'obtention du Diplôme de Master en Electronique
Option : Réseaux et Télécommunications Thème : Etude des antennes planaires
avec le modèle de la cavité et le modèle de la ligne de transmission
- [36]** thèse présentée pour l'obtention du diplôme de doctorat en sciences en
électronique par m. chaabane abdelhalim.
- [37]** thèse de doctorat specialite : physique ecole doctorale « sciences et technologies de
l'information des télécommunications et des systèmes » présentée par :choua yahya
sujet : application de la méthode des éléments finis pour la modélisation de
configurations de contrôle non destructif par courant de fouca .
- [38]** A. Kazemipour, "Contribution à l'étude du couplage entre antennes, application à la
comptabilité électromagnétique et à la conception d'antennes et des réseaux
d'antennes", Thèse de doctorat présentée à l'école nationale supérieure des
télécommunications de Paris, France, 2002.
- [39]** electronique. option : communication theme analyse rigoureuse des
antennes f inversees par la methode des elements finis d'ordresuperieur présentée par
djellid asma.

