REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA



Faculté de **T**echnologie

Mémoire de fin d'études de Master

Filière : télécommunications

Spécialité : Systèmes des télécommunications

Etude et simulation d'une antenne patch pour la détection des fractures osseuses

---

Présenté par

Sellani Chaima

Proposé et Dirigé par

Dr.BOURAIOU Abdelouahab

Promotion Juin 2025

Remerciement

Je remercie tout d'abord Dieu le tout puissant qui j'ai accordé la volonté et le courage pour l'accomplissement de ce travail.

J'exprime mes remerciements avec grand plaisir et grand respect à mon encadreur : Mr .Bouraiou Abdelouahab enseignant à l'université de Yahia Fares Médéa, pour sa disponibilité, sa gentillesse, son soutien et ses encouragements, je ne le remercierai jamais assez, et grâce à lui que j'ai pu réaliser ce travail.

Je remercie également les membres du jury, Mr Mimen Bakhti et Mr Rebiai Mohamed d'avoir accepté d'évaluer ce travail.

Je remercie également tous mes enseignants pendant mon cursus universitaire au sein de l'université de Médéa pour leur soutien et leur accueil chaleureux et sympathique.

Je remercie aussi Mr Kedjar.A et Bouchachi islam pour leur aide.

Encore un dernier remerciement à toute personne qui a contribué de près ou de loin dans la réussite de ce modeste travail.

Dédicace

Je me dédie ce travail avec tout l'amour, toute la reconnaissance et toute la fierté que je mérite.

Tu as douté, tu as pleuré, tu as failli abandonner… mais tu t'es relevée à chaque fois. Aujourd'hui, tout cela prend sens. Je suis fière de toi, Chaima. On l'a fait ce rêve, tu ne l'as pas juste rêvé…tu l'as construit, pas à pas.

A mes chers parents

Mon pére rebi yerhmou, parti de ce monde mais jamais de mon cœur. Toi qui as été mon pilier, mon exemple et ma source d'inspiration. Tu m'as appris la valeur du savoir, la force de la persévérance et la noblesse du cœur. Ton absence me pèse chaque jour, mais ta présence m'accompagne dans chacun de mes pas. Ce travail représente une humble offrande, un fruit de ton éducation et une prière silencieuse pour ton âme. Puisse ce modeste effort être une lumière sur ton chemin dans l'au-delà.

Maman, aucune dédicace, aucun mot, aucune geste ne saurait être à la hauteur de tout ce que tu as fait pour moi. Tu as été ma force dans chaque faiblesse, mon espoir dans chaque doute. Tout ce que j'ai accompli porte ton empreinte. Que dieu te protège à moi.

A ma sœur khadidja et mon petit frère Mohamed

Merci d'avoir été là, toujours. Vos mots, vos rires, votre présence…tout m'a portée. Cette réussite, c'est aussi la votre.

Je dédie également ce travail à mon oncle Mohamed bien-aimé, qui fut pour moi comme mon deuxième père. Que dieu t'accorde sa miséricorde, t'ouvre les portes de son paradis.

Je tien également à dédier ce travail à ma grande mère mon oncle Ahmed et mes chères tantes, Razika, Djamila, fatiha, Sabrina et son marie et ses enfants Tasnim, ranim, arwa, et iyad et ma petite Abrar.

A mon chére sœur Wafa et sa famille merci infiniment pour votre encouragement, soutenue et votre présence fidèle tout au long de ce parcours.vous avez été ma force.

A mes chéres amies ikram Ilham, roudaina,Bochra, Houria, Aya, rawya,meriem lina, rihab, naima, saida merci pour votre amitié précieuse, vos conseils sincéres et votre amitié constante. Votre amitié est un trésor que je chéris profondément.

A tous les enseignants pendant les années passées d'études.

Résumé

Ce projet s'inscrit dans le cadre du développement de techniques de diagnostic non invasives en biomédical, en particulier pour la détection des fractures osseuses. L'objectif principal de ce travail est de concevoir, simuler et analyser le comportement d'une antenne patch rectangulaire opérant à une fréquence de 2.03 GHZ, afin d'évaluer sa capacité à détecter la présence de fracture dans un tissu osseux.

La méthodologie adoptée repose sur une modélisation ELM en utilisant le logiciel CST STUDIO SUITE, où différents scénarios ont été simulés : os sain, os avec fracture de différentes épaisseurs (0.5mm, 1.5mm et 3mm). L'analyse du coefficient de réflexion S11 a permis d'observer des variations sensibles selon l'état de l'os, mettant en évidence déplacement en fréquence et une variation de l'amplitude du signal réfléchi.

Les résultats obtenus confirment que l'antenne patch étudié est capable de détecter efficacement les anomalies internes dans un milieu simulant un tissu osseux, offrant ainsi une alternative prometteuse aux méthodes classiques de diagnostic, avec l'avantage d'être non invasive, rapide et potentiellement portable.

Mots clés : Antenne patch, méta matériaux, fracture osseux, coefficient de réflexion, électromagnétique, tissu biologique.

Abstract

This project focuses on the development of non-invasive diagnostic techniques in the medical field, particularly for bone fracture detection. The primary objective of this work is to design, simulate, and analyze the performance of a microstrip patch antenna operating at a frequency of 2.03 GHz, to evaluate its ability to detect the presence of fractures in bone tissue.

The methodology involves electromagnetic modeling using the CST Studio Suite software, where different scenarios were simulated: healthy bone, bone with fractures of varying depths (0.5 mm, 1.5 mm, and 3 mm). The reflection coefficient S11 was analyzed to observe noticeable changes depending on the bone condition, showing a shift in frequency and variation in the reflected signal's amplitude.

The results confirm that the patch antenna can effectively detect internal abnormalities in a medium simulating bone tissue, offering a promising alternative to conventional diagnostic methods, with the advantages of being non-invasive, fast, and potentially portable.

Key words

Patch antenna, metamaterials, bone fracture, reflexion coefficient, electromagnetic, biological tissues.

ملخص

يركز هذا المشروع على تطوير تقنيات التشخيص غير الجراحية في المجال الطبي، لا سيما للكشف عن كسور العظام. يتمثل الهدف الرئيسي من هذا العمل في تصميم ومحاكاة وتحليل أداء هوائي ميكروي يعمل بتردد 2.03 جيغاهرتز، وذلك لتقييم قدرته على الكشف عن وجود الكسور في نسيج العظام.

تعتمد المنهجية على النمذجة الكهرومغناطيسية باستخدام برنامج CST Studio Suite ، حيث تم محاكاة عدة سيناريوهات: عظم سليم، وعظم يحتوي على كسور بسمك مختلف (0.5 مم، 1.5 مم، و3 مم). تم تحليل معامل الانعكاس S11 لملاحظة التغيرات الواضحة حسب حالة العظم، مثل تغير تردد الرنين واختلاف سعة الإشارة المنعكسة.

تؤكد النتائج أن الهوائي الميكروي قادر على الكشف بفعالية عن التشوهات الداخلية في وسط يحاكي نسيج العظم، مما يوفر بديلاً واعدًا للطرق التقليدية في التشخيص، مع ميزات كونه غير جراحي ، سريع، وقابل للنقل.

الكلمات المفتاحية

هوائي باتش، ميتاماتريال، عظم مكسور، معامل الانعكاس، كهرومغناطيسي، أنسجة بيولوجية.

Table des matières

Liste des figures

Liste des tableaux

Liste des abréviations

Introduction générale

Chapitre 01 : Fondamentaux des antennes patch 2

1.1 Introduction 2

1.2 Définition et principe de fonctionnement des antennes patch 2

1.2.1 Composition d'une antenne patch 3

1.2.2 Principe de fonctionnement 5

1.3 Propriétés fondamentales 5

1.3.1 La fréquence de résonnance 5

1.3.2 Le Gain 6

1.3.3 Le rendement 6

1.3.4 Bande passante 6

1.3.5 Impédance 7

1.3.6 Coefficient de réflexion 7

1.3.7 Diagramme de rayonnement 7

1.3.8 Polarisation 7

1.3.9 Le facteur de qualité 8

1.4 Techniques d'alimentation d'antenne patch 8

1.4.1 Par ligne micro ruban (Micro strip Line Feed) 9

1.4.2 Par sonde coaxiale 10

1.4.3 couplée par ligne micro ruban (couplage électromagnétique) 10

1.4.4 Par couplage à travers une fente (d'ouverture) 11

1.4.5 Par couplage par proximité 12

1.5 Les avantages et les inconvénients d'antenne patch et ses applications 12

1.5.1Avantages 13

1.5.2 Les Inconvénients 13

1.5.3 Les applications 14

1.6 Définition des métamatériaux ("MTMs") 15

1.7 Classification des métamatériaux 17

1.7.1 Métamatériaux doublement positif(DPS) 18

1.7.2. Métamatériaux avec permittivité négative(ENG) 18

1.7.3. Métamatériaux avec perméabilité négative(MNG) 19
1.7.4. Métamatériaux doublement négatifs « DNG » 21
1.8 Les résonateurs 22
1.8.1 Résonateur en anneaux fendus RAF (Split Ring Résonateur) 22
1.8.2 Résonateur en Anneau Fendu Complémentaire (CSRR) 23
1.9 applications et avantages des métamateriaux 24
1.10 Géométrie rectangulaire 25
1.10.1 Dimensionnement 25
1.10.2 Algorithme de conceptions des antennes patch 25
1.11 Conclusion 26
Chapitre 02 les fractures osseuses et réponse aux ondes 27
2.1 Introduction 29
2.2.1 Anatomie et types d'os 29
2.2.2 Les propriétés physiologiques des os 30
2.2.3 Propriétés diélectriques et modélisation du fantôme osseux 31
2.3 Classification et mécanismes des fractures osseuses 32
2.3.1 Types des fractures 32
2.3.2 Mécanismes de formation 34
2.4 Méthodes conventionnelles de détection des fractures 35
2.4.1 Radiographie, TDM et IRM 35
2.4.2Avantages et limites des techniques classiques 36
2.5 Détection RF comme méthode alternative 37
2.6 Interaction des ondes électromagnétiques avec les tissus biologiques 38
2.7 Principe de la détection par antennes patch 38
2.7.1 Techniques d'imagerie par micro-ondes 39
2.7.2 Avantages et défis des micro-ondes en biomédical 41
2.8 Optimisation de la détection par antenne 42
2.8.1 Influence de la fréquence et de la polarisation 42
2.8.2 Étude de la position et de l'orientation de l'antenne 43
2.9 Approches de l'imagerie micro-onde 44
1.10 Conclusion 45
Chapitre 03 : Simulation et résultat 44
3.1 Introduction 45
3.2 Généralité sur le logiciel utilisée 45
3.2.1 Présentation du Logiciel CST Microwave Studio 45
3.2.2 Processus de simulation dans CST 46

3.3 Simulation des cellules SRR carrée 49
3.3.1 Simulation de la première cellule unitaire 49
3.3.2 Simulation de la deuxième cellule unitaire 53
3.4 Configuration de l'antenne dans le logiciel 55
3.4.1 Simulation du dispositif sans les cellules unitaires 57
3.4.2 Simulation d'antenne on ajoutant la première cellule 58
3.4.3 Simulation d'antenne on ajoutant la première cellule (structure finale d'antenne) 59
3.5 Modélisation des tissus biologiques et de l'antenne patch 59
3.5.1 Cas mono-statique (on utilisant une antenne) 60
3.5.2 Cas Bi-statique (on utilisant deux antennes) 68
3.6 Conclusion 79
Conclusion générale 81
Références 82

Liste des figures

Chapitre 01

Figure 1.1: Géométrie d'une antenne Patch

Figure 1.2: Structure de l'antenne planaire

Figure 1.3: Forme générale d'une antenne patch rectangulaire

Figure 1.4: Différentes formes de l'élément rayonnant

Figure 1.6: Différents types de polarisation

Figure1.7: Alimentation par ligne micro-ruban

Figure1.8: Type de la ligne microruban.

Figure1.9: Alimentation par ligne coaxial

Figure1.10: Alimentation couplée par ligne microruban

Figure1.11 :alimentation par couplage par fente.

Figure1.12:Alimentation par couplage par proximité

Figure1.13:Classification des métamatériaux

Figure 1.14 : Réseau de tiges métalliques

Figure 1.15: Les SRR proposés par Pendry pour avoir un milieu à perméabilité négative

Figure 1.16 : Anneaux métalliques doubles fendus

Figure1.17: Système des vecteurs ($\vec{E}$, $\vec{H}$, $\vec{K}$) pour une électromagnétique :a) milieu

Conventionnel. b) milieu main-gauche.

Figure 1.18:Métamatériau DNG

Figure 1.19: différents types de structures de cellules unitaires élémentaire a-SRR double circulaire b-SRR double carré

Figure1.20:Différence entre une conception (a) RAF et (b) une conception complémentaire

Figure 1.21:Antenne à concevoir

Chapitre2 :

Figures 2.1 :types d'os

Figure 2.2:Courbes de permittivité et de conductivité mesurées pour différents tissus du corps humain.

Figure 2.3:vue en coupe transversale du fantôme d'os fémoral

Figure 2.4:vue latérale de l'os avec fracture et sang

Figure 2.5:Types de OS fracture

Figure 2.6: images IRM

Figure2.7:Signal transmis pour détecter le fracture

Figure 2.8 : Structure du bone fantôme

Figure2.9:positionnement d'antenne patch pour la détection de la fracture

Chapitre3 :

Figure 3.1 : L'interface principale de CST

Figure 3.2 : Modélisation Géométrique

Figure 3.3 : Propriétés Matérielles

Figure 3.4 : Paramétrage de la simulation

Figure 3.5 : Calcule numérique

Figure 3.6 : Analyse des résultats

Figure3.7: Cellule unitaire de métamatériau avec spécification des dimensions

Figure 3.8: cellule unitaire proposé

Figure3.9: Les conditions aux limites de cellule unitaire

Figure 3.10: Résultat de la diffusion de la cellule unitaire de métamatériau

Figure 3.11: Les propriétés effectives de cellule unitaire (a) La permittivité effective (b) Perméabilité effective

Figure 3.12: Les conditions aux limite du deuxième cellule unitaire

Figure 3.13: Coefficient de transmission du deuxième cellule unitaire

Figure 3.14: coefficient de réflexion du deuxième cellule unitaire

Figure3.15: S22, S21, S11 et S12 de la deuxième cellule unitaire

Figure 3.16 :Antenne patch sans les cellules unitaire

Figure3.17: Coefficient de réflexion d'antenne patch sans les cellules unitaire

Figure 3.18:Antenne patch avec une seule cellule unitaire

Figure 3.19: Coefficient de réflexion d'antenne patch avec une seule cellule unitaire

Figure3.20: Antenne patch proposé

Figure3.21:coefficient de réflexion d'antenne proposé

Figure3.22: Modélisation de l'antenne avec les tissus biologiques

Figure 3.23:L'antenne avec L'os sain

Figure 3.24 : Le coefficient de réflexion de l'os sain

Figure 3.25:modélisation d'antenne avec l'os fracturé

Figure3.26:coefficient de réflexion de OS fracturé avec 0.5mm

Figure3.27 :S11 de fracture de 1.5 mm

Figure3.28 : Coefficient de réflexion d'OS avec une fracture de 3 mm

Figure3.29 :S11 de l'OS sans fracture et fracturé par 0.5mm 1.5 mm et 3mm

Figure3.30 : Modélisation d'antenne avec une fracture inclinée

Figure 3.31 : S11 pour une fracture osseuse de 0.5 mm orienté par 45°

Figure 3.32 : S11 pour une fracture osseuse de 1.5 mm orienté par 45°

Figure 3.33 : S11 pour une fracture osseuse de 3 mm orienté par 45°

Figure 3.34 :S11 de l'OS sans fracture et OS fracturé par 0.5 mm 1.5 et 3mm

Figure 3.35 : translation d'antenne avec OS sans fracture

Figure3.36 : S11 de l'OS sans fracture

Figure 3.37 : translation d'antenne avec fracture

Figure 3.38 : S11 de l'OS fracturé par 0.5mm

Figure3.39 :S11 de l'OS fracturé par 1.5mm

Figure 3.40 : Modélisation du deux antennes avec les tissus biologiques

Figure 3.41 : Modélisation du deux antennes avec l'os sain

Figure 3.42 : S11 de l'OS sans fracture

Figure3.43 : S21 de l'OS sans fracture

Figure 3.44 : S11, S21, S12 et S22 de l'OS sans fracture

Figure 3.45 : Modélisation des antennes avec l'os fracturé

Figure3.46 :S11 de l'OS fracturé par 0.5mm

Figure 3.47 : S21 de l'OS fracturé par 0.5mm

Figure 3.48 : S11, S21, S12 et S22 de l'OS fracturé par 0.5mm

Figure 3.49 : S11 de l'OS fracturé par 1.5mm

Figure 3.50 : S21 de l'OS fracturé par 1.5mm

Figure 3.51 : S11, S12, S21, S22 de l'OS fracturé par 1.5mm

Figure 3.52 : S11 de l'OS fracturé par 3mm

Figure 3.53 : S21 de l'OS fracturé par 3mm

Figure 3.54 : S11, S21, S22 et S12 de l'OS fracturé par 3mm

Figure3.55 :S11 de l'OS sans fracture et fracturé par 0.5 mm 1.5 mm et3mm

Figure 3.56 : Modélisation des antennes avec un fracture inclinée 0.5mm

Figure 3.57 : S11 pour une fracture osseuse de 0.5mm orienté par 45°

Figure 3.58 : S21 pour une fracture osseuse de 0.5mm orienté par 45°

Figure 3.59 : S11, S21, S22 et S12 pour une fracture osseuse de 0.5mm orienté par 45°

Figure 3.60 : S11 pour une fracture osseuse de 1.5mm orienté par 45°

Figure 3.61 : S21 pour une fracture osseuse de 1.5mm orienté par 45°

Figure 3.62 : S11, S21, S22 et S12 pour une fracture osseuse de 1.5mm orienté par 45°

Figure 3.63 : S11 pour une fracture osseuse de 3mm orienté par 45°

Figure 3.64 : S21 pour une fracture osseuse de 3mm orienté par 45°

Figure 3.65 : S11, S21, S12 et S22 pour une fracture osseuse de 3mm orienté par 45°

Figure 3.66 :S11 de l'OS sans fracture et OS fracturé par 0.5 1.5 et 3mm

Figure 3.67 : Translation des antennes avec l'os sain

Figure3.68 :S11 de l'OS sans fracture

Figure 3.69 : Translation des antennes avec l'os fracturé 0.5mm

Figure 3.70 : Translation des antennes avec fracture de 0.5mm

Liste des tableaux

Chapitre1

Tableau 1.1: Variation des caractéristiques de l'antenne avec différents matériaux de substrat

Tableau 1 .2: Avantages et inconvénients de la ligne microruban

Tableau 1 .3: Avantages et inconvénients de la sonde coaxiale

Tableau 1 .4: Avantages et inconvénients du couplage par ligne microruban

Tableau 1 .5 : Avantages et inconvénients du couplage par fente

Chapitre2

Tableau 2.1:Avantages et limites des techniques de diagnostic conventionnelles

Chapitre3

Tableau 3. 1 : Paramètres de substrat SRR carré

Tableau 3.2: la spécification paramétrique du résonateur proposé

Tableau 3.3 : Paramètres de substrat du deuxième SRR carré

Tableau3.4: la spécification paramétrique du deuxième résonateur proposé

Tableau 3.5: les dimensions d’antenne patch rectangulaire

Tableau 3.6:propriété diélectrique des tissus biologiques

Tableau3.7: comparaison du s11 selon la fracture du cas monostatique

Liste des abréviations

ELM : Electromagnétique

FR4 : Flame retardant

C : vitesse de la lumière

L : longueur du patch

ε_r:Permittivité relative du substrat

θ : Phase par rapport à l'axe (yz)

ϕ: Flux magnétique

ɳ :rendement

G : le gain

D : la directivité

BP : la bande passante

P_A : La puissance électrique en entrée

$p(\theta, \phi)$: La puissance rayonnée dans une direction donnée

z_{in} : L'impédance d'entrée de l'antenne

s_{11} : Le coefficient de réflexion

z_c : L'impédance caractéristique=50Ω

dB : décibel

c : célérité de la lumière dans le vide

Q : facteur de qualité du circuit RLC.

f_{RES}: La fréquence de résonance.

ε_{eff} : Le constant diélectrique efficace

MTMs : métamatériaux

MG : Matériaux Gauchers (Matériaux main Gauche)

MIN: Matériaux à indice négatif

DNG: Double Négative Media

LHM: Left-Handed Media (Materials)

NIM: Négative Index Media

$\vec{E}$: Le champ électrique

$\vec{H}$: Le champ magnétique

$\vec{K}$:vecteur de Poynting

ω: pulsation

DPS : matériaux doublement positifs

SRR : Split Ring Résonateurs

CSRR :Résonateur en Anneau Fendu Complémentaire

IRM : L'imagerie par résonance magnétique

TDM :tomodensitométrie

RF :Radio fréquence

CST : Computer Simulation Technology

S11 : Coefficient de réflexion

S21 : coefficient de transmission

Introduction générale

Introduction générale

Le squelette humain constitue une structure essentielle du corps, assurant à la fois le soutien, la mobilité et la protection des organes internes. Bien que les os soient légers, ils présentent une résistance mécanique suffisante pour supporter l'ensemble du poids corporel. Cependant, les fractures osseuses sont fréquentes, en particulier chez les enfants, les sportifs et les personnes âgées. Le tibia, os long de la jambe inférieure, est particulièrement vulnérable aux fractures, souvent difficiles à détecter à un stade précoce.

Les techniques d'imagerie classiques, notamment les radiographies, la tomodensitométrie (CT) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM), sont largement utilisées pour le diagnostic de ces fractures. Toutefois, ces méthodes présentent certaines limitations, telles que l'exposition aux rayonnements ionisants, le coût élevé, et le temps d'examen prolongé. Ces inconvénients encouragent l'exploration de solutions alternatives plus sûres, économiques et rapides.

Parmi les approches émergentes figure l'utilisation d'ondes électromagnétiques pour la détection non invasive des fractures. Les antennes patch, de par leur compacité, leur faible coût et leur compatibilité avec les dispositifs médicaux, sont bien adaptées à cet usage. Ce mémoire présente la conception et la simulation d'une antenne patch rectangulaire fonctionnant à une fréquence de 2.03 GHz.

Le dispositif proposé est modélisé à l'aide d'un fantôme osseux, avec et sans fissure, afin d'analyser l'impact de la fracture sur le comportement électromagnétique de l'antenne. Une analyse des paramètres de retour (S11). L'objectif final est de démontrer la pertinence de cette approche pour une détection sûre, rapide et peu coûteuse des fractures osseuses.

Ce mémoire est structuré en trois chapitres :Le premier chapitre présente les fondamenteaux théoriques liés aux antennes patch, leurs principes de fonctionnement, ainsi que leurs paramétres caractéristiques. Le deuxiéme chapitre est consacré aux généralités sur les fractures osseuses, leurs types, leurs mécanismes, et leurs effets sur les propriétés des tissus. Enfin, le troisiéme chapitre décrit la démarche de simulation dans l'environnement CST Studio Suite, l'analyse des résultats obtenus, et l'interprétation des courbes S11 pour identifier la présence d'une fracture.

Chapitre 1

Fondamentaux des antennes patch

1.1 Introduction

L’antenne est un dispositif passif qui exploite la propagation des ondes dans l’espace libre. Il permet d’éviter les contraintes liées au câblage et assure la transition entre une onde guidée (transmise via un guide d’onde) et une onde rayonnée.

Grâce à la conception géométrique spécifique de ces dispositifs ; elles facilitent le détachement des champs ELM de leur support métallique. Elles permettent aussi de diriger le signal dans une direction donnée en concentrant les champs ELM dans une zone particulière de l’espace.

Les antennes imprimées se distinguent par leur flexibilité, leurs performances et leur facilité d’intégration dans de nombreuses applications telles que les communications mobile ; les radars et les dispositifs portables.

Donc l’objectif de ce chapitre est de fournir un cadre théorique solide permettant de comprendre les caractéristiques essentielles des antennes patch et d’illustrer leur importance croissante dans notre vie quotidienne.

1.2 Définition et principe de fonctionnement des antennes patch

Une antenne patch est une antenne plane constituée d’un élément rayonnant(le patch) posé sur un substrat diélectrique ; un plan de masse et la partie alimentation. Elle fonctionne principalement dans la gamme des micro-ondes(GHZ), et largement utilisée dans les systèmes de télécommunication et l’imagerie médicale. [1]

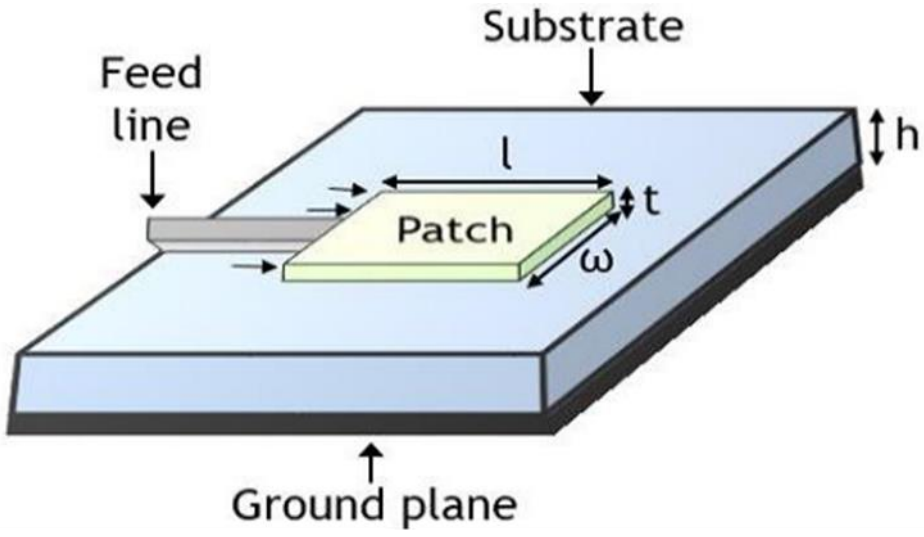


Figure 1.1 : Géométrie d'une antenne Patch

1.2.1 Composition d'une antenne patch

L'antenne patch est une antenne plane se constitué d'un plan de masse et d'un substrat diélectrique sur lequel sont placés un ou plusieurs éléments métalliques.

La structure de base de l'antenne patch est représenté par (la figure 1.2) ave les différentes dimensions suivantes :

L : Langueur du patch

t :épaisseur du patch

W : Largeur du patch

h : épaisseur du substrat [2]

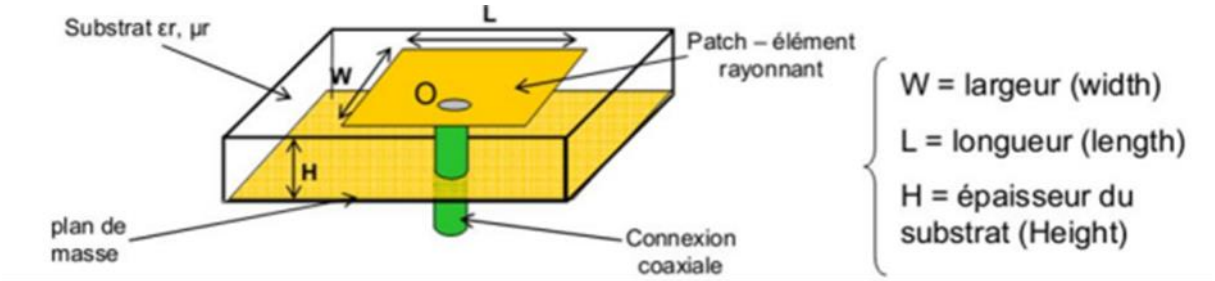


Figure 1.2 : Structure de l'antenne planaire

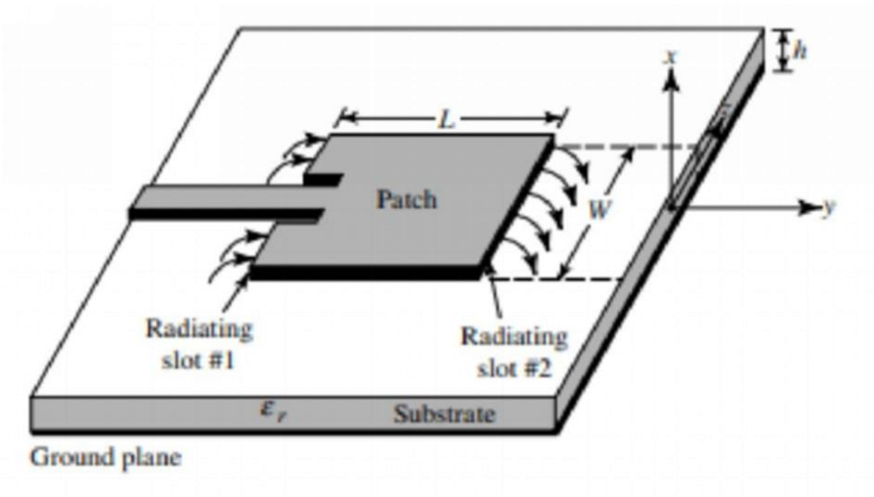


Figure 1.3 : Forme générale d'une antenne patch rectangulaire

- Le substrat :

Il est composé d'un matériau isolant, d'épaisseur généralement faible devant la longueur d'onde et de permittivité relative ($2{,}2 < \varepsilon_r < 12$).

Les caractéristiques du substrat influent directement sur celles de l'antenne ;

Il est utilisé pour augmenter la puissance rayonnée par l'antenne, réduire les pertes par effet de joule et améliorer la bande passante de l'antenne ;

Parfois, il est préférable d'utiliser des substrats diélectriques d'épaisseur importante et de faible permittivité pour avoir une grande efficacité et une large bande passante.

Tableau 1.1 : Variation des caractéristiques de l'antenne avec différents matériaux de substrat

	FR4 4.4	NELTEC 3.48	DUROID 2.2	FOAM 1.05
Fréquence de résonnance(GHZ)	3.13	2.97	2.98	2.99
Gain(dB)	2.2	5.5	7	8.7
VSWR	1.6	1.8	1.5	1.2
Return Loss in dB	-17.5	-11	-12.9	-19.8

- Le patch :

Le patch est la partie métallique de l'antenne (cuivre) de forme (circulaire, rectangulaire, triangulaire …), et de taille à définir selon l'application .

Il doit être relié au reste du circuit par une ligne de transmission (micro-ruban) qui doit être adaptée en impédance à l'antenne et au reste du circuit afin d'éviter le phénomène de réflexion.

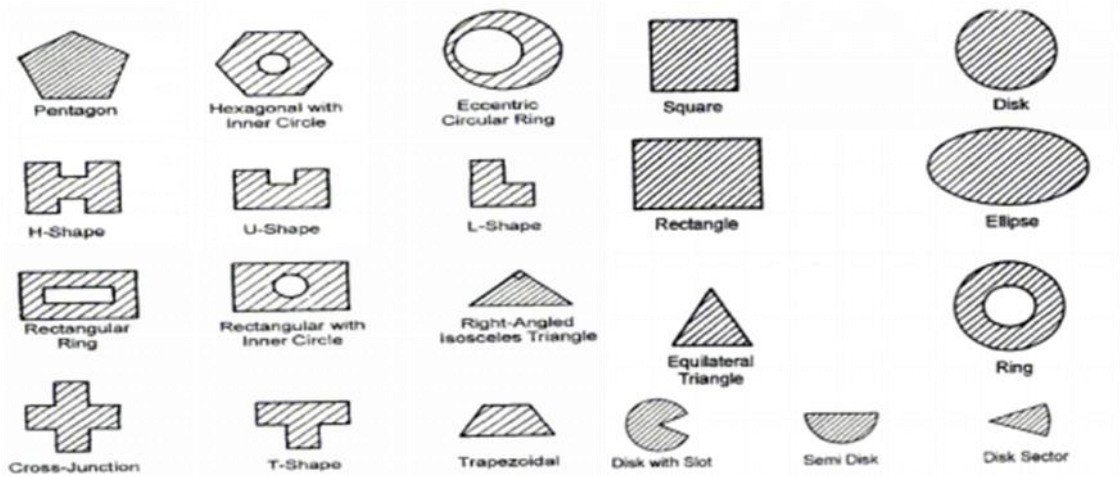


Figure 1.4 : Différentes formes de l'élément rayonnant.

Le patch se caractérise par son longueur qui détermine les fréquences de résonnance de l'antenne et sa largeur qui a un effet mineur sur les fréquences de résonance et sur le diagramme de rayonnement de l'antenne et a un rôle pour l'impédance d'entrée de l'antenne et la bande passante à ses résonances.

- Le plan de masse (Ground plane) :

C'est une surface conductrice (en cuivre) recouvrant la partie inférieure du substrat, C'est cette partie qui permet de faire rayonner la partie supérieure, Les dimensions du patch sont généralement de l'ordre de la demi-longueur d'onde.

Le plan de masse peut être égal à trois ou quatre fois la longueur d'onde, ce qui représente parfois un encombrement trop important, Un plan de masse plus petit conduira à une modification des propriétés de l'antenne.[3]

1.2.2 Principe de fonctionnement

Le fonctionnement d'une antenne imprimée ou planaire repose sur la création des champs électriques et magnétiques dans le substrat entre patch et plan de masse. Cette phénomène permet l'émission d'ondes qui se propagent dans l'air à une vitesse équivalente à celle de la lumière dans le vide (3×10^8m/S)

Il existe deux modèles pour comprendre le fonctionnement d'antenne patch, afin de déterminer les équations analytiques de son rayonnement et de son impédance d'entrée. Dans la première modèle, l'antenne patch est similaire aux lignes de transmission microstrip avec de légères modifications(ouverte à ces deux extrémité) car, contrairement à la transmission mircostrip, nous voulons que le patch rayonne, La deuxième modèle considère l'antenne patch comme une cavité résonante formée par le patch ;le plan de masse et ses quatre bords à basse fréquence cette cavité comporte comme un condensateur qui stocke les charges et génère un champ électrique uniforme entre le patch et le plan de masse.[4]

1.3 Propriétés fondamentales

On peut évaluer les performances d'une antenne patch d'après ces paramètres : fréquence de résonance, l'impédance d'entrée, la bande passante ; la directivité et le gain ;la polarisation ;le diagramme de rayonnement ;et le facteur de qualité

1.3.1 La fréquence de résonnance

Correspond à la fréquence à quelle l'antenne fonctionne efficacement. Dépend des dimensions du patch et de la permittivité du substrat, cette fréquence donnée par la formule :

$$f_0 = \frac{c}{2L\sqrt{\varepsilon_r}} \qquad (1.1)$$

Où:

C:vitesse de la lumière

L:longueur du patch

ε_r: Permittivité relative du substrat

1.3.2 Le Gain

Le gain d'une antenne mesure sa capacité à concentrer l'énergie dans une direction spécifique, comparativement à une antenne de référence. Il est souvent exprimé en décibels (dB).donner par:

$$G(\theta,\phi) = 4\pi \frac{p(\theta,\phi)}{P_A} \Rightarrow G = 4\pi \frac{p(\theta_0,\phi_0)}{P_A} \quad (1.2)$$

$$\text{Gain}=\eta D \quad (1.3)$$

pour avoir un gain important, l'antenne doit avoir un diagramme de rayonnement directif et réciproquement.

Ou

D :la directivité

η :le rendement de l'antenne

1.3.3Le rendement

Est le rapport entre l'énergie rayonnée par une antenne et celle qui lui fournit l'alimentation

1.3.4 Bande passante

C'est la plage de fréquences sur laquelle une antenne peut fonctionner efficacement sans subir de dégradation significative de ses performances.

$$BP(\%) = \frac{F_{Max} - F_{Min}}{F_C} \times 100 \quad (1.4)$$

F_{Max}:Fréquence maximal.

F_{Min}: Fréquence minimal.

F_C : fréquence de central ou fréquence de résonance.[5]

On peut déterminer la BP à partir du coefficient de réflexion à condition que le diagramme de rayonnement reste stable sur cette plage de fréquences. Bien qu'il n'existe pas de seuil strict pour le coefficient de réflexion, un couramment utilisé est que ce dernier soit inférieur à -10 dB sur l'ensemble de la BP.[6]

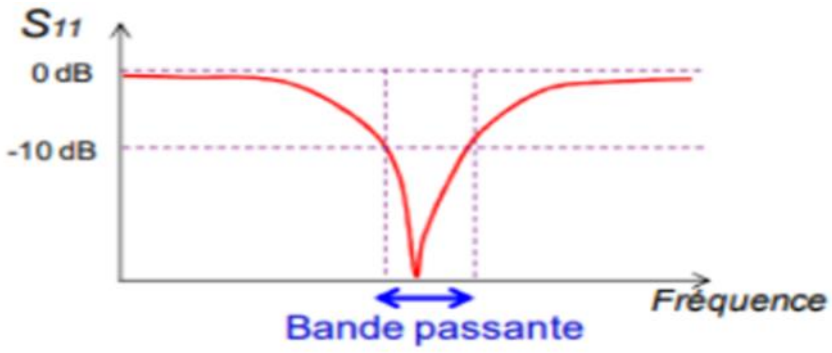


Figure1.5 : bande passante

1.3.5 Impédance

L'impédance d'une antenne est une mesure de sa capacité à correspondre à l'impédance du circuit auquel elle est connectée, afin de maximiser le transfert d'énergie. Donner par la formule: $z_{in} = z_0 \frac{1+s_{11}}{1-s_{11}}$ (1.5)

1.3.6 Coefficient de réflexion

C'est une mesure de la quantité d'énergie réfléchie par l'antenne par rapport à l'énergie totale émise vers elle. Donné par: $s_{11} = \frac{z_{in}-z_c}{z_{in}+z_c}$ (1.6)

Où :

z_{in}: L'impédance d'entrée de l'antenne

z_c: L'impédance caractéristique égale à 50Ω[4]

Le coefficient de réflexion peut être exprimé en dB:

$|s_{11}|\text{dB}=20 \log(s_{11})$ (1.7)

1.3.7 Diagramme de rayonnement

Il représente la répartition spatiale de l'énergie rayonnée par l'antenne dans différentes directions. Ces paramètres sont essentiels pour concevoir, simuler et évaluer les performances des antennes dans diverses applications de communication sans fil.

1.3.8 Polarisation

Les ondes électromagnétiques sont caractérisées par leur direction de propagation, leur amplitude et leur direction dans un plan perpendiculaire à la direction de propagation. Ces paramètres dépendent du temps. L'évolution de la direction de l'onde au cours du temps permet de définir la polarisation de l'antenne dans une direction de propagation donnée. La polarisation peut être linéaire, circulaire ou elliptique, comme le montre la figure ci-dessous :

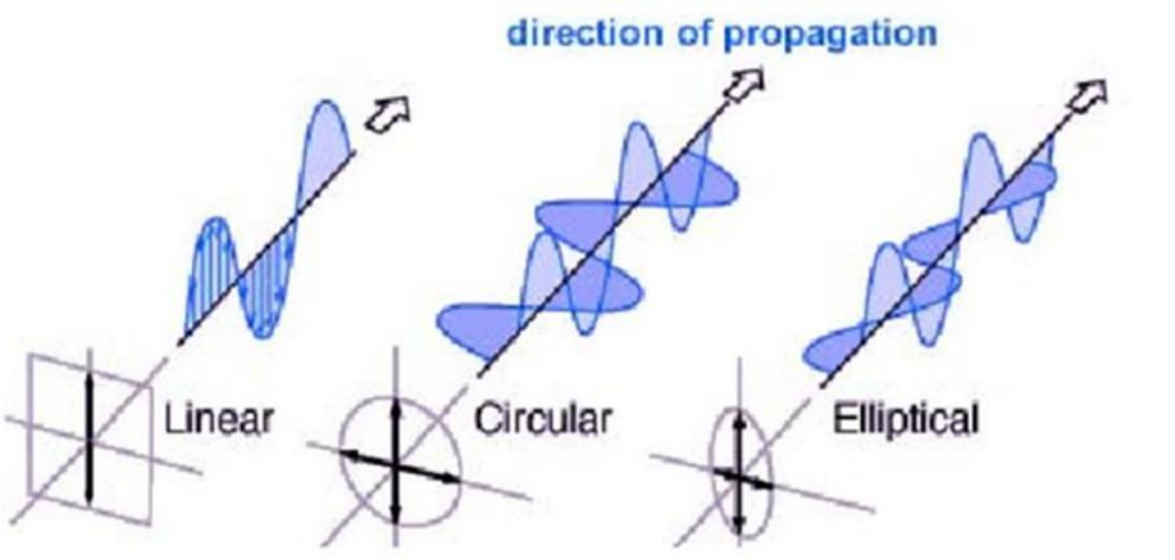


Figure 1.6 : Différents types de polarisation

1.3.9 Le facteur de qualité

Le facteur de qualité a pour but de la miniaturisation est de réduire la taille de l'antenne tout en gardant les caractéristique électromagnétique optimale (bande passante, et le gain)

$$Q = \frac{f_{RES}}{Bw}, Q = \frac{R_{ant}}{2\pi f_{RES} L_{ant}} \quad (1.8)$$

Avec :

$Ran\,t$: Résistance de l'antenne.

Q : facteur de qualité du circuit RLC.

Bw : Bande passante à 3db.

f_{RES}: La fréquence de résonance.

L_{ant}: longueur d'antenne.[4]

1.4 Techniques d'alimentation d'antenne patch

L'adaptation de l'alimentation d'une antenne est cruciale, car elle conditionne l'efficacité du transfert maximal d'énergie depuis le circuit d'alimentation. L'intégration de l'antenne au sein d'un dispositif a un impact direct sur son mode d'alimentation. Les antennes imprimées peuvent être alimentées selon deux grandes approches :avec contact ou sans contacte(par proximité).Dans le dernier cas, l'énergie RF est injectée directement dans le patch de l'antenne, tandis que dans le second, celle-ci est transférée de manière indirecte par couplage électromagnétique.

1.4.1 Par ligne micro ruban (Micro strip Line Feed)

Dans notre projet on va utiliser ce mode d'alimentation, dans ce type une ligne microruban est directement raccordée au bord de l'élément rayonnant.Cette ligne peut s'ajouté de plusieurs manière soit au milieu soit un petit peu décalé, soit au milieu et en ajoutant des encoches (des petites ouvertures à fin de joué sur l'adaptation)[5].En générale, la largeur de la ligne d'alimentation est inférieur à celle du patch.[7]

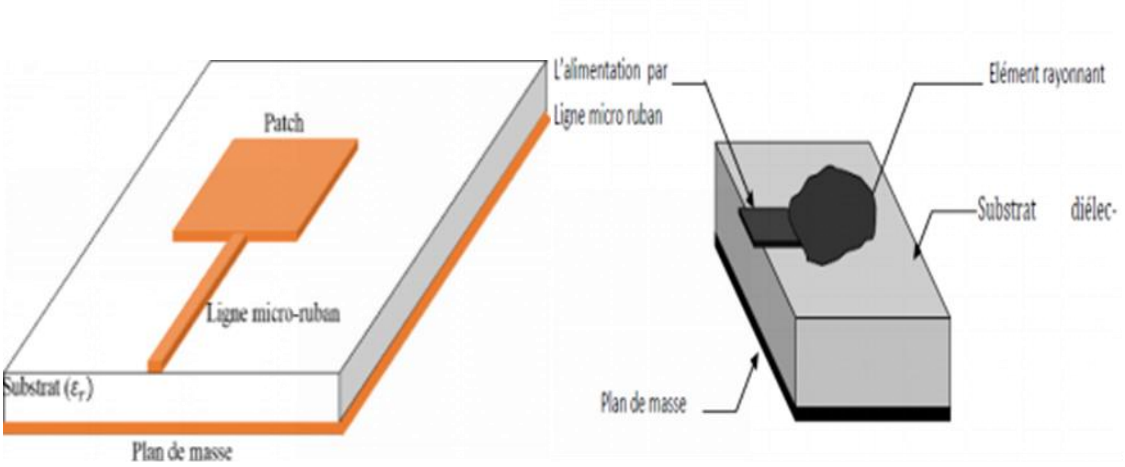


Figure1.7 : Alimentation par ligne micro-ruban

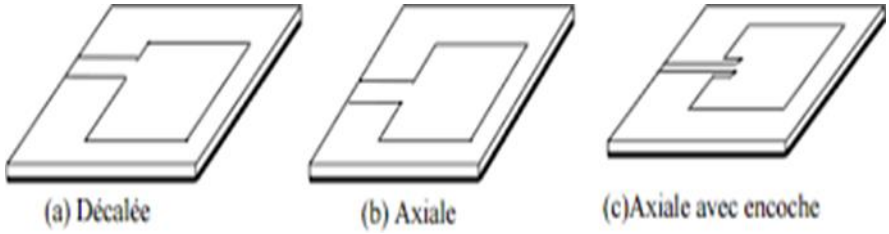


Figure1.8 : Type de la ligne microruban

Tableau 1 .2:Avantages et inconvénients de la ligne microruban

Avantages	Inconvénients
Moincoûteuse	Le rayonnement parasite produit par la ligne.
Plus aisée à réaliser	- Structure figée après gravure.
Gravée sur la même face que l'élément rayonnant	

1.4.2 Par sonde coaxiale

Cette méthode est fréquemment utilisée pour alimenter les antennes imprimées. Elle consiste à souder le conducteur central du câble coaxial directement sur le patch, tandis que le conducteur extérieur est relié au plan de masse, comme le montre la figure suivant : [7]

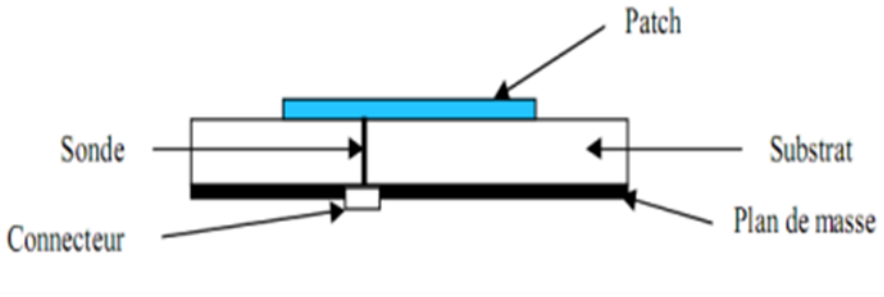


Figure1.9 : Alimentation par ligne coaxial

Tableau1 .3: Avantages et inconvénients de la sonde coaxiale [5]

Avantages	Inconvénients
-Pas des pertes par rayonnement de ligne.	Technique de perçage et de soudure plus délicate en millimétrique.
Permet de placer la sonde coaxiale à n'importe quel point du patch	Partie salique ramenée par l'âme du connecteur à prendre en compte.
	Rapidement cher et compliqué industriellement pour exciter chaque élément d'un réseau à forte directivité.

1.4.3 couplée par ligne micro ruban(couplage électromagnétique)

Cette technique repose sur l'utilisation de deux substrats diélectriques distincts. La ligne micro ruban est placée entre ces deux substrats, tandis que le patch rayonnant est situé sur la face supérieure du substrat supérieur, comme indiqué dans la figure1.10

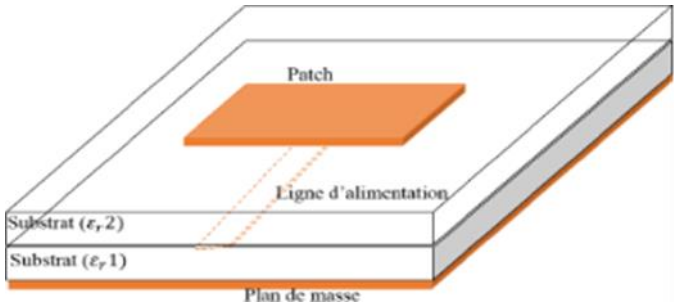


Figure1.10 : Alimentation couplée par ligne microruban

Tableau 1 .4: Avantages et inconvénients du couplage par ligne microruban[2]

Avantages	Inconvénients
L'amélioration de la Bande passante(plus que 13%)	la difficulté de fabrication à cause des deux substrats
élimine le rayonnement parasite due à l'alimentation	la difficulté d'intégration de dispositif actif

1.4.4 Par couplage à travers une fente(d'ouverture)

Dans ce type d'alimentation par fente, la ligne micro-ruban se trouve sur le substrat inférieur ; tandis que le patch rayonnant est placé sur un substrat supérieur, les deux étant séparés par un plan de masse. Le couplage entre la ligne d'alimentation et le patch s'effectue à travers une fente découpée dans ce plan de masse, positionnée de manière stratégique pour maximiser le transfert d'énergie. Afin d'améliorer le rendement de rayonnement de l'antenne, on privilégie l'utilisation d'un substrat inférieur à permittivité élevée pour mieux confiner les champs autour de la ligne micro-ruban, tandis qu'un substrat supérieur à faible permittivité est choisi pour favoriser un rayonnement efficace du patch, comme le montre la figure1.11.

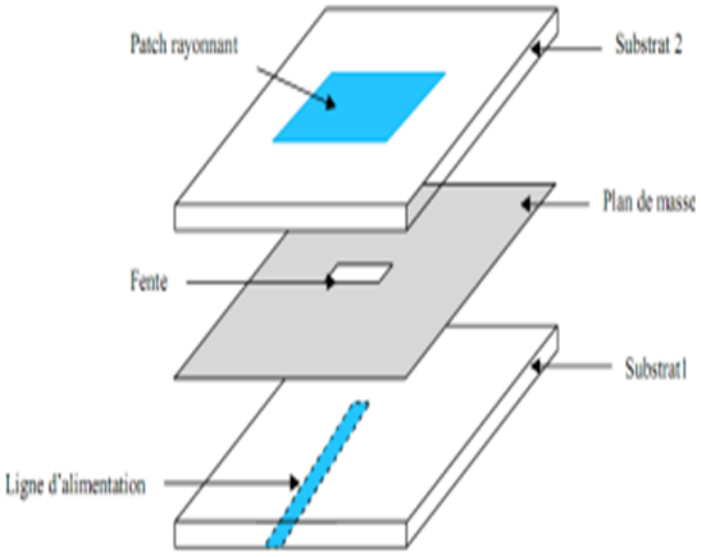


Figure1.11 : alimentation par couplage par fente.

Tableau1 .5: Avantages et inconvénients du couplage par fente

Avantages	Inconvénients
Offre une large bande passante	Technologie plus coûteuse et complexe

	(positionnement des deux couches, quatre faces de métallisation)
Isolation électromagnétique entre les couches	Intégration sur un support mécanique nécessitant des précautions
Moin de Rayonnement parasite de l'alimentation et améliorant la pureté de la polarisation de l'antenne	Excitation d'ondes de surface(propagation des ondes de surfaces)

1.4.5 Par couplage par proximité

Dans cette configuration d'alimentation par couplage de proximité, la ligne micro-ruban est insérée entre deux substrats diélectriques superposés. Le plan de masse est situé sur la surface inférieure du premier substrat, tandis que le patch rayonnant est positionné sur la surface supérieure du second substrat. Le transfert d'énergie entre la ligne d'alimentation et le patch s'effectue par couplage électromagnétique, sans contact direct. L'augmentation de l'épaisseur totale de l'antenne, due à la superposition des substrats, permet d'élargir la bande passante. Cependant, cette méthode présente des inconvénients majeurs, notamment une complexité accrue de fabrication liée à l'alignement précis des couches diélectrique ;ce qui peut entrainer une augmentation des coût de fabrication.[8]

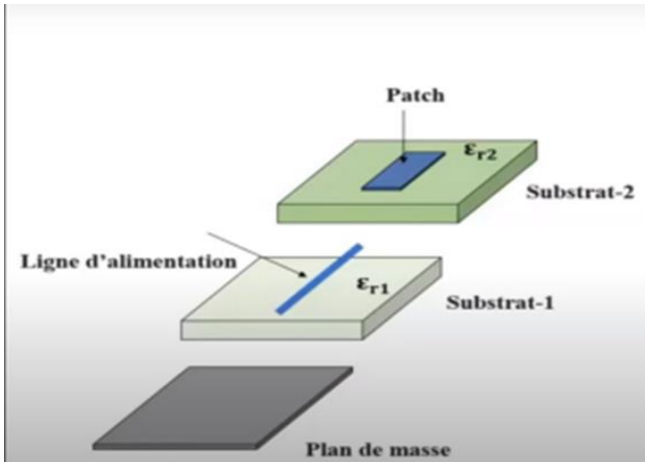


Figure1.12 : Alimentation par couplage par proximité

1.5 Les avantages et les inconvénients d'antenne patch et ses applications

Il y'a des avantages ainsi des inconvénients associés à l'antenne patch :

1.5.1 Avantages

-Coût réduit et faible volume et masse cela implique une fabrication simplifiée :

Les antennes planaires peuvent être fabriquées en grande série à l'aide de procédés standards de fabrication de circuits imprimés (PCB), ce qui les rend économiquement intéressantes pour de nombreuses applications commerciales.

-Format compact et légèreté :

Grâce à leur structure fine et à l'utilisation de matériaux diélectriques légers, ces antennes sont particulièrement adaptées aux dispositifs mobiles et portables.

-Intégration aisée avec les circuits électroniques :

Elles peuvent être directement intégrées sur le même substrat que d'autres composants électroniques, facilitant ainsi la conception de systèmes compacts et hautement intégrés, très recherchés dans l'électronique moderne.

-Grande flexibilité de conception :

Les antennes planaires permettent de nombreuses configurations, offrant ainsi la possibilité d'adapter la directivité, la polarisation, la bande passante ou encore la fréquence de résonance selon les besoins.

-Stabilité des performances dans divers environnements :

Elles sont capables de fonctionner de manière fiable dans différentes conditions environnementales, ce qui les rend adaptées aux milieux exigeants.

-Compatibilité avec les technologies flexibles :

Les progrès récents ont permis l'utilisation de substrats flexibles, ouvrant la voie à des applications innovantes dans les dispositifs électroniques pliables et portables.

1.5.2 Les Inconvénients

-Bande passante étroite :

Comparées à d'autres types d'antennes, les antennes planaires présentent une bande passante généralement plus étroite, limitant leur usage dans des applications à large spectre ou multi bandes.

-Pertes dues au diélectrique : Les matériaux diélectriques utilisés peuvent introduire des pertes qui réduisent l'efficacité de l'antenne. Les substrats à faibles pertes, plus performants, sont toutefois souvent plus onéreux.

- Puissance d'émission limitée :

La capacité de ces antennes à gérer des puissances élevées est limitée par la possibilité de dégradation thermique des matériaux, ce qui les rend moins adaptées aux applications à forte puissance.

-Sensibilité aux facteurs environnementaux :

Les performances peuvent être influencées par des facteurs comme l'humidité ou la température, en raison des propriétés des matériaux utilisés. Des précautions de conception ou l'emploi de matériaux spécifiques peuvent alors s'avérer nécessaires.

-Gain et directivité limités :

Pour des besoins en gain élevé ou en directivité marquée, les antennes planaires nécessitent souvent des architectures plus complexes, comme des réseaux ou des alimentations spécifiques.

-Défis d'isolation dans les réseaux d'antennes :

Dans les réseaux d'antennes planaires, l'isolation entre les éléments peut être problématique, engendrant des interférences qui nuisent à la performance globale [7].

1.5.3 Les applications

-L'imagerie médicale

L'imagerie médicale regroupe un ensemble de techniques permettant d'explorer l'intérieur du corps humain de manière non invasive. Parmi ces techniques, certaines utilisent des ondes électromagnétiques, notamment les ondes radio, comme dans l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Dans ce contexte, les antennes jouent un rôle essentiel : elles sont conçues pour émettre et/ou recevoir les signaux radiofréquences nécessaires à la formation des images. Ces antennes doivent être spécialement adaptées aux exigences médicales, en assurant une haute résolution, une excellente sensibilité, et un bon confort pour le patient. Elles doivent aussi respecter des normes strictes de sécurité pour éviter toute interaction nocive avec les tissus biologiques.

-Les systèmes de communication :

Le domaine des communications est vaste et repose largement sur l'utilisation d'antennes aux formes variées. A l'origine, la transmission de la voix représentait un véritable exploit technologique .Par la suite, la transmission de données est devenue courante, jusqu'à l'avènement des technologies sans fil permettant l'accès à Internet, Ces évolutions ont entraîné un développement considérable des types d'antennes, adaptés aux exigences de chaque application. Par exemple, les antennes des terminaux mobiles ont rapidement évolué :des antennes filaires rectilignes, elles sont passées aux antennes patch, tout en respectant des contraintes telles que la miniaturisation. Les antennes exploitent une portion

spécifique du spectre ELM : le spectre radiofréquence, qui s'étend d'environ 1 KHz à 300 GHz. Ce spectre est vaste et regroupe de nombreuses applications, chacune utilisant une plage de fréquences particulière en fonction des besoins.

-Télévision et radiodiffusion FM :

Les ondes de fréquences dédiées à la télévision et à la radiodiffusion FM se situent principalement dans les spectres VHF et UHF. De nombreux types d'antennes sont employés à la fois pour l'émission et la réception. Toutefois, pour les antennes destinées à la transmission, il est indispensable de respecter certaines caractéristiques, notamment une adaptation correcte avec l'amplificateur.

-Les radars :

Le radar est une technologie permettant de détecter et de localiser des objets en s'appuyant sur la réflexion des ondes ELM. Les antennes radar doivent répondre à des exigences spécifiques, notamment en termes de couverture et de résolution spatiale, afin de pouvoir distinguer des cibles proches le unes des autres.[13]

1.6 Définition des métamatériaux("MTMs")

Les métamatériaux sont des matériaux artificiels, conçus par l'être humain, et dotés de propriétés physiques exceptionnelles, absentes dans les matériaux naturels.

Depuis plusieurs années, ils attirent l'attention de la communauté scientifique à travers des recherches menées dans de nombreux laboratoires à travers le monde.

Le concept de métamatériau a été introduit par le physicien russe Victor Veselago à la fin des années 1960. Mais ce n'est qu'au début des années 2000 que leurs propriétés extraordinaires ont été révélées au grand public, notamment grâce aux travaux de John Pendry et David Smith sur les premières capes d'invisibilité.

Ce qui rend les métamatériaux si particuliers, c'est leur capacité à présenter des caractéristiques électromagnétiques, acoustiques, sismiques, thermiques ou mécaniques inédites. Constitués de structures périodiques, diélectriques ou mécaniques, ils se comportent comme des matériaux homogènes, tout en étant absents dans la nature.[9]

En généralement on peut définir les MTMS comme des structures électromagnétiques homogènes présentant des propriétés inhabituelles qui ne sont pas disponibles dans la nature. Une structure homogène est également définie comme une structure dont la taille moyenne de la cellule unitaire est bien inférieure à la longueur d'onde appliquée sur cette cellule unitaire. En tenant compte de cette condition, la relation reliant les paramètres effectifs, connus sous le nom de permittivité électrique effective et de perméabilité

magnétique effective, ainsi que l'indice de réfraction n, est donnée par l'équation suivante :

$$n=\sqrt{(\pm\varepsilon_{eff}\mu_{eff})} \quad (1.9)$$

Dans tous les types de métamatériaux, la valeur des paramètres constitutifs, à savoir la permittivité et la perméabilité, dépend de l'espacement mutuel entre les cellules, ainsi que de la forme géométrique de la cellule unitaire. Les paramètres constitutifs souhaités sont obtenus une fois la forme de la cellule et l'espacement prédéfinis. En général, les cellules sont réalisées sur un substrat planaire, et le diélectrique du substrat peut influencer fortement les paramètres constitutifs[10].

- métamatériaux connus comme :

MG : Matériaux Gauchers (Matériaux main Gauche)

MIN : Matériaux (Métamatériaux) à indice négatif

LHM: Left-Handed Media (Materials)

DNG: Double Negative Media

NIM: Negative Index Media

BWM: Back ward Wave Media [12]

Les équations de Maxwell dans les métamatériaux

La propriété électromagnétique de ces métamatériaux peut être décrite par les équations de Maxwell. La transformation de ces équations sert à mettre en évidence les propriétés des métamatériaux. Elles sont données par l'ensemble des équations suivantes :

$$\nabla\times\vec{E} = -j\omega\mu\vec{H} \quad (1.10)$$

$$\nabla\times\vec{H} = -j\omega\varepsilon\vec{E} \quad (1.11)$$

Où

ω est la fréquence angulaire, ε et μ sont permittivité et perméabilité.

Pour les champs électriques et magnétiques d'ondes planes :

$$\vec{E}=\vec{E}e^{j(-kr+wt)} \quad (1.12)$$

$$\vec{H}=\vec{H}e^{j(-kr+wt)} \quad (1.13)$$

où k est un vecteur d'onde, les équations (1.1) et (1.2) deviendront :

$$\vec{K}\times\vec{E} = \omega\mu\vec{H} \quad (1.14)$$

$$\vec{K}\times\vec{H} = -\omega\varepsilon\vec{E} \quad (1.15)$$

Il faut savoir que le flux d'énergie dans un champ électromagnétique est déterminé par la partie réelle du vecteur de Poynting. Ce vecteur, noté ($\vec{S}$), représente la densité de puissance transportée par l'onde électromagnétique. On écrit :

$$\vec{S} = \frac{1}{2}\vec{E}\times\vec{H}* \quad (1.16)$$

Dans un milieu isotrope et homogène, les valeurs de ε et μ sont simultanément positives. Dans ce milieu, le champ électrique $\vec{E}$, le champ magnétique $\vec{H}$ et le vecteur de propagation $\vec{K}$,forment un trièdre direct de vecteurs. Par conséquent, il est également défini comme milieu main droite (RHM), où$\vec{S}$ et $\vec{K}$ ont les mêmes directions et les ondes électromagnétiques peuvent se propager

Dans le cas où les valeurs de ε et μ sont négatives simultanément, les équations (1.14) et (1.15) peuvent être réécrites comme : $\vec{K}\times\vec{E}$=-ω|μ|$\vec{H}$ (1.17)

$$\vec{K}\times\vec{H}=-\omega|\varepsilon|\vec{E} \quad (1.18)$$

Dans ce cas, le champ électrique $\vec{E}$le champ magnétique $\vec{H}$ et le vecteur de propagation $\vec{K}$ forment un trièdre indirect de vecteurs, qui est également défini comme milieu main gauche (LHM). Dans ce milieu, le vecteur de Poynting $\vec{S}$ a une direction opposée à celle du vecteur de $\vec{K}$ .Cela signifie que l'énergie et les fronts d'onde se déplacent dans des directions opposées.[12]

1.7 Classification des métamatériaux

Les matériaux sont généralement classés en quatre catégories. La première région correspond aux matériaux doublement positifs (DPS), où la perméabilité et la permittivité sont toutes deux positives. Cette région est connue pour les diélectriques isotropes, ou matériaux de main droite (RH). La deuxième région concerne les matériaux à permittivité négative (ENG), considérée comme une région de métamatériaux, réalisée à l'aide de plaques parallèles ou de fils. La troisième région est celle des matériaux doublement négatifs (DNG), où la permittivité et la perméabilité sont toutes deux négatives. Cette région correspond aux matériaux dits de main gauche (LH).[10]

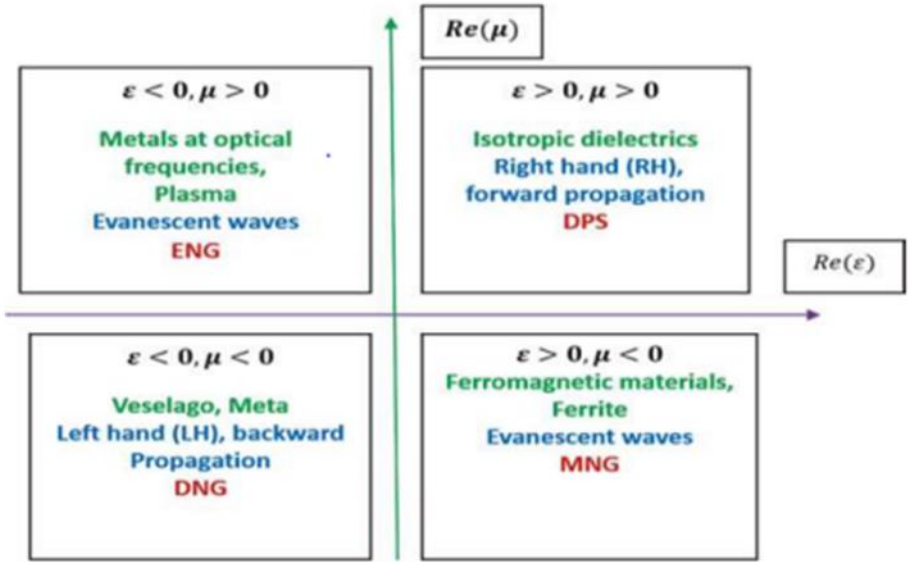


Figure1.13 : Classification des métamatériaux

La dernière région correspond à une perméabilité négative (MNG). Cette région concerne les matériaux ferromagnétiques et les ferrites, généralement fabriqués à partir de résonateurs en anneau fendu (SRRs). Dans toutes les régions proches des axes zéro, on observe des cas où ε est proche de zéro (ENZ) et μ est proche de zéro (MNZ), ce qui conduit dans les deux cas à des matériaux à indice nul (ZIM – Zéro Index Métamaterial). [10]

1.7.1 Métamatériaux doublement positif(DPS)

Les deux paramètres Ɛ et μ sont positifs, et les matériaux correspondants sont appelés doublement positifs(DPS) ou milieux à main droite (RHM).Ces matériaux les diélectriques naturels, permettent la propagation des ondes ELM. [12]

1.7.2. Métamatériaux avec permittivité négative(ENG)

Les matériaux possèdent une permittivité négative (Ɛ<0) et une perméabilité positive(μ>0).Ces matériaux sont connus sous le nom de milieux epsilon négatif(ENG),et sont typiquement représenté par les plasmas. Selon Pendry et ses collaborateurs, un réseau de tiges métalliques parallèles, de rayon r et de périodicité a, présente une réponse électromagnétique similaire à celle d'un plasma faiblement dense. Figure 1.14montre ce type de réseau métallique. Lorsqu'il est soumis à un champ électrique parallèle aux tiges, ce réseau génère une permittivité effective négative.

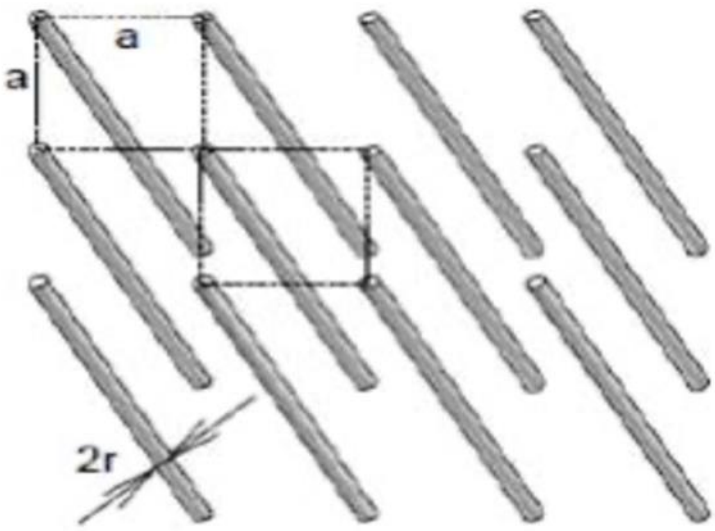


Figure 1.14 : Réseau de tiges métalliques

La permittivité effective est donnée par l'équation suivante :

$$\varepsilon(\omega) = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega^2} \qquad (1.19)$$

Où ω est la fréquence de la propagation de l'onde électromagnétique etω_p est celle du plasma. La fréquence de plasma est calculée par l'expression suivante :

$$\omega_p^2 = \frac{\rho e^2}{\varepsilon_0 m_e} \qquad (1.20)$$

Où ρ représente la densité des électrons, e la charge et me la masse effective.

L'équation (1.19) montre que la permittivité est négative lorsque la fréquence de propagation est inférieure à la fréquence de plasma. Dans ce cas, il n'y a pas de propagation d'ondes, et les ondes électromagnétiques sont entièrement réfléchies. Ce comportement est similaire à la propagation des ondes électromagnétiques dans un milieu plasmatique. [12]

1.7.3. Métamatériaux avec perméabilité négative(MNG)

Ils ont proposé différents types de résonateurs en anneau fendu « RAF », appelés en anglais Split Ring Résonateurs(SRR), ont été proposés sous différentes formes géométriques, notamment carrée, circulaire ou en forme d'oméga. Un SRR se compose généralement de deux anneaux métalliques ouverts, imbriqués l'un dans l'autre. Lorsqu'ils sont soumis à un champ électromagnétique dont le champ magnétique est orienté selon l'axe des anneaux, ces résonateurs peuvent être excités efficacement(voir la figure 1.15) [11]

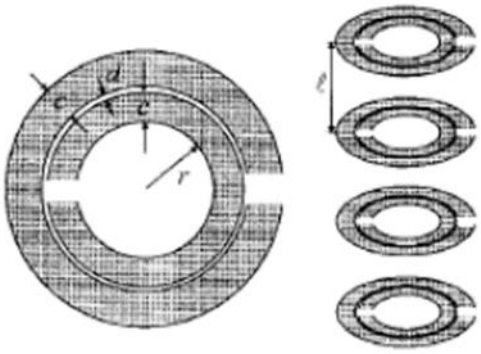


Figure 1.15 : Les SRR proposés par Pendry pour avoir un milieu à perméabilité négative

La structure décrite par Pendry, capable de présenter une perméabilité magnétique négative($\mu<0$),repose sur un agencement périodique de ces SRR(Voir Figure 1.16).Ces structures présentent une réponse magnétique similaire à celle des matériaux ferromagnétiques, mais dans une bande de fréquence bien définie. De plus, la taille moyenne d'une cellule SRR, notée p, est bien inférieure à longueur d'onde guidée ($p \ll \lambda g$),ce qui permet de considérer la structure comme effectivement homogène.[11]

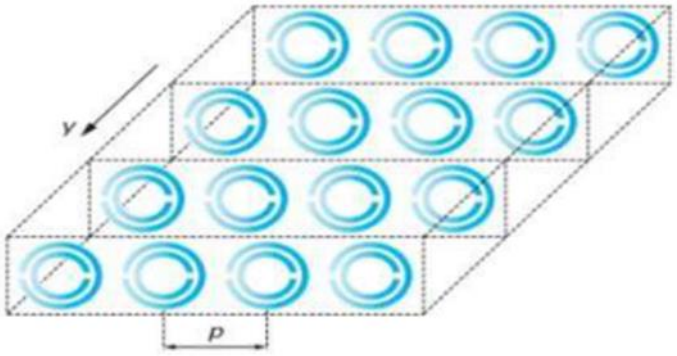


Figure 1.16 : Anneaux métalliques doubles fendus

Lorsque le champ magnétique H est appliqué perpendiculairement du plan des anneaux(par exemple, selon l'axe y),cela induit des courants dans les boucles résonantes, générant ainsi des moments dipolaires magnétiques équivalents. La variation fréquentielle de la perméabilité magnétique suit alors un modèle de type Lorentz, exprimé par l'équation suivant:

$$\mu(\omega) = 1 - \frac{F\omega^2}{\omega^2 - \omega_0 m + j\omega\xi} \tag{1.21}$$

$$\mu(\omega) = 1 - \frac{F\omega^2(\omega^2 - \omega_{0m}{}^2)}{(\omega^2 - \omega_{0m}^2)^2 + (\omega\xi)^2} + j\frac{F\omega^2(\omega^2 - \omega_{0m}{}^2)}{(\omega^2 - \omega_{0m}{}^2)^2 + ((\omega\xi)^2} \tag{1.22}$$

Ou:

F=πα/p est un facteur géométrique

ω_{0m}:Est la pulsation de résonance magnétique, ajustable dans la gamme des GHZ

ξ : représente le facteur d'atténuation lié aux pertes métalliques.

Dans le cas idéal sans pertes (ξ =0),la perméabilité devient négative dans l'intervalle de fréquence défini par : $\omega_{0m} < \omega < \omega_{pm}$

Cette pulsation supérieure ω_{pm}est connue sous le nom de pulsation magnétique de plasma. Elle dépend des caractéristiques géométriques du SRR, ce qui permet un ajustement précis des propriétés électromagnétiques du matériau.[11]

1.7.4. Métamatériaux doublement négatifs « DNG »

Le matériau main gauche (Left-Handed Material, ou LHM) est un milieu électromagnétique caractérisé par une permittivité et une perméabilité toutes deux négatives. L'appellation "main gauche" provient du fait que les vecteurs du champ électrique $\vec{E}$, du champ magnétique $\vec{H}$,et du vecteur d'onde $\vec{K}$, forment un trièdre (comme illustre la figure 1.17.b).

En conséquence, le vecteur de poynting et le vecteur d'onde pointent dans des directions opposées. A l'inverse, dans un milieu conventionnel, ces deux vecteurs sont orientés dans la même direction, ce qui correspond à un trièdre direct (voir la figure 1.17.a)formé par les vecteurs $\vec{E}$,$\vec{H}$, $\vec{K}$.[11]



Figure1.17 : Système des vecteurs ($\vec{E}$, $\vec{H}$, $\vec{K}$) pour une électromagnétique :a) milieu conventionnel. b) milieu main-gauche.

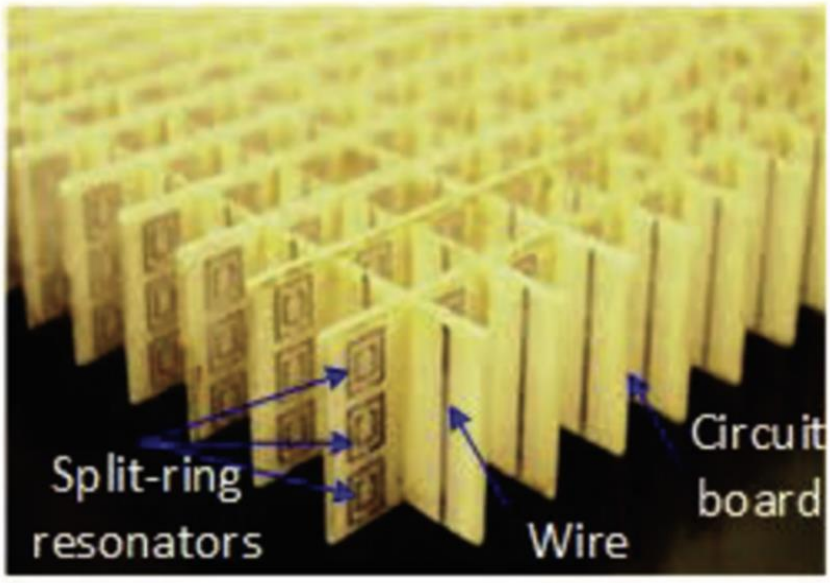


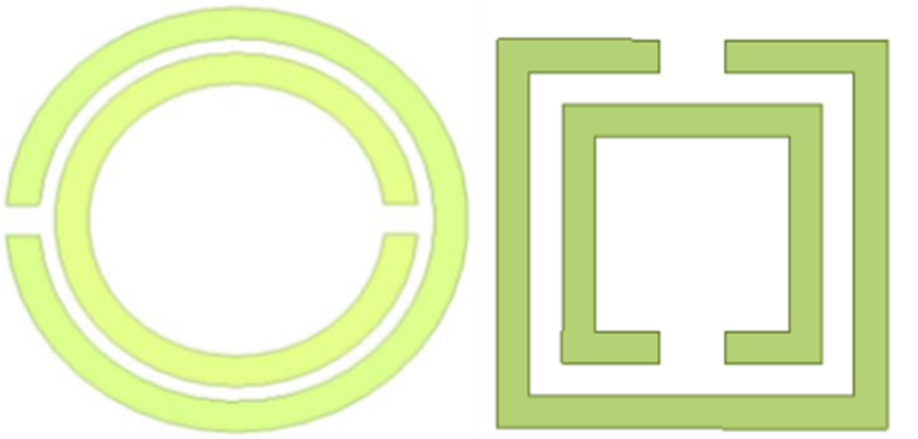
Figure 1.18 : Métamatériau DNG

1.8 Les résonateurs

1.8.1 Résonateur en anneaux fendus RAF (Split Ring Résonateur)

Les méta-matériaux sont principalement composés de résonateurs conducteurs, souvent en cuivre, appelés Split Ring Résonateurs(SRR)[12] qui sont des matériaux artificiels dont la permittivité et la perméabilité ne sont pas connues à l'avance ; car elles dépendent de la fréquence de fonctionnement. Ces paramètres constitutifs sont généralement déterminés soit par des mesures expérimentales, soit à l'aide de modèles analytiques [10],dont la forme et les dimensions varient selon l'application. Généralement de forme circulaire ou carrée, leur diamètre minimale se situe autour du millimètre.

Pour renforcer les effets électromagnétiques, ces résonateurs sont habituellement disposés de manière à être imbriqués deux par deux, introduisant ainsi une inductance mutuelle et capacitive. Ces cellules sont ensuite imprimées périodiquement sur des substrats tels que le Téflon ou les fibres de verre, et sont espacées de quelques millimètres les unes des autres. Ensuite, les substrats sont superposés pour former un bloc supposé homogène par la suite.[12]



a b

Figure 1.19 : différents types de structures de cellules unitaires élémentaire a-SRR double circulaire b-SRR double carré

1.8.2 Résonateur en Anneau Fendu Complémentaire (CSRR)

Le Résonateur en Anneau Fendu Complémentaire (RAFC), également connu sous le nom de CSRR en anglais,est un composant dont les dimensions sont nettement inférieures à la longueur d'onde, dérivé du Résonateur en Anneaux Fendus (RAF ou SRR) introduit par Pendry.

Contrairement au SRR, qui consiste en deux anneaux interrompus concentriques en métal gravés sur un support diélectrique, le CSRR présente deux fentes en forme d'anneaux interrompusconcentriques dans le plan conducteur (en cuivre dans notre cas), agencées sur un substrat.

La différence entre une conception SRR et une conception CSRRest illustrée dans la figuresuivante, où toute la partie conductrice (les anneaux) et la partie diélectrique (les fentes) duSRR sont respectivement remplacées par des fentes et du cuivre dans le CSRR.

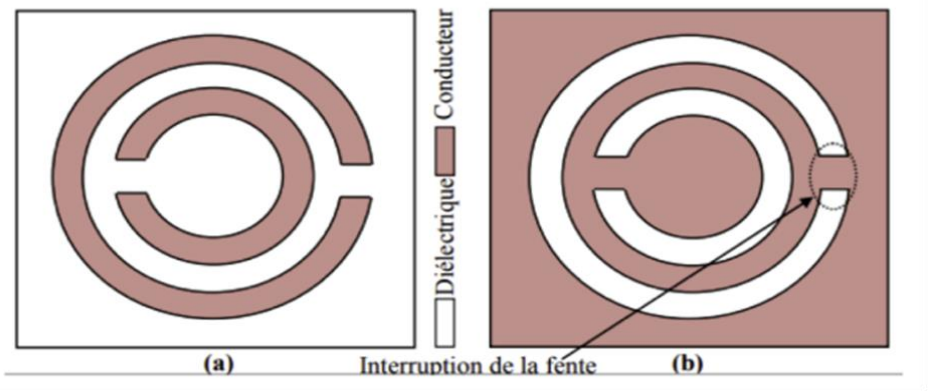


Figure1.20:Différence entre une conception (a) RAF et (b) une conception complémentaire RAFC [12]

Les CSRR utilisées en complément ou substitution au SRR;dans les filtrs;dans les lignes CRLH(compositr right/left-handed)

1.9 applications et avantages des métamateriaux

De nombreuses applications ont été développées tout d'abord dans le domaine des fréquences centimétriques et millimétriques,avant de s'étendre au secteur de l'optique.Les métamatériaux suscitent un intérêt croisssant dans plusieurs domaines porteurs,notamment la technologie de l'information et de la communication,le spatial,et le domaine des antennes:

-Technologies de l'information et de la communication:Les métamatériaux permettent un meilleur contrôle de la propagation des ondes ELM dans des structures de petite taille,ce qui en fait des candidats prometteurs pour les applications en micro-ondes.Parmi les avantages attendus de leur utilisation :

a-La miniaturation des composants

b-Un meilleur contrôle des paramétres

c-La possibilité de fonctionnement en multi-bande.

-Télécommunications spatiales:Les communications par satellite exigent des composants compacts.Les métamatériaux permettent la conception d'antennes miniaturusées aux performances accrues,tout en offrant un potentiel de réduction des coûts de fabrication grâce à des structures innovantes.

-Domaine des antennes:Les antennes représentent un maillon essentiel des systémes radiofréquences.Depuis l'apparition pratique des métamatériax en 2001 de nombreuses architectures d'antennes intégrant des motifs métamatériaux ont été proposées afin d'optimiser divers paramètres tels que:La taille,La fréquence de résonance,La bande passante,Le gain,La polarisation,Le diagramme de rayonnement.

En 2000, Hansen et al ont publié une étude sur les antennes patch imprimées sur des matériaux magnéto-diélectriques, démontrant une réduction significative de la taille électrique sans compromettre la bande passante. Poursuivant cette approche, d'autres travaux ont exploité les cellules MMA(Matériau magnéto-Artificiel) magnétiques pour réaliser une antenne PIFA imprimée sur un matériau magnéto-diélectrique artificiel. Les résultats expérimentaux ont mis en évidence une réduction de taille ainsi qu'un élargissement de la bande passante comparée à une antenne classique.

Par ailleurs, les cellules MMA ont été utilisées comme radômes pour améliorer les performances de rayonnement des antennes. Après optimisation de leur taille et de leur

positionnement par rapport à l'antenne, les simulations électromagnétiques et les tests de fabrication ont montré une amélioration notable du gain.[11]

1.10Géométrie rectangulaire

La fréquence de résonance d'un élément imprimé peut être déterminée soit à partir du maximum de la partie réelle de son impédance d'entrée,soit lorsque la partie imaginaire de cette impédance s'annule.Dans le cas des patchs imprimés sur des substrats minces,on considére généralement que la résonance se produit au maximum de la partie réelle de l'impédance,ce point coïncidant souvent avec une partie imaginaire proche de zéro.

La fréquence de résonance donnée par : $$f_{mn} = \frac{c_0}{2\pi\sqrt{\varepsilon r}}\sqrt{\left(\frac{m}{L}\right)^2 + \left(\frac{n}{w}\right)^2} \quad (1.23)$$

avec :

L: La longuer du patch rectangulaure W: La lardueur

c_0 vitesse des ondes électromagnétiques dans le vide.

1.10.1 Dimensionnement

A une fréquence de résonance fr, la longueur effective Le de l'antenne planaire devra être égale à la demi longueur d'onde dans le substrat. [14]

$$L_{eff} = \frac{\lambda_{eff}}{2} = \frac{c}{2f_r\sqrt{\varepsilon_{eff}}} \quad (1.24)$$

La longueur physique Lp du patch est donc choisie telle que :

$$L_p = \frac{c}{2f_r\sqrt{\varepsilon_{eff}}} - 2\Delta L \quad (1.25)$$

où ΔL: $$\Delta L = 0.412h\frac{(\varepsilon_e+0.3)(w_p/h+0.264)}{(\varepsilon_e+0.258)/(w_p/h+0.8)} \quad (1.26)$$

la valeur optimale de Wp: $$w_p = \frac{C}{2f_r}\sqrt{\frac{2}{\varepsilon_r+1}} \quad (1.27)$$

1.10.2 Algorithme de conceptions des antennes patch

Les étapes de conception sont données comme suit:

1.Calculer la valeur de w en utilisant l'équation:

$$w = \frac{\lambda}{2}\sqrt{\frac{2}{\varepsilon_r+1}} \quad (1.28)$$

2.Calculer la valeur de ε_r en utilisant l'équation :

$$\varepsilon_{eff} = \frac{\varepsilon_r+1}{2} + \frac{\varepsilon_r-1}{2\sqrt{1+12h/w}} \quad (1.29)$$

3.Calculer ΔL en utilisant l'équation suivante :

$$\Delta L = 0.412h\frac{(\varepsilon_r+0.3)(w/h+0.264)}{(\varepsilon_r+0.258)/(w/h+0.8)} \quad (1.30)$$

4.Calculer L en utilisant l'équation suivante :

$$L = \frac{\lambda}{2\sqrt{\varepsilon_{eff}}} - 2\Delta L \quad (1.31)$$

5.Calculer l'impédance d'entrée z_A en utilisant l'équation:

$$z_A = 90\frac{\varepsilon_r^2}{\varepsilon_r-1}\left(\frac{L}{w}\right)^2 \Omega \quad (1.32)$$

6. Choisir la technique d'alimentation permettant d'avoir une adaptation d'impédance

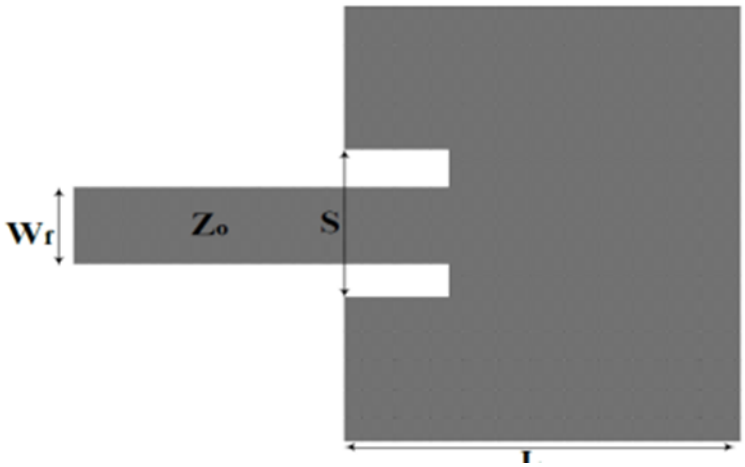


Figure 1.21: Antenne à concevoir[3]

1.11 Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté les éléments de base théorique nécessaire à la compréhension des antennes patch rectangulairesdes métamatériaux.Nous avons tout d'abord expliqué les principes fondamentaux des antennes tels que leurs structures, leurs principe de fonctionnement, leurs caractéristiques(le gain,la directivité,le coefficient de réflexion…),leurs méthodes d'alimentation,les avantages et les inconvénients ainsi que les domaines de leurs applications.En dernier lieu,on a vu des généralités sur les métamatériaux.

La combinaison des antennes et des métamatériaux ouvre de nouvelles perspectives pour améliorer les performances des antennes traditionnelles. En intégrant des métamatériaux, il est possible de miniaturiser les structures, d'augmenter la bande passante, d'améliorer le gain, ou encore de contrôler la directivité des faisceaux. Ainsi, l'utilisation des métamatériaux dans la conception des antennes représente un domaine de recherche innovant, offrant des solutions adaptées aux besoins croissants des communications modernes.

Chapitre 2

Les fractures osseuses et réponse aux ondes électromagnétiques

2.1 Introduction

Une fracture désigne un os cassé. Les os peuvent être complètement fracturés ou partiellement fracturés de différentes manières, selon la façon de l'accident produit.

Les fractures osseuses sont des conditions médicales fréquentes nécessitent un diagnostic précis et rapides. Les méthodes traditionnelles de détection telles que la radiographie, l'IRM et TDM bien qu'efficaces, présentent des limites notamment dans les cas complexes ou lorsque les fractures sont petites. Ces limites soulignent la nécessité d'avancées technologiques pour améliorer la rapidité du diagnostic.

Dans ce contexte, on utilise des technologies émergentes comme la radiofréquence(RF),l'imagerie micro-onde(MWI) et l'apprentissage automatique qui offrent des solutions prometteuses. Les techniques RF utilisent les propriétés diélectriques des tissus pour détecter les fractures, tandis que la MWI fournit une méthode non ionisante et rentable adaptée aux contextes où les rayons x sont moins recommandés. parallèlement l'apprentissage automatique analyse efficacement les données médicales et atteint une précision diagnostique.[15]

2.2 Structure et propriétés de l'os

L'os est un organe dur et résistant du corps, faisant partie du squelette. Il est constitué principalement de tissu osseux, un tissu conjonctif spécialisé, minéralisé, ce qui lui donne sa rigidité.

2.2.1 Anatomie et types d'os

Les os constituent le système squelettique du corps humain. L'adulte humain possède 206 os. Il existe plusieurs types d'os qui sont regroupés en fonction de leurs caractéristiques générales, telles que la forme, la localisation et les propriétés supplémentaires. Il sont généralement classés en cinq types d'os qui comprennent les os plats, longs, courts, irréguliers et sésamoïdes.[16]

Les os plats se trouve dans le crâne (frontal, nasal), dans la cage thoracique (sternum et côtes) et dans le pelvis(ilium et pubis).La fonction des os plats est de protéger les organes internes tels que le cerveau, le cœur. Les os plats offrent de vastes zones permettant aux muscles de ce fixé.

Les os longs :regroupent le fémur(le plus long os du corps).Les os longs sont principalement situés dans le squelette appendiculaire et comprennent des os des membres inférieurs(tibia, fémur) et des membres supérieurs(humérus, radius).

Les os courts : sont presque aussi longs que larges. Situés dans les articulations du poignet et de la cheville, les os courts offrent une stabilité et une certaine amplitude de mouvement.

Les os irréguliers possèdent une forme et une structure variables, ainsi, il n'appartient à aucune autre catégorie. Ils présentent souvent une forme assez complexe, ce qui permet de protéger les organes internes.

Les os sésamoïdes : sont des os intégrés à des tendons. Ces petits os ronds se trouvent généralement dans les tendons des mains, des genoux et des pieds. Les os sésamoïdes servent à protéger des tendons des tensions et de l'usure.[17]



Figures 2.1 : types d'os

2.2.2 Les propriétés physiologiques des os

Les os constituent l'un des éléments fondamentaux du corps humain, assurant de nombreuses fonctions physiologiques. Ils fournissent un soutien structurel essentiel permettant de maintenir une posture verticale, de marcher sur deux pieds (démarche bipède) et de réaliser des mouvements complexes que la plupart des animaux ne peuvent accomplir. Les os jouent également un rôle crucial dans la protection des organes vitaux, comme le cerveau (protégé par le crâne), le cœur et les poumons (protégés par la cage thoracique), ou encore les organes génitaux (protégés par le bassin). Certaines structures osseuses, telles que les os sésamoïdes, contribuent à réduire les frottements et les pressions exercés sur les tendons pendant les mouvements. Par ailleurs, les os abritent la moelle osseuse, qui constitue un centre vital pour la production des cellules sanguines (globules rouges, globules blancs et plaquettes), un processus appelé hématopoïèse. Le tissu osseux sert également de réserve de

minéraux, notamment de calcium et de phosphore, contribuant ainsi au maintien de l'équilibre minéral de l'organisme. De plus, la moelle osseuse jaune agit comme un réservoir de lipides servant de source d'énergie. Enfin, les os participent à la régulation de l'équilibre acido-basique en absorbant ou en libérant certains ions. Grâce à cette combinaison unique de rigidité et de fonctionnalité, le tissu osseux joue un rôle indispensable dans le bon fonctionnement du corps humain.[16]

2.2.3 Propriétés diélectriques et modélisation du fantôme osseux

Les propriétés diélectriques du tissu humain sont étudiées depuis les années 1920, avec un intérêt particulier pour sa conductivité électrique. Au fil des décennies, les chercheurs ont affiné les techniques de mesure pour mieux comprendre les propriétés diélectriques des tissus et leur relation avec la composition, la structure et la fonction. Des avancées telles que la spectroscopie diélectrique et la tomographie par impédance électrique ont élargi les connaissances dans ce domaine.

Aujourd'hui, l'évaluation des caractéristiques diélectriques des tissus est employée dans, divers domaines, tels que l'imagerie médicale, l'électrophysiologie et la biologie cellulaire.

Voici un exemple de courbe représentant la permittivité et la conductivité des tissus humains

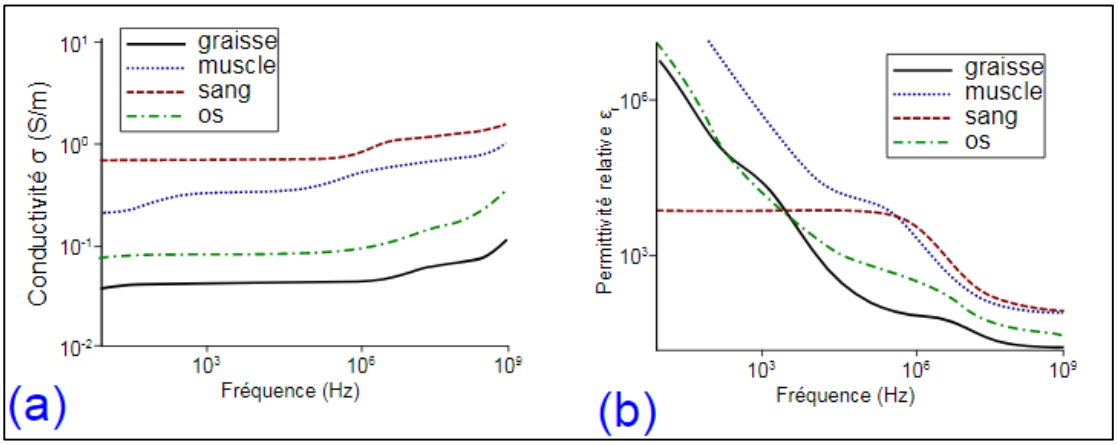


Figure 2.2 : Courbes de permittivité et de conductivité mesurées pour différents tissus du corps humain.

On a constaté que les os et les tissus adipeux ainsi que les poumons présentaient les valeurs diélectriques les plus basses. En revanche, en raison de leur forte teneur en eau et en ions libres, le sang et les muscles affichent des permittivités et conductivités nettement plus élevées [25]

Les figures 2.3 et 2.4illustrent le fémur, qui est composé de différentes combinaisons de plusieurs tissus tels que la peau, les muscles, les os, le sang, et la graisse. La

diaphyse fémorale est constituée de structures osseuses. La partie médiane du fémur est clairement située sous la peau, recouverte d'une couche musculaire. Cette configuration favorise la pénétration des ondes électromagnétiques pour la détection des fractures osseuses.

Pour comprendre comment détecter les fractures, il est nécessaire de concevoir une forme cylindrique similaire au fémur réel, avec des propriétés diélectriques semblable à celles de l'os cortical.

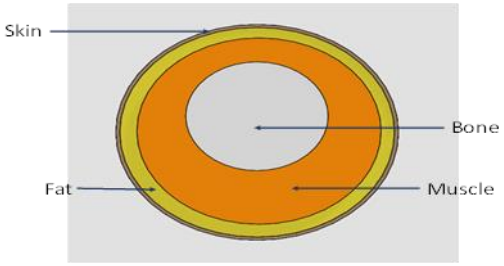


Figure 2.3 : vue en coupe transversale du fantôme d'os fémoral

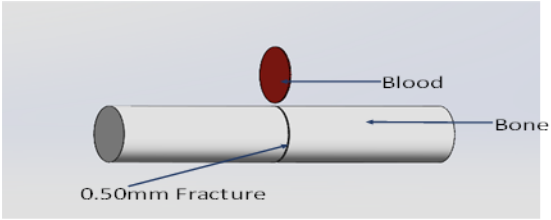


Figure 2 .4 : vue latérale de l'os avec fracture et sang

Ensuite, le modèle de fantôme a été affiné pour limiter précisément la forme et la composition authentiques de l'os fémoral et de ses tissus. L'os cortical présente des caractéristiques similaires à celles de l'os médullaires, étant donné qu'il constitue la couche externe de l'os. Lorsqu'une fracture se produit, de petits vaisseaux sanguins à l'intérieur du corps peuvent se rompre, entraînant une accumulation de sang au niveau de la zone fracturée. Les propriétés diélectriques des tissus sont alors influencées par des facteurs tels que l'âge, le sexe, les habitudes alimentaires et la taille de l'individu. [18]

2.3 Classification et mécanismes des fractures osseuses

La classification et les mécanismes des fractures osseuses permettent de mieux comprendre leur origine, et leur traitement.

2.3.1 Types des fractures

Toutes les fractures peuvent être largement classées en fractures simples et composées. Une fracture simple est une fracture dont la peau reste intacte. Une fracture ouverte, en revanche, implique également des plaies ouvertes. Comme les blessures ouvertes

sont sujettes aux infections, les fractures ouvertes sont plus graves et plus susceptibles de s'infecter.

Les fractures sont en outre classées comme suit :

Fracture par compression : Ces fractures sont également appelées VCF ou fractures par compression vertébrale. Elles se produisent lorsqu'une partie de vertèbre (bloc osseux) dans le modèle épinière s'effondre. Les VCF se produisent généralement dans la région médiane de votre colonne vertébrale (colonne thoracique).fractures peut entraîner une déformation osseuse, des douleurs intenses et une perte de taille.

Fracture complète : Comme son nom l'indique, une fracture complète se produit lorsque les os cassés se séparent complètement les uns des autres.

-Les fractures complètes sont de deux types : obliques et transversales. Dans le premier type, l'os se brise dans une ligne oblique plane le long de l'axe de votre os. Alors que dans le second type (transversal), l'os se brise en ligne droite.

-Fracture incomplète : Également appelée fracture mineure, elle se produit lorsque l'os se fissure (fracture capillaire), mais qu'ils ne se séparent pas complètement. Vous pouvez ressentir une douleur intense qui peut s'aggraver lorsque vous touchez la zone affectée ou que vous la déplacez.

Fracture linéaire : Il s'agit d'un type de fracture dans lequel la fissure est une ligne fine sans aucune ligne supplémentaire qui la sépare. De plus, elle ne provoque aucune déformation ni compression des os.

Fracture transversale : Il s'agit d'un type de fracture dans lequel l'os se brise à 90 degrés (angle droit) par rapport au plan osseux. Cela se produit lorsqu'un impact fort se produit perpendiculairement à l'axe de l'os.

Fracture en spirale : Également connu sous le nom de fracture par torsion, ce type de fracture se produit lorsqu'une force ou un couple rotatif est appliqué à l'os le long de son axe. Cela se produit généralement lorsque votre corps est en mouvement avec une extrémité posée sur le sol.[19]

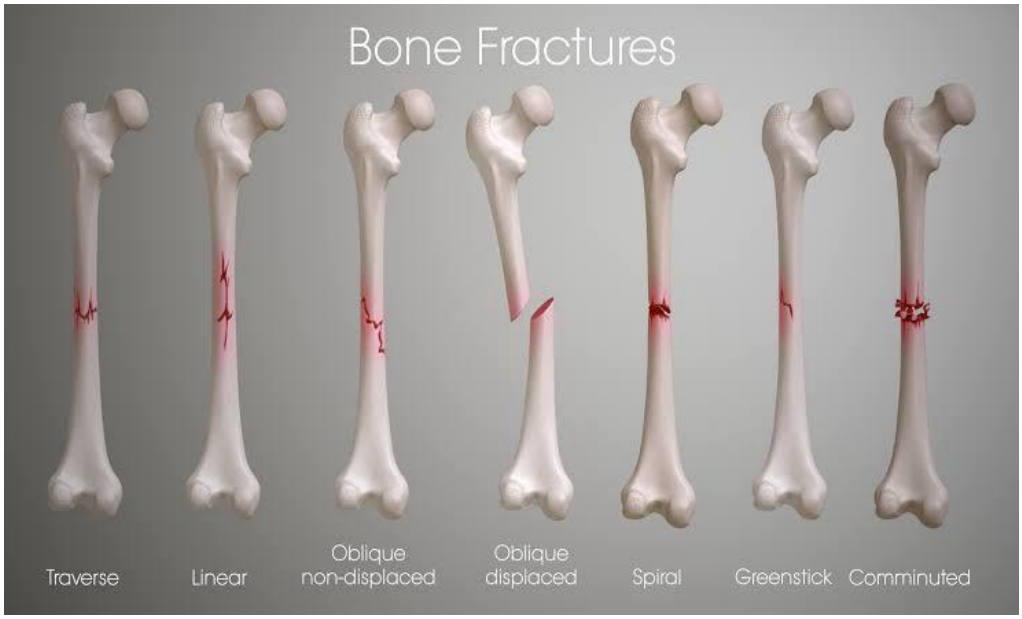


Figure 2.5 : Types de OS fracture

2.3.2 Mécanismes de formation

Les mécanismes de formation des fractures osseuses varient selon la nature, l'intensité et la direction de la force appliquée. On distingue principalement deux types de mécanismes : le mécanisme direct et le mécanisme indirect. Dans le mécanisme direct, la fracture survient exactement au point d'impact de la force, comme lors d'un choc frontal causé par l'écrasement de la jambe par un objet lourd. Ce type de fracture est souvent associé à des lésions importantes des tissus mous environnants et peut être ouvert ou fragmenté. En revanche, le mécanisme indirect implique une fracture à distance du point d'application de la force, à la suite de sa transmission à travers l'os. Il inclut des forces de torsion, de flexion, de compression ou de traction. Par exemple, une torsion soudaine de la jambe, comme dans le cas d'un skieur dont le ski reste bloqué pendant que le corps tourne, peut provoquer une fracture spiroïde. De même, une flexion excessive de la jambe, avec le pied bloqué au sol, peut entraîner une fracture spiroïde ou une fracture à troisième fragment. La compression axiale, notamment au niveau des vertèbres, peut causer des fractures par écrasement, tandis qu'une traction brutale exercée par un muscle puissant peut induire une fracture par arrachement. Par ailleurs, certains facteurs influencent la vulnérabilité de l'os à la fracture, tels que l'âge

Les os étant plus flexibles chez l'enfant et plus fragiles chez les personnes âgées ainsi que la présence de pathologies comme l'ostéoporose ou le cancer, qui fragilisent davantage la

structure osseuse, rendant l'os plus susceptible de se fracturer même sous des forces relativement faibles.

2.4Méthodes conventionnelles de détection des fractures

Les fractures osseuses, nécessite une détection rapide et précise. Les techniques traditionnelles par L'imagerie médicale joue un rôle central dans l'évaluation de ce processus, permettant non seulement de confirmer le diagnostic initial, mais aussi de suivre l'évolution de la guérison et de détecter précocement d'éventuelles complications. Les techniques d'imagerie telles que la radiographie, l'échographie, le scanner (CT), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sont largement utilisées, chacune ayant des avantages et des limites spécifiques.[20]

2.4.1 Radiographie, TDM et IRM

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) utilise des noyaux d'hydrogène dans les tissus pour créer des images de zones du corps. Le patient est placé dans un champ magnétique puissant qui aligne les spins des noyaux dans la même direction. Les spins tournent alors autour de l'axe du champ magnétique à la fréquence de Larmor. L'application d'une impulsion RF à cette fréquence inclinera les spins dans un plan transversal perpendiculaire à l'axe du champ magnétique. Lorsque l'impulsion s'arrête, les spins reviennent à leur position d'origine et émettent des ondes à la fréquence de Larmor. Cela peut être détecté avec une antenne spéciale.

Les temps de relaxation T1 et T2 de l'aimantation transversale et longitudinale dépendent des mouvements moléculaires locaux et affectent le contraste de l'image. L'administration d'agents de contraste tels que le gadolinium peut améliorer lecontraste en modifiant le temps de relaxation. Les images sont générées en appliquant des gradients de champ magnétique dans différentes directions.

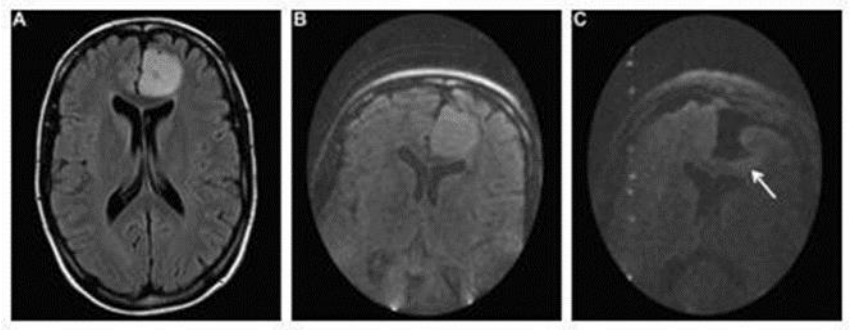


Figure 2.6 :images IRM

Donc la radiologie est une spécialité médicale regroupant un ensemble de techniques d'imagerie utilisant les rayons X. Les rayons traversent le corps humain en étant plus ou moins absorbés par les tissus en fonction de la densité de ceux-ci.

Les images recueillies par ce biais sont imprimées sur un film photographique ou, grâce aux nouvelles technologies, directement numérisées.

La radiologie est particulièrement adaptée à l'observation des tissus durs, ainsi que des structures pleines, des os et des dents.

C'est une technique couramment utilisée pour observer les os et le squelette, et notamment pour déceler les fractures en cas de traumatisme.[24]

Le TDM Plus récente que la radiologie, la technique du TDM repose également sur l'utilisation de rayons X pour observer les tissus du corps humain.

Contrairement à la radiologie, le TDM permet d'obtenir une image en coupe et en trois dimensions de la zone observée.

Très utilisé en cancérologie, le scanner permet de visualiser toute modification morphologique située au niveau des organes.

L'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionne à l'aide d'ondes magnétiques qui entraînent la vibration des atomes d'oxygène composant en partie les organes du corps humain.

Ces vibrations sont captées par l'IRM et transformées en images interprétables par l'équipe médicale.

Les images ainsi recueillies sont représentées sous forme de coupe et assemblées par ordinateur pour donner un résultat de très bonne résolution.

L'IRM est particulièrement efficace pour observer les tissus mous, et notamment le cerveau, la moelle épinière ou les tendons.[21]

2.4.2Avantages et limites des techniques classiques

Malgré l'efficacité reconnue des techniques traditionnelle pour la détection des fractures ces méthodes comportent aussi des limites diagnostiques liées à la résolution, au coût, à l'accessibilité ; voici quelques avantages et limites de ces techniques classiques :

Tableau 2.1 : Avantage set limites des techniques de diagnostic conventionnelles [15]

Techniques	Avantages	limites
Radiographie	-Disponible. -peu coûteuse et rapide. -Bonne visualisation des os.	-rayonnements ionisants -sensibilité limitée à une guérison précoce changements -Difficulté à détecter certaines fractures
TDM	-haut résolution spatiale -Imagerie détaillé des structures osseuses, utile pour détecter des fractures invisible en radiographie	-Dose élevé de rayonnement -coût plus élevé -disponibilité limite
IRM	-Sans ionisation rayonnement -Excellent contraste des tissus Mous (cerveau, moelle) -Détection des fractures occultes	-coût élevé -Délais d'acquisition longs -Moins efficace pour les os profonds

2.5 Détection RF comme méthode alternative

Les fréquences micro-ondes (300MHZ-300GHZ) trouvent des applications croissantes dans le domaine de la santé, particulièrement pour la détection des fractures osseuses.

Une méthode innovante pour la détection des fractures repose sur l'utilisation de capteurs à radiofréquence (RF). Ces dispositifs sont capables de percevoir avec précision les variations des champs électromagnétiques, ce qui les rend particulièrement adaptés à de nombreuses applications, notamment le suivi de la guérison des fractures osseuses. Grâce à une antenne RF, ces capteurs peuvent détecter efficacement la présence de fractures, représentant ainsi une solution prometteuse pour les technologies médicales de demain. Des études ont montré qu'il est possible d'identifier les fractures en analysant les surfaces à impédance réactive, suggérant que les capteurs RF pourraient surpasser certaines limites des techniques d'imagerie traditionnelles. Ils offriraient ainsi un moyen de détection non invasif, potentiellement plus précis.

Cependant, l'application de cette technologie à la détection et à la surveillance des fractures demeure un domaine émergent, confronté à plusieurs défis. Parmi ceux-ci figurent la conception optimale des capteurs, leur positionnement sur le corps, le traitement et l'interprétation des signaux recueillis, ainsi que la garantie de niveaux adéquats de sensibilité et de spécificité dans le contexte anatomique complexe du corps humain.

Les capteurs RF fonctionnent en détectant les modifications des propriétés diélectriques des tissus biologiques provoquées par les ondes électromagnétiques. Une fracture osseuse peut entraîner de telles altérations, principalement dues à l'accumulation de fluides biologiques, tels que le sang, autour de la zone lésée. Ces changements influencent la permittivité et la conductivité des tissus, modifiant ainsi la propagation des ondes radiofréquences à travers ces derniers. Les capteurs RF sont spécifiquement conçus pour capter ces variations de propagation, fournissant des informations précieuses sur les transformations physiques internes.

Ces données permettent de caractériser l'existence, la taille et la gravité d'une fracture. Il est important de noter que les principes de fonctionnement des capteurs RF peuvent varier selon leur conception : certains analysent les modifications du signal transmis, tandis que d'autres se basent sur les signaux réfléchis ou diffusés. Grâce à ces mécanismes, les capteurs RF offrent une méthode de détection non invasive, et potentiellement en temps réel, pour le diagnostic et le suivi des fractures osseuses. Cette technologie ouvre ainsi des perspectives intéressantes pour améliorer la prise en charge des patients en orthopédie et en traumatologie.[15]

2.6 Interaction des ondes électromagnétiques avec les tissus biologiques

Les ondes électromagnétiques interagissent avec les tissus biologiques en fonction des propriétés physiques de ces derniers, notamment leur permittivité électrique, leur conductivité, et leur perméabilité magnétique. Ces interactions influencent la manière dont les ondes sont transmises, absorbées, réfléchies ou réfractées lorsqu'elles traversent le corps humain.

Voici les principales propriétés qui influencent cette interaction :

1. Permittivité relative : elle mesure la capacité d'un tissu à stocker l'énergie électrique d'un champ électromagnétique. Les tissus riches en eau, comme les muscles, ont une permittivité plus élevée que les tissus gras ou osseux.

2. Conductivité électrique : elle représente la capacité du tissu à conduire un courant électrique induit par les ondes électromagnétiques. Une conductivité élevée entraîne une plus grande absorption d'énergie, ce qui atténue davantage les ondes.
3. Perméabilité magnétique : elle définit la réponse d'un matériau aux champs magnétiques. Dans le cas des tissus biologiques, cette valeur est généralement très proche de celle de l'air, donc elle influence peu la propagation.

En conséquence, lorsqu'une onde électromagnétique pénètre dans un tissu biologique, elle subit :

a- Une atténuation (perte d'énergie due à l'absorption),

b- Un changement de direction (réfraction ou réflexion),

c- Une variation de vitesse et de longueur d'onde selon le type de tissu traversé.[22]

2.7 Principe de la détection par antennes patch

L'antenne patch est utilisée comme un capteur pour détecter le changement dans son environnement grâce à l'un des mécanismes suivants :

a. Variation de fréquence de résonance : Cette fréquence dépend de la constante diélectrique du substrat et de l'environnement immédiat.si on place un matériau (comme un liquide) prés de patch la permittivité effective change, Cela entraîne un décalage de la fréquence de résonance, mesurable à l'aide d'un analyseur de réseau(S11).
b. Variation de l'amplitude ou de la phase du signal réfléchi : Les os ont une perméabilité et une permittivité diélectrique spécifiques, lorsqu'ils sont exposés à une onde radio fréquence une partie de cette onde est réfléchie, transmise ou absorbée. Une fracture modifie localement la densité et la permittivité du tissu osseux. cette discontinuité provoque une variation mesurable dans la réponse électromagnétique, dans le S11.[23]

2.7.1 Techniques d'imagerie par micro-ondes

Le concept principal de cette recherche est de mesurer le paramètre de perte de retour (return loss) en décibels pour la détection de fractures. Afin de tester la fonctionnalité de l'antenne, un fantôme musculaire a été construit. Les tissus biologiques sont composés de quatre couches : la peau, la graisse, le muscle et l'os. L'os constitue la couche la plus profonde, tandis que la peau forme la surface externe. Entre ces deux couches se trouvent le muscle et la graisse. L'os a d'abord été modélisé par une forme cylindrique uniforme avec des caractéristiques diélectriques. Cette étape a permis d'acquérir des connaissances sur la détection de fractures et d'identifier les caractéristiques cruciales qui entravent la détection sans effets liés à la géométrie. Chaque couche possède une permittivité, une conductivité et

une densité spécifiques. Ces mesures sont des généralisations ; des variations individuelles existent parmi les personnes, mais elles restent des valeurs moyennes. L'antenne est ajustée au modèle du bras afin d'identifier les fractures osseuses, comme illustré à la Figure (2.8) Les caractéristiques diélectriques des tissus humains peuvent servir de signaux fiables à des fins diagnostiques. L'interaction des ondes électromagnétiques (ELM) avec les matériaux biologiques est régie par leurs caractéristiques diélectriques, en particulier leur permittivité relative et leur conductivité. La permittivité du milieu traversé par une onde électromagnétique détermine sa vitesse de propagation, et elle interagit avec la substance de trois manières : absorption, réflexion et transmission. Les caractéristiques diélectriques d'une substance peuvent également être affectées par divers facteurs tels que la densité, les distorsions structurelles, la teneur en eau, la porosité, etc. Cependant, le constant diélectrique de l'os dépend de plusieurs facteurs, notamment de la fréquence des ondes électromagnétiques, de l'orientation de l'os, et de la présence d'eau et de minéraux dans l'os.
En général, la constante diélectrique de l'os est plus élevé à basse fréquence et diminue lorsque la fréquence augmente. Lorsqu'une fracture se produit, les caractéristiques diélectriques de l'os diffèrent de celles d'un os sain. La fracture peut être reconnue et localisée dans l'os en surveillant ces variations. La disparité diélectrique entre un os sain et un os fracturé engendre non seulement des différences dans les coefficients de réflexion, mais aussi dans la manière dont ils absorbent le rayonnement micro-ondes incident, comme illustré à la Figure (2.7). La quantité de réflexion est déterminée par la permittivité du matériau et la fréquence du signal propagé.

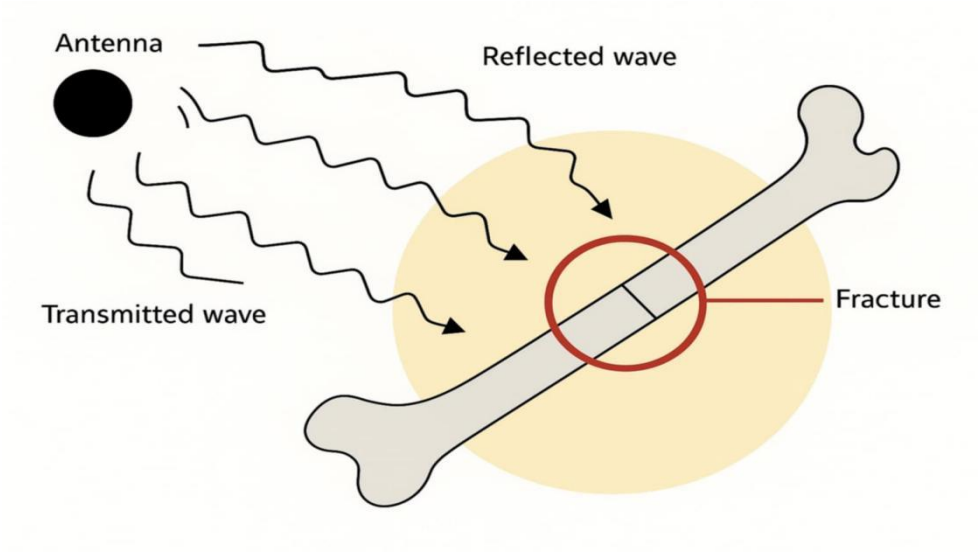


Figure2.7 : Signal transmis pour détecter la fracture

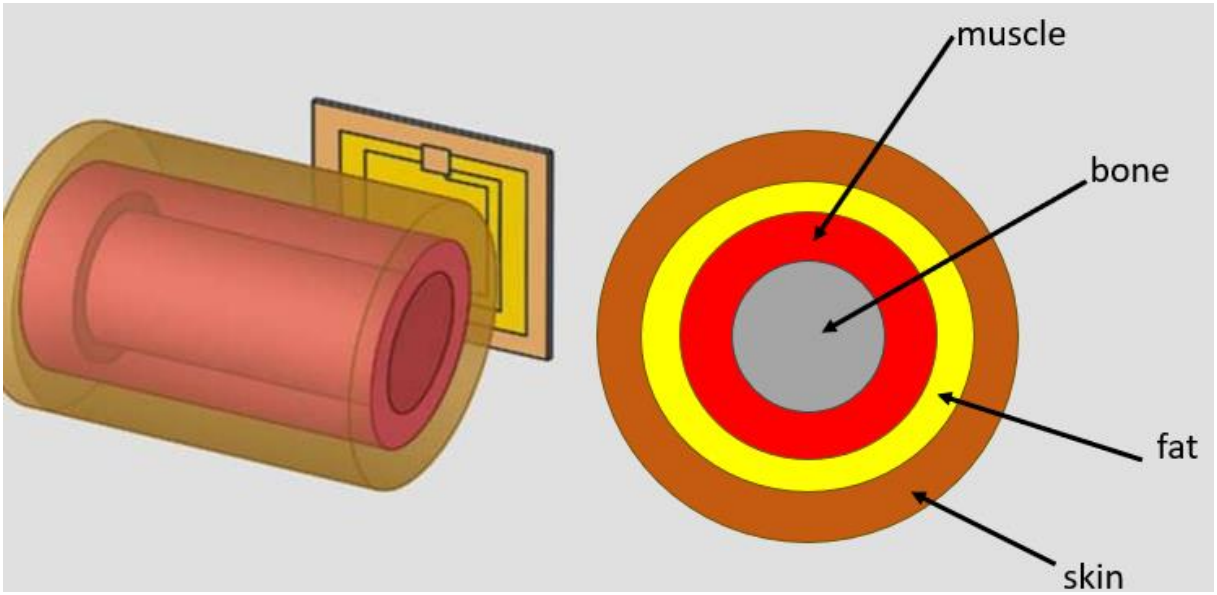


Figure 2.8 : Structure du bone fantôme[28]

2.7.2 Avantages et défis des micro-ondes en biomédical

L'utilisation des micro-ondes en biomédical connaît un essor croissant grâce à leurs propriétés physiques uniques, notamment leur capacité à interagir de manière non invasive avec les tissus biologiques. Ces ondes électromagnétiques, généralement comprises entre 300 MHz et 300 GHz, trouvent des applications variées, allant de l'imagerie médicale à la thérapie en passant par la détection et la surveillance de paramètres physiologiques.

Les micro-ondes offrent plusieurs avantages en biomédical, parmi lesquels :

-Non-invasive : Elles permettent des diagnostics ou traitements sans incision ni pénétration physique.

-Imagerie et détection sensible : Grâce à leur interaction spécifique avec les tissus, elles permettent de détecter des anomalies comme les tumeurs ou les inflammations.

-Faible coût : Les systèmes à micro-ondes sont souvent plus économiques que d'autres technologies médicales avancées (IRM, TEP).

-Compacité des dispositifs : Les capteurs à micro-ondes peuvent être miniaturisés et intégrés dans des dispositifs portables ou portés sur le corps.

-Applications thérapeutiques : Elles sont utilisées en hyperthermie pour le traitement de certains cancers, en chauffant localement les tissus ciblés.[23]

-Fréquences disponibles : La fréquence 2.03 GHz appartient à la bande S (2 à 4 GHz), qui est utilisée dans divers domaines tels que les communications sans fil, les radars, et certaines applications médicales avancées. Bien qu'elle ne fasse pas partie des bandes ISM standard, ni

de la bande MICS (402–405 MHz), elle est considérée comme une fréquence médicale utilisable dans le cadre d'applications spécifiques, notamment pour les systèmes non invasifs.

Dans le contexte de la détection des fractures osseuses, la fréquence 2.03 GHz offre un bon compromis entre la résolution spatiale et la pénétration dans les tissus biologiques. Elle permet une meilleure sensibilité aux variations des propriétés diélectriques, ce qui la rend particulièrement adaptée à l'imagerie ou à la détection d'anomalies à proximité de la surface corporelle.

Par ailleurs, son intégration dans les simulations électromagnétiques (comme avec CST Studio Suite) permet de concevoir des antennes à dimensions réduites, compatibles avec les contraintes biomédicales tout en maintenant une performance acceptable en matière de réflexion (S11) et de couplage.[25]

Il existe des inconvénients des micro-ondes en biomédical on peut citer :

-Résolution spatiale limitée : Par rapport à l'IRM ou à l'échographie, l'imagerie par micro-ondes offre une résolution inférieure.

-Complexité des modèles de tissus : Les propriétés diélectriques varient d'un individu à l'autre, rendant la modélisation et la calibration difficiles.

-Effets thermiques indésirables : Une mauvaise maîtrise de la puissance peut causer des dommages tissulaires.

-Interférences électromagnétiques : L'environnement peut perturber les signaux, affectant la précision des mesures.

-Acceptation clinique : Le manque de standardisation et de validation clinique peut freiner l'adoption dans les hôpitaux

2.8Optimisation de la détection par antenne

2.8.1 Influence de la fréquence et de la polarisation

L'influence de la fréquence et de la polarisation des ondes électromagnétiques sur la détection des fractures osseuses est cruciale dans le domaine de l'imagerie médicale, notamment dans les techniques comme l'imagerie micro-ondes (MWI), l'imagerie radar ou les capteurs métamatériaux. Voici une synthèse :

- **Influence de la fréquence**

a-Faible fréquence (MHz - basse GHz)

-Profondeur de pénétration plus élevée : utile pour sonder profondément dans les tissus (y compris l'os).

-Résolution spatiale plus faible : moins précise pour localiser précisément de petites fractures.

-Moins sensible aux détails fins de la structure osseuse.

b-Haute fréquence (GHz et plus)

-Meilleure résolution spatiale : permet de détecter de petites fractures ou fissures.

-Moins de pénétration : limitée dans les tissus profonds, surtout à cause de l'absorption par les tissus mous (peau, muscles).

-Utilisation en surface ou pour des os peu profonds (ex. : os du crâne, main).

- **Influence de la polarisation**

Polarisation linéaire

-Dépend de l'orientation de la fracture. Si la polarisation est alignée avec la fissure, la réflexion ou la diffusion sera plus marquée.

-Une fracture orientée perpendiculairement à la polarisation peut être moins visible.

-Polarisation croisée ou circulaire :

-Permet de mieux capturer les anisotropies du milieu fracturé.

-Offre une meilleure robustesse à l'orientation des fractures, surtout dans des structures osseuses complexes.

2.8.2 Étude de la position et de l'orientation de l'antenne

L'étude de la position et de l'orientation de l'antenne est un facteur clé dans l'optimisation de la performance du système de détection des fractures. En effet, la distance entre l'antenne et l'os ainsi que l'angle d'incidence influencent directement la qualité du couplage électromagnétique et la sensibilité du dispositif. Cette étude vise à identifier la configuration spatiale optimale permettant de maximiser l'interaction entre les ondes électromagnétiques et la structure osseuse, qu'elle soit saine ou fracturée. En modifiant la position de l'antenne autour de l'os et en ajustant son orientation par rapport à la zone ciblée, on peut observer des variations significatives dans la réponse électromagnétique, ce qui permet de distinguer efficacement un os intact d'un os endommagé. En général, une orientation du champ électrique ou magnétique alignée de manière stratégique avec la zone de fracture améliore considérablement la sensibilité de détection.

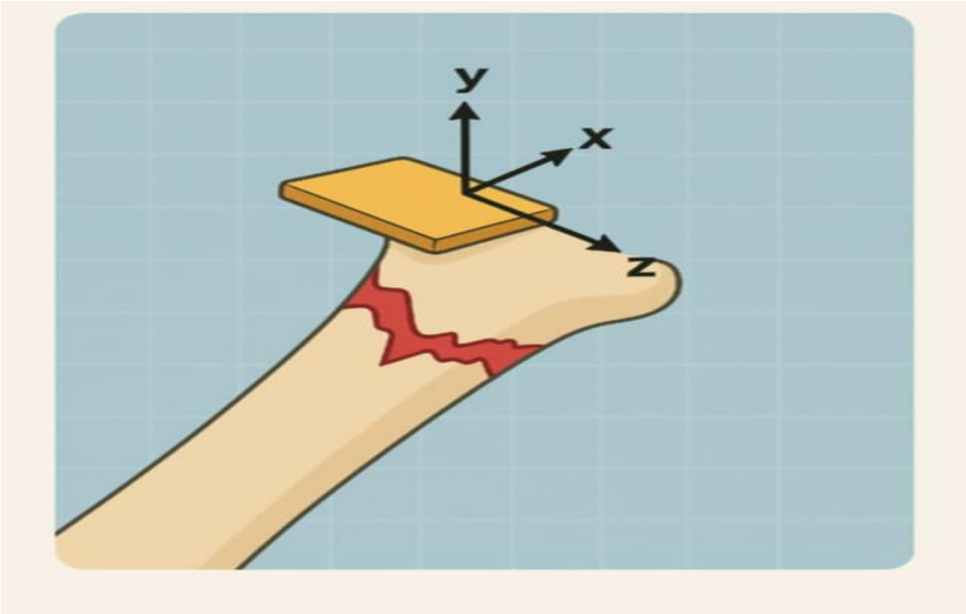


Figure2.9 : positionnement d'antenne patch pour la détection de la fracture

2.9 Approches de l'imagerie micro-onde

L'imagerie par micro-ondes peut être utilisée pour la détection des fractures osseuses à travers deux approches principales, qui se différencient par la manière dont les données sont collectées par le système d'imagerie.

La première approche consiste à recueillir les données dans le domaine temporel. Dans ce cas, une onde pulsée est émise pour irradier la zone osseuse suspectée, et le champ électromagnétique diffusé est mesuré à différents instants et en divers points autour de l'os. Des techniques numériques d'inversion dans le temps, telles que l'imagerie confocale, sont couramment utilisées pour reconstruire l'image de la fracture. Des méthodes plus avancées, comme la tomographie micro-onde impulsionnelle, sont également en cours de développement afin d'améliorer la précision du diagnostic.

La deuxième approche repose sur la collecte des données dans le domaine fréquentiel. Ici, la zone à examiner est continuellement illuminée par un ou plusieurs émetteurs fonctionnant à une fréquence fixe, et l'amplitude ainsi que la phase du champ électromagnétique diffusé sont mesurées par un ou plusieurs récepteurs placés autour de la zone d'intérêt.

Dans cette étude, c'est l'approche fréquentielle qui a été retenue pour la détection des fractures osseuses, car elle permet de détecter les décalages fréquentiels et les variations de réponse électromagnétique liées à la présence d'une fracture, en utilisant une seule antenne. Les détails spécifiques de cette méthode sont présentés dans le chapitre suivant.[25]

1.10 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exploré en détail les fondements biologiques, physiques et technologiques liés à la détection des fractures osseuses à l'aide des ondes électromagnétiques. Nous avons commencé par une compréhension approfondie de la structure et des propriétés de l'os, avant d'analyser les différents types de fractures et les méthodes conventionnelles de détection.

Par la suite, nous avons mis en lumière le potentiel des techniques à base d'ondes radiofréquences, en particulier l'utilisation d'antennes patch, comme alternative innovante pour l'imagerie et la détection. L'interaction entre les ondes électromagnétiques et les tissus biologiques a été examinée afin de comprendre les mécanismes physiques sous-jacents à cette approche.

Enfin, nous avons abordé les aspects d'optimisation et d'imagerie, essentiels pour améliorer la précision et la fiabilité du système de détection. Ce chapitre établit ainsi une base solide pour les recherches futures visant à développer des dispositifs biomédicaux non invasifs et efficaces basés sur la technologie micro-ondes.

Chapitre 3
Simulation et résultats

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons l'ensemble des simulations réalisées afin d'évaluer les performances de l'antenne patch conçue pour la détection des fractures osseuses. Après avoir décrit brièvement la méthodologie adoptée, nous détaillons les différentes configurations étudiées, en tenant compte de plusieurs cas : os sain, présence de fractures de différentes profondeurs et orientations, ainsi que l'effet de la position de l'antenne (translation).

Les résultats obtenus sont principalement analysés à travers le paramètre, qui permet d'évaluer l'adaptation de l'antenne et les changements induits par la présence d'anomalies dans le milieu biologique simulé. Ces variations traduisent l'influence des propriétés diélectriques du tissu osseux fracturé sur la réponse électromagnétique de l'antenne.

L'objectif est d'interpréter ces résultats pour démontrer la capacité du système proposé à détecter les fractures, même fines, et d'évaluer la sensibilité du modèle aux différentes conditions simulées. Ce chapitre constitue ainsi la base d'évaluation de la faisabilité d'un capteur non-invasif basé sur la technologie micro-ruban pour des applications biomédicales.

L'utilisation du logiciel CST (Computer Simulation Technology) pour simuler les antennes permet de représenter et d'étudier les propriétés électromagnétiques des antennes avant leur production. CST propose une gamme d'outils permettant de simuler le fonctionnement des antennes dans divers environnements et conditions de montage. Grâce aux CST, il est envisageable d'améliorer la conception, de prévoir les résultats et de diminuer les dépenses et le temps de développement.

3.2 Généralité sur le logiciel utilisée

3.2.1 Présentation du Logiciel CST Microwave Studio

CST Microwave Studio est un programme de simulation électromagnétique en 3D pour des structures passives, qui repose sur la résolution des équations de Maxwell en utilisant la technique de l'intégration fine (FIT). La discrétisation de l'espace de cette méthode numérique permet de décrire en 3D tous les éléments des systèmes, ce qui permet de l'utiliser pour différents problèmes électromagnétiques, allant de la statique aux hyperfréquences dans les analyses temporelles et fréquentielles. CST utilise une méthode qui discrétise la forme intégrale des équations de Maxwell et non leurs formes différentielles, contrairement à la plupart des logiciels de simulation électromagnétique. Grâce à cette caractéristique, CST peut sélectionner le type de simulateur ou maillage le plus approprié pour résoudre un problème spécifique.

L'avantage principal du logiciel CST est sa capacité à traiter toutes les structures homogènes et inhomogènes en trois dimensions, telles que les antennes, les structures planaires, les structures multicouches et les filtres, avec une bonne précision. CST permet également de calculer divers paramètres importants, tels que la bande passante, les paramètres de la matrice S, le gain, la directivité et le diagramme de rayonnement. Cependant, un inconvénient notable de ce logiciel est que le temps d'exécution de la simulation peut augmenter de manière significative lorsque le volume du projet est important et que sa forme est complexe.[12]

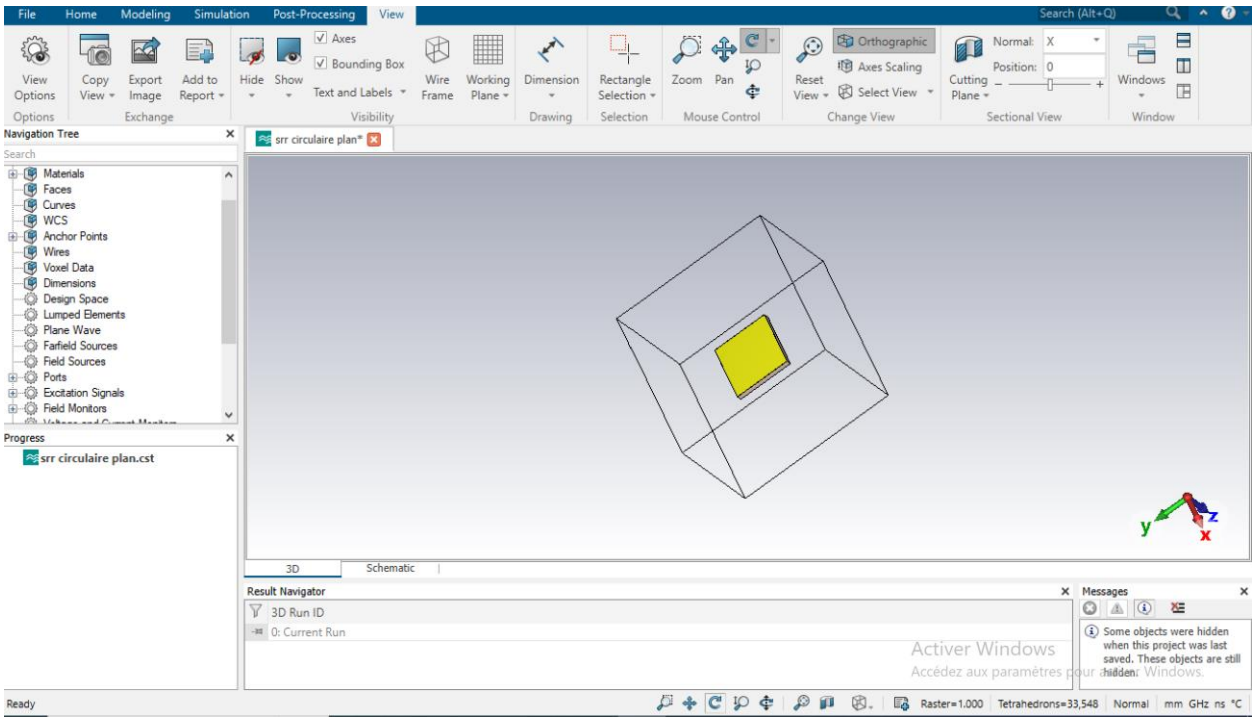


Figure 3.1 : L'interface principale de CST

3.2.2 Processus de simulation dans CST

Dans cette section, nous décrivons le processus général de simulation utilisant CST (Computer Simulation Technology) Studio Suite, un outil puissant pour la modélisation et la simulation électromagnétiques. Il est utilisé par les ingénieurs et les scientifiques pour concevoir et analyser une large gamme de dispositifs électromagnétiques, tels que les antennes, les filtres, les circuits imprimés et les composants à métamatériaux. Le processus de simulation dans CST Microwave Studio comprend plusieurs étapes clés :

1. Modélisation géométrique

La première étape pour obtenir des résultats de simulation précis dans CST Studio Suite consiste à créer un modèle 3D exact de la géométrie du composant à analyser. Cela peut être réalisé en utilisant les outils de modélisation CAD intégrés à CST Studio Suite ou en

important un modèle existant à partir d'un logiciel de CAO externe, tels que Solid Works ou AutoCAD.

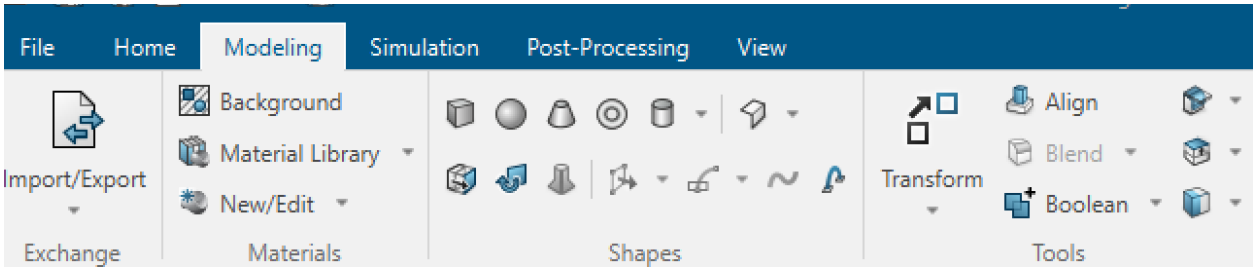


Figure 3.2 : Modélisation Géométrique

2. Définition des propriétés de matériaux

Une fois la géométrie définie, nous avons défini les paramètres de notre modèle, en choisissant les matériaux appropriés comme les conducteurs et les diélectriques. Cela inclut la permittivité, La perméabilité et la conductivité électrique de chaque matériau. Les propriétés matérielles peuvent être définies à partir de bibliothèques de matériaux intégrées ou en saisissant des valeurs personnalisées.

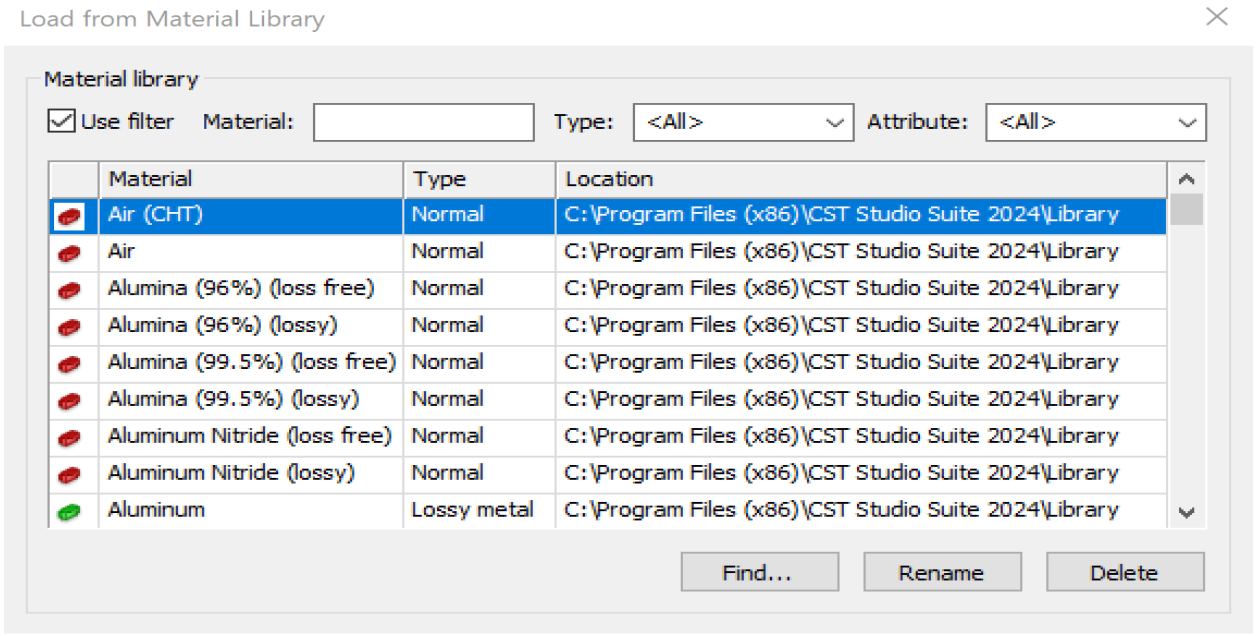


Figure 3.3 : Propriétés Matérielles

3. Paramétrage de la simulation

Avant de lancer la simulation, il est nécessaire de définir plusieurs paramètres de simulation. Cela inclut la plage de fréquences à analyser, qui dans notre cas est de [1 GHz, 3GHz],les conditions aux limites qui définissent le comportement du champ

électromagnétique aux frontières du modèle, et les sources d'excitation qui injectent de l'énergie dans le modèle.

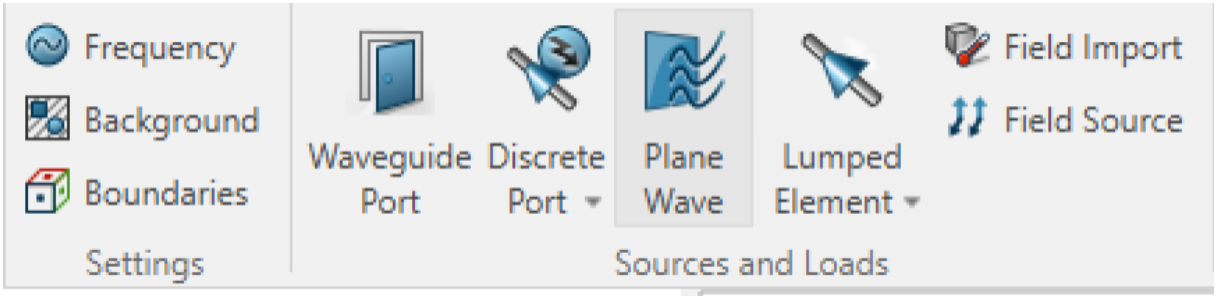


Figure 3.4 : Paramétrage de la simulation

4. Calcul numérique

Une fois la configuration terminée, nous avons lancé la simulation. CST Studio Suite a exécuté les calculs nécessaires en utilisant des algorithmes de simulation avancés, tout en permettant de surveiller le processus pour s'assurer de l'absence d'erreurs.

Au cœur de CST Microwave Studio se trouve un puissant moteur de calcul numérique qui résout les équations de Maxwell discrétisées pour prédire le champ électromagnétique autour du modèle. La méthode la plus couramment utilisée dans CST Studio Suite est la méthode des éléments finis (FIT), qui divise automatiquement le modèle en un maillage de cellules élémentaires et calcule les champs électromagnétiques à chaque nœud du maillage.

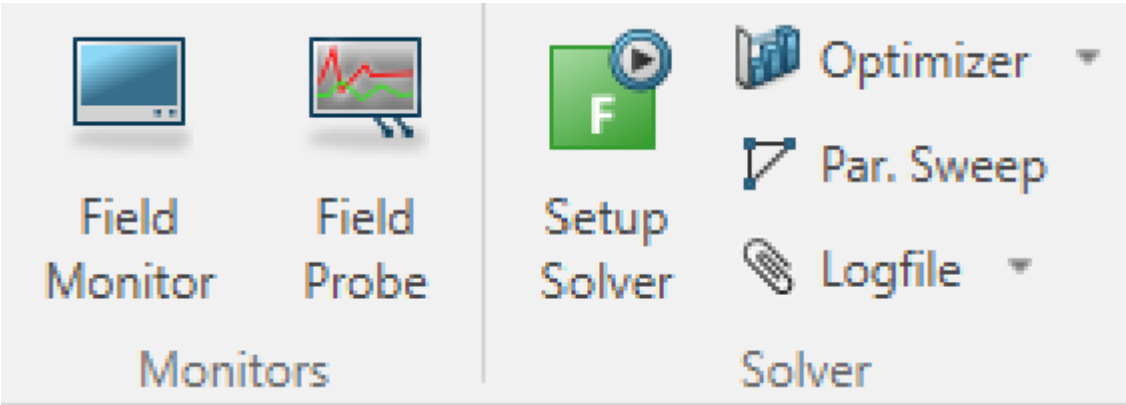


Figure 3.5 : Calcul numérique

5. Analyse des résultats

Après l'exécution de la simulation, les résultats ont été extraits, incluant les paramètres S, les diagrammes de rayonnement, et autres données pertinentes. Un post traitement des données a été effectué pour interpréter les performances de l'antenne simulée.

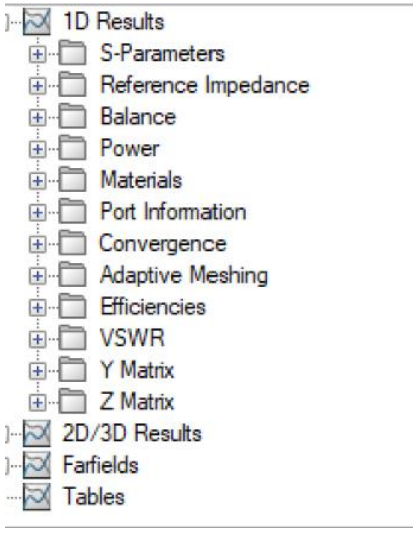


Figure 3.6 : Analyse des résultats [12]

3.3 Simulation des cellules SRR carrée

Cette section détaille la simulation d'une antenne à résonateur annulaire fendu (SRR) carrée.

3.3.1 Simulation de la première cellule unitaire

Les dimensions et propriétés de l'antenne SRR carrée ont été soigneusement définies :

A-substrat

Tableau 3. 1 : Paramètres de substrat SRR carré

Dimensions			propriété		
Largueur (mm)	Longueur (mm)	Epaisseur (mm)	type	permittivité	perméabilité
9	9	1.6	FR-4 (lossy)	4.3	1

B-Double anneaux

Pour la cellule unitaire métamatériau proposée, illustrée à la Figure3.7, la structure est composée de deux couches, où le cuivre est utilisé comme couche métallique supérieure, et les spécifications dimensionnelles sont données dans le Tableau 3.2. L'épaisseur de la couche de cuivre est de 0,035 mm, et le substrat utilisé est un matériau diélectrique FR-4 (lossy). L'épaisseur du substrat diélectrique est de 1,6 mm. La couche métallique de la cellule unitaire métamatériau assure la réponse en résonance électrique, tandis que la couche de substrat établit l'état de polarisation permettant de produire un déplacement maximal des charges liées.

Dans la cellule unitaire métamatériau proposée, les dimensions sont spécifiées avec une longueur de 9 mm, une largeur de 9 mm et une épaisseur de 1,6 mm. Deux anneaux

fendus sont placés sur le substrat diélectrique, avec un espacement de 0,5 mm entre les parties métalliques. L'anneau métallique fendu extérieur présente une largeur comprise entre 7,9 mm et 8,4 mm, tandis que la largeur de l'anneau fendu central est comprise entre 6,3 mm et 6,8 mm, avec un écart de 0,3 mm entre les deux anneaux fendus.

La largeur de la fente métallique inclinée en diagonale est de 1,2 mm, où deux bras métalliques en forme de triangle sont connectés pour compléter l'anneau métallique fendu, et la longueur du bras métallique incliné est de 2,8 mm. La séparation entre les couches métalliques dans différents systèmes de coordonnées génère un effet capacitif en combinaison avec l'inductance de la bande métallique dans la cellule unitaire métamatériau proposée.

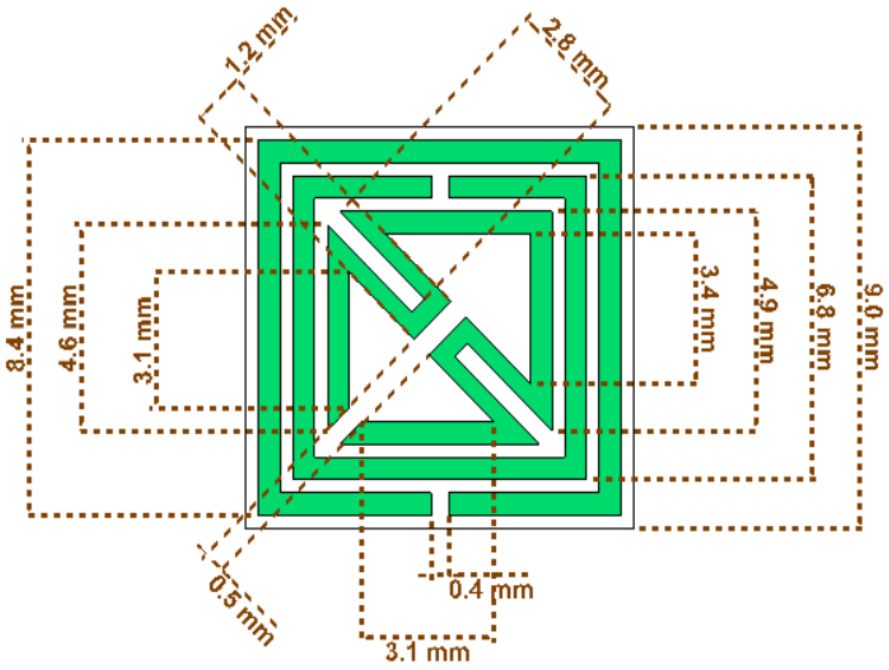


Figure3.7: Cellule unitaire de métamatériau avec spécification des dimensions

Tableau 3.2 : la spécification paramétrique du résonateur proposé

Paramètres	mm
Largeur de l'anneau fendu extérieur	0.5
Largeur de l'anneau fendu intérieur	0.5
L'espace entre les deux anneaux fendu	0.3
Distance entre les bords inclinés	1.2
Largeur de la fente	0.4
Epaisseur de la couche métallique	0.035

C-La condition aux limites

La condition aux limites de la cellule unitaire métamatériau proposée est définie avec des dimensions effectives afin d'extraire les propriétés de diffusion de l'onde électromagnétique transverse appliquée. Dans la Figure 3.9, le signal électromagnétique transverse se propage dans l'espace libre selon la direction Z à travers la cellule unitaire. Le champ électrique et le champ magnétique sont respectivement orientés selon les directions X et Y. Le coefficient de champ de l'onde électromagnétique appliquée, selon différentes configurations de la couche métallique et des fentes dans la bande métallique, génère de nouvelles propriétés de diffusion, et la polarisation a lieu dans le plan transverse. La distribution périodique des propriétés métamatériau suggérées est maintenue avec une topologie physique spécifique pour éviter les artefacts périodiques dans la simulation numérique. Un maillage tétraédrique est utilisé avec la méthode d'intégration finie afin de garantir un maillage de haute qualité pour l'échantillonnage nécessaire de la structure complexe [26].

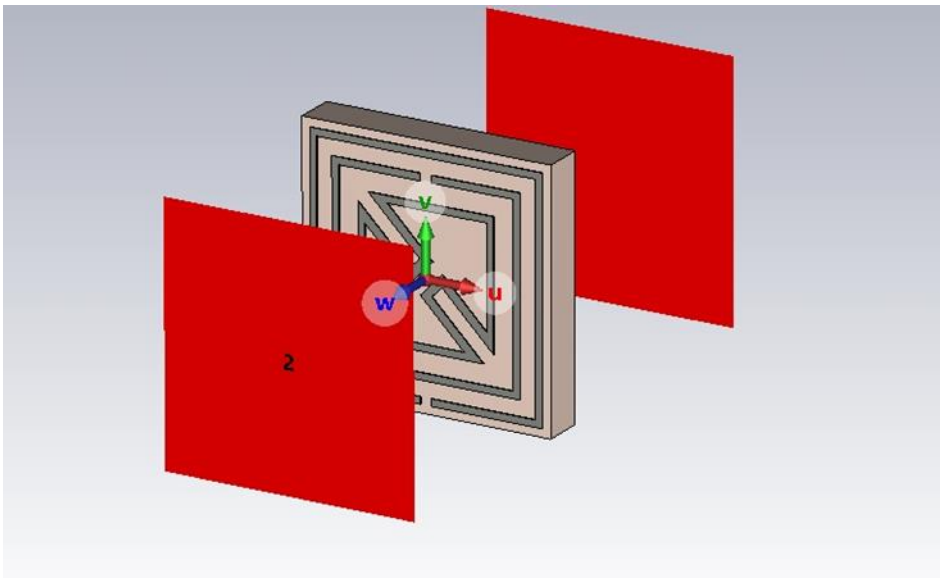


Figure 3.8 : cellule unitaire proposé

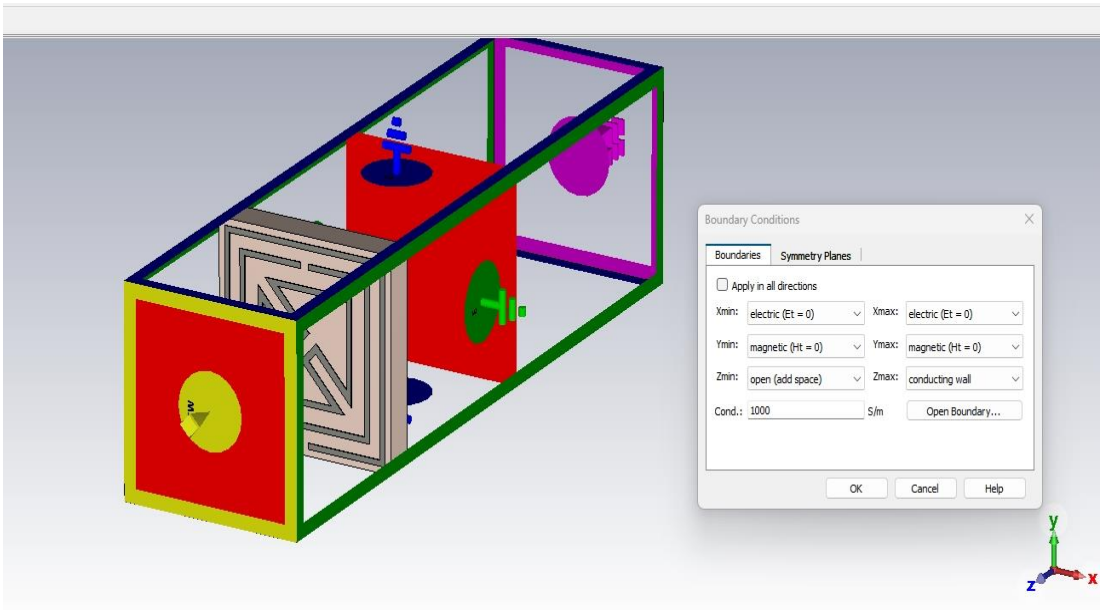


Figure3.9 : Les conditions aux limites de cellule unitaire

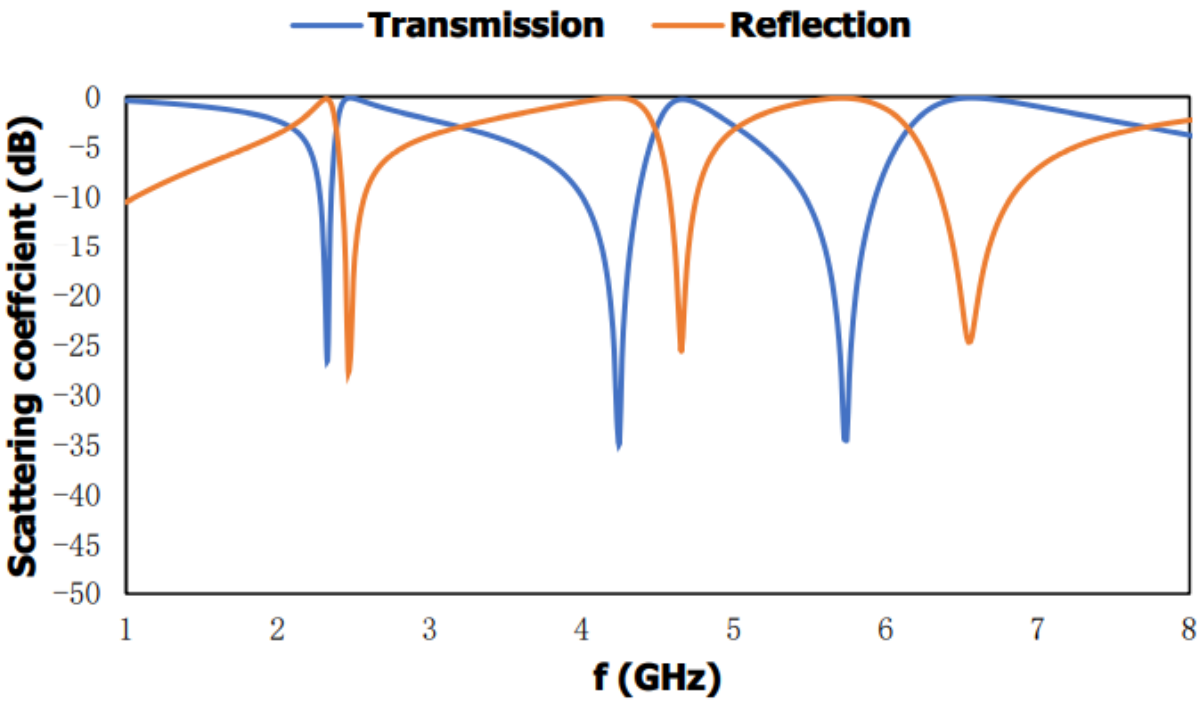


Figure 3.10 : Résultat de la diffusion de la cellule unitaire de métamatériau

La figure 3.10 représente les coefficients de diffusion de la première cellule unitaire, en fonction de la fréquence allant de 1GHZ à 8GHZ. A la fréquence ciblée de 2.03 GHZ, on observe un creux marqué dans la courbe de transmissionS21 atteignant environ -40 dB, accompagné d'un pic de réflexion S11, ce qui indique une forte résonance.

Cette forte atténuation du signal transmis à 2.03 GHZ confirme que la cellule présente un comportement résonant bien défini à cette fréquence, et valide le bon fonctionnement de la

cellule unitaire conçue et la rend potentiellement adaptée à des applications dans la détection biomédicale.

d -Les paramètres effectifs

La méthode de Nicolson–Ross–Weir est utilisée pour déterminer les paramètres effectifs tels que la permittivité effective, la perméabilité effective à partir du coefficient de transmission (S21) et du coefficient de réflexion (S11).

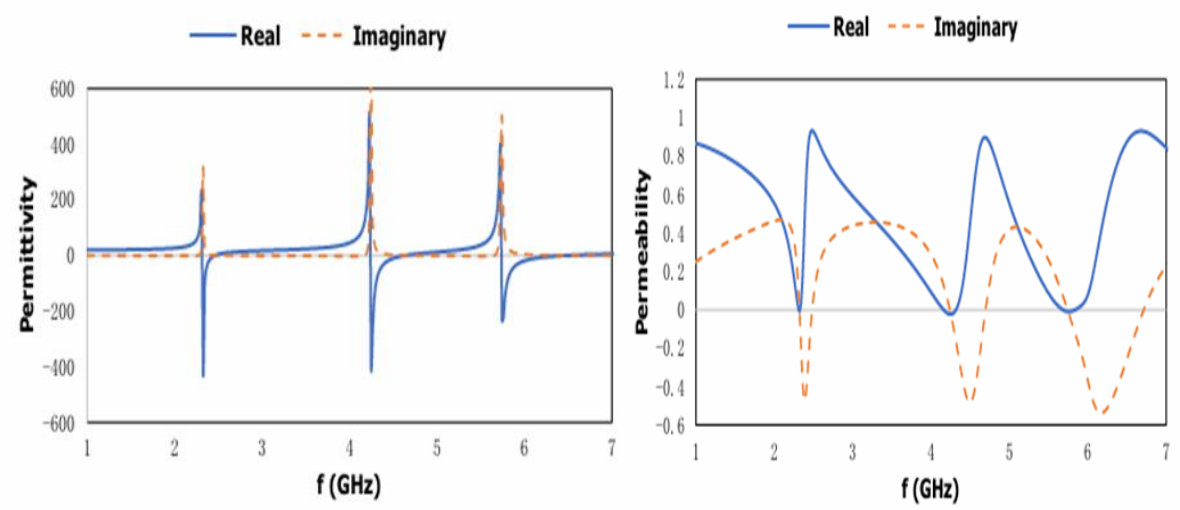
Les paramètres effectifs de la cellule unitaire du métamatériau proposé peuvent être dérivés comme suit :

La permittivité effective :

$$\varepsilon_r = \frac{2}{J\pi f d} \times \frac{(1 - S_{21} - S_{11})}{(1 + S_{21} + S_{11})}$$

Perméabilité effective :

$$\mu_r = \frac{2}{J\pi f d} \times \frac{(1 - S_{21} - S_{11})}{(1 + S_{21} - S_{11})} \qquad [26]$$



(a) (b)

Figure 3.11 : Les propriétés effectives de cellule unitaire (a) La permittivité effective (b) Perméabilité effective

3.3.2 Simulation de la deuxième cellule unitaire

Dimensions du substrat :

Tableau 3.3 : Paramètres de substrat du deuxième SRR carré

Dimensions			propriété		
Largueur (mm)	Longueur (mm)	Epaisseur (mm)	type	permittivité	perméabilité
15	15	1.6	FR-4 (lossy)	4.3	1

Tableau3.4 : la spécification paramétrique du deuxième résonateur proposé

Paramètres	mm
Largeur de l'anneau fendu extérieur	13
Largeur de l'anneau fendu intérieur	10
L'espace entre les deux anneaux fendu	0.3
Distance entre les bords inclinés	1.2
Largeur de la fente	1
Epaisseur de la couche métallique	0.035

La condition aux limites

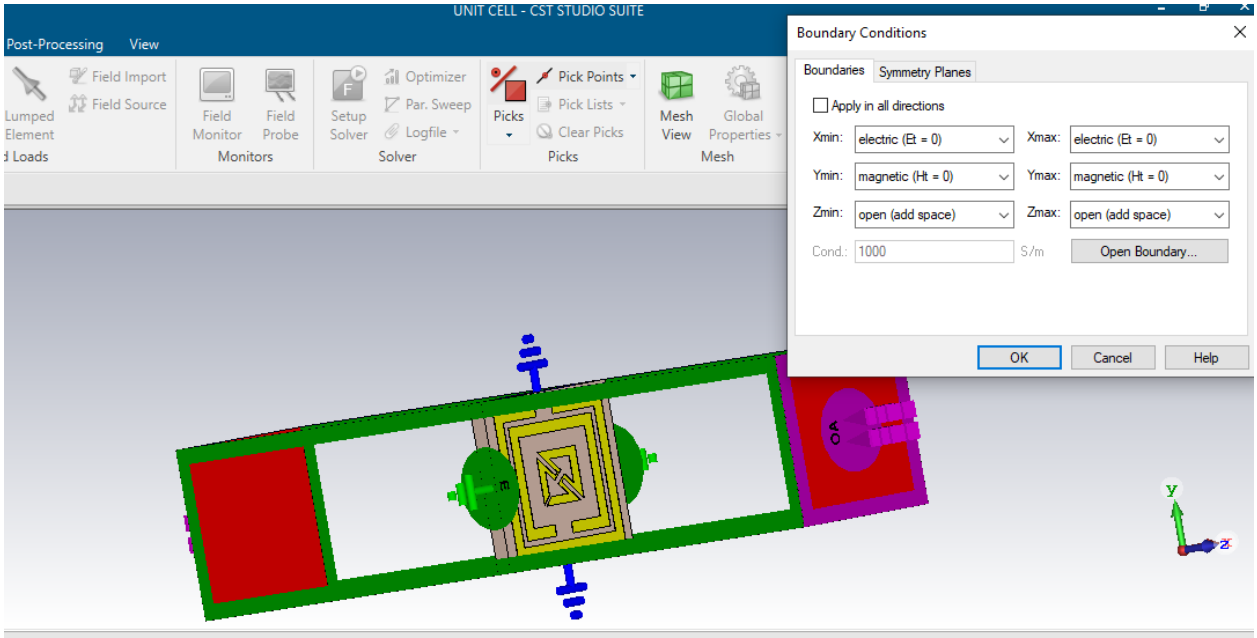


Figure 3.12 : Les conditions aux limites de la deuxième cellule unitaire

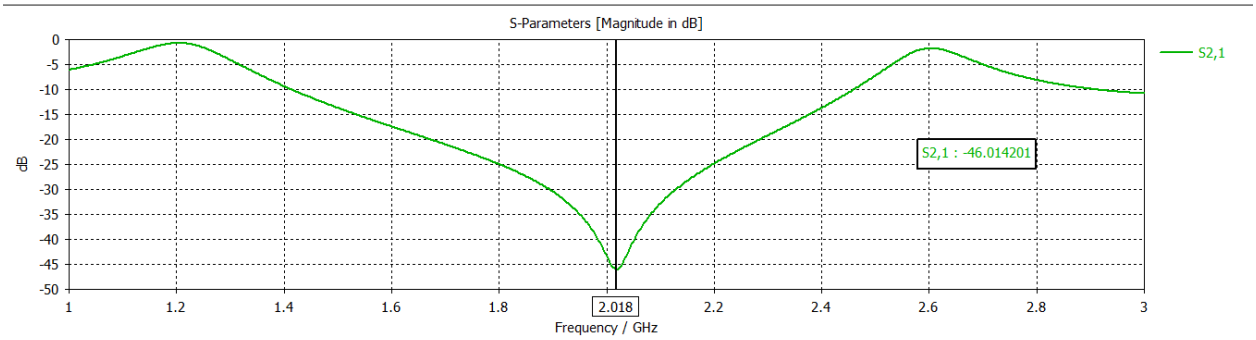


Figure 3.13 : Coefficient de transmission de deuxième cellule unitaire

La figure 3.13 représente le S21 du deuxième cellule unitaire avec une forte atténuation du signal transmis (S21=-46 dB) à la fréquence de 2.018GHZ. Ce qui montre que la cellule agit comme un capteur sélectif en fréquence, et permet de détecter des changements subtils dans le milieu environnant.

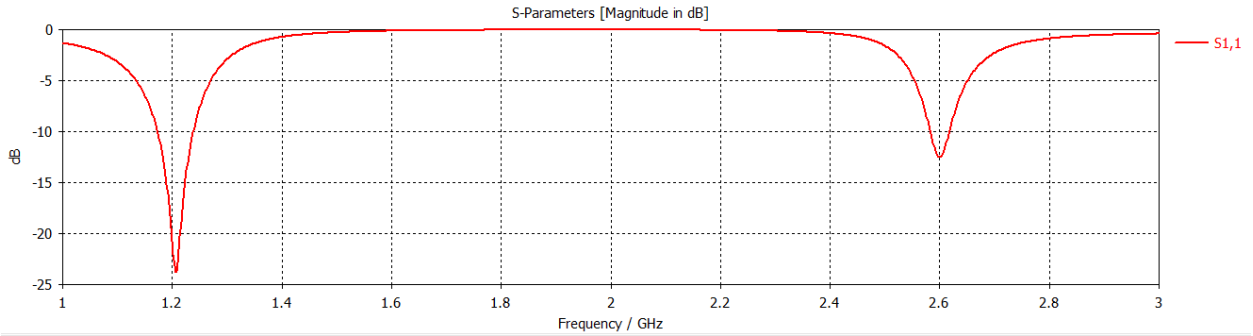


Figure 3.14 : coefficient de réflexion de la deuxième cellule unitaire

La courbe présentée illustre la réponse fréquentielle d'une cellule unitaire à travers le paramètre S, on observe deux creux au niveau de 1.2 GHZ, et 2.6 GHZ, Ce comportement met en évidence le rôle de cette cellule.

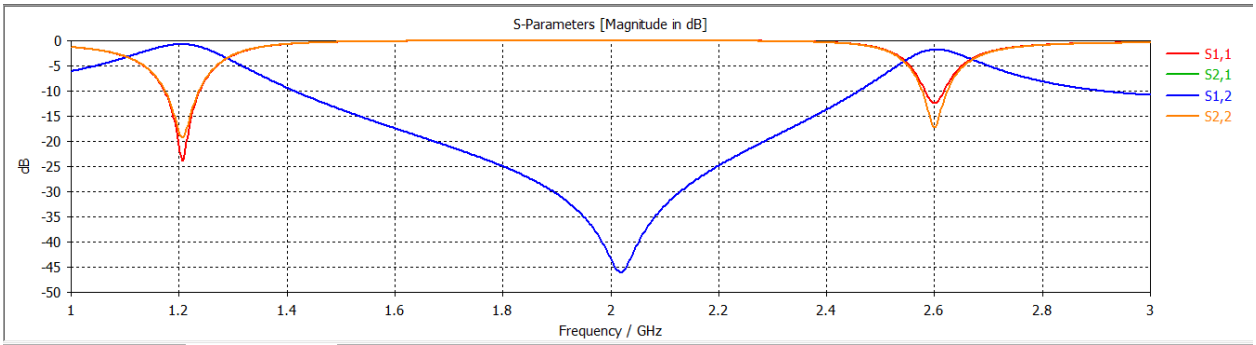


Figure3.15 : S22, S21, S11 et S12 de la deuxième cellule unitaire

3.4 Configuration de l'antenne dans le logiciel

Pour simuler l'antenne patch dans le CSTSTUDIO on suivre les étapes suivantes :

1. L'antenne patch :

On désigne la structure de l'antenne patch(le substrat, le plan de masse et le patch). On définit les dimensions, la forme et les propriétés des matériaux … par les outils de désigne du logiciel cst.

2. La configuration de modèle :

On utilise une couche diélectrique ε_r=4,3 avec fréquence de fonctionnement f_0=2,03 GHZ

Substrat : FR-4, tan α=0,025 et épaisseur H=1,6mm.

Le plan de masse :Copper avec un épaisseur égale ht=0,035

Patch : Copper avec un épaisseur égale ht=0,035

On configure les propriétés électromagnétiques du matériau.

3. La configuration du port :

Pour l'alimentation (ligne micro-ruban)

On a un port pour l'alimentation

4. Calcule des champs :

On utilise les solveurs électromagnétiques du logiciel cst studio pour résoudre les équations de maxwell.

On obtenu les distributions de champ électrique et magnétique sur la surface de l'antenne après la simulation.

5. La simulation :

Exécuter la simulation pour obtenir les résultats.

Analyser les paramètres tels que le coefficient de réflexion, de transmission…

6. Optimisation et variation des paramètres :

On varier les dimensions du patch (longueur, largeur) pour étudier leur impact sur les performances.

Utiliser les outils d'optimisation pour trouver les meilleures valeurs de paramètres.

7. Résultat et simulation :

Analyser les courbes de coefficient de réflexion et de transmission.[28]

Conception de l'antenne patch

Spécification de la conception

3.4.1 Simulation du dispositif sans les cellules unitaires

Tableau 3.5 : les dimensions d'antenne patch rectangulaire

longueur	L	W	w1	g3	g2	g1	f1	e2	e3	l1	l2
valeur	40	24	15	1	1.5	3.8	4.5	11	8	7	6

S11 d'antenne sans les cellules métamatériaux :

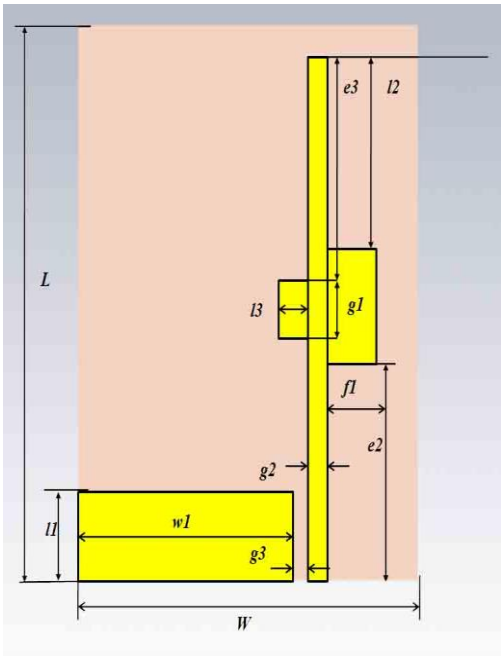


Figure 3.16 :Antenne patch sans les cellules unitaire[10]

La figure 3.16 représente le coefficient de réflexion obtenue à partir de la simulation réalisée avec le logiciel CST.

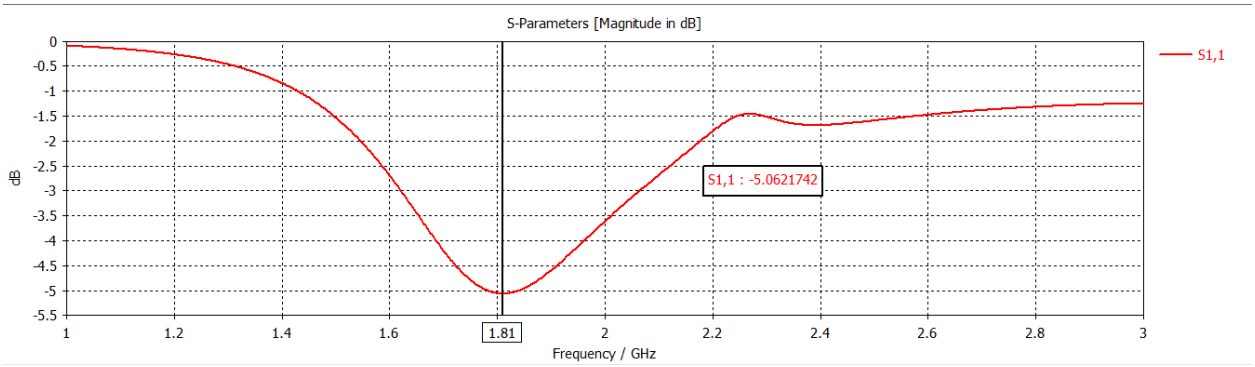


Figure3.17: Coefficient de réflexion d'antenne patch sans les cellules unitaires

Le résultat simulé nous donne une mal adaptation au niveau de -5 dB autour la fréquence 1.81 GHZ.

3.4.2 Simulation d'antenne on ajoutant la première cellule

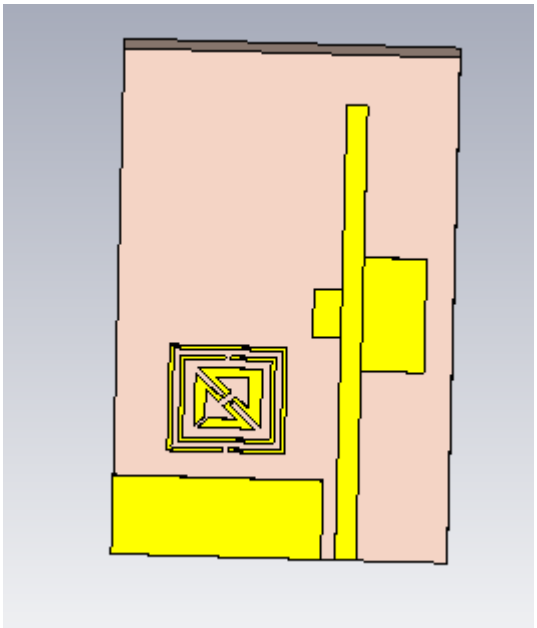


Figure 3.18: Antenne patch avec une seule cellule unitaire

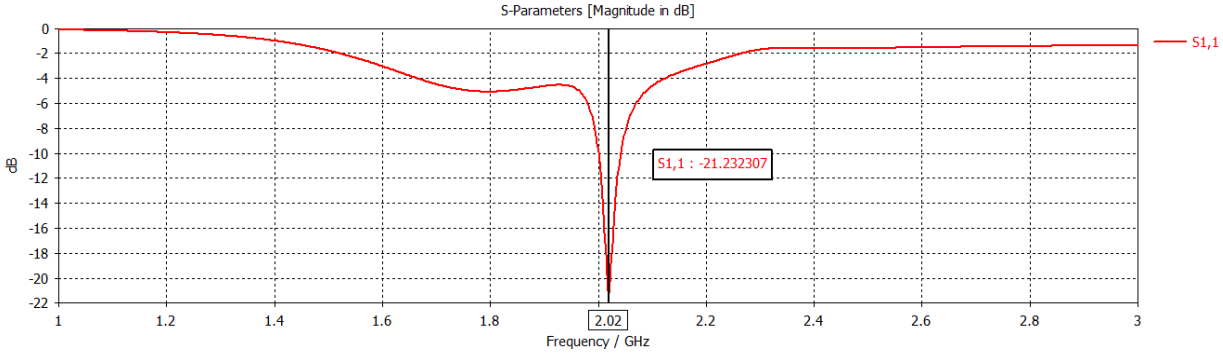


Figure 3.19 : Coefficient de réflexion d'antenne patch avec une seule cellule unitaire

La figure illustre le coefficient de réflexion d'antenne avec une cellule unitaire. Le résultat obtenu montre une bonne adaptation avec un niveau de -21.23 dB autour d'une fréquence de 2.02 GHZ, Cela qui montre l'influence de cette cellule.

3.4.3 Simulation d'antenne on ajoutant la première cellule (structure finale d'antenne)

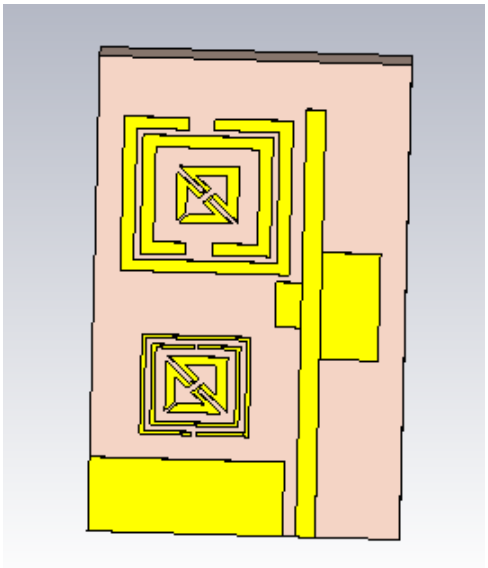


Figure3.20 : Antenne patch proposé

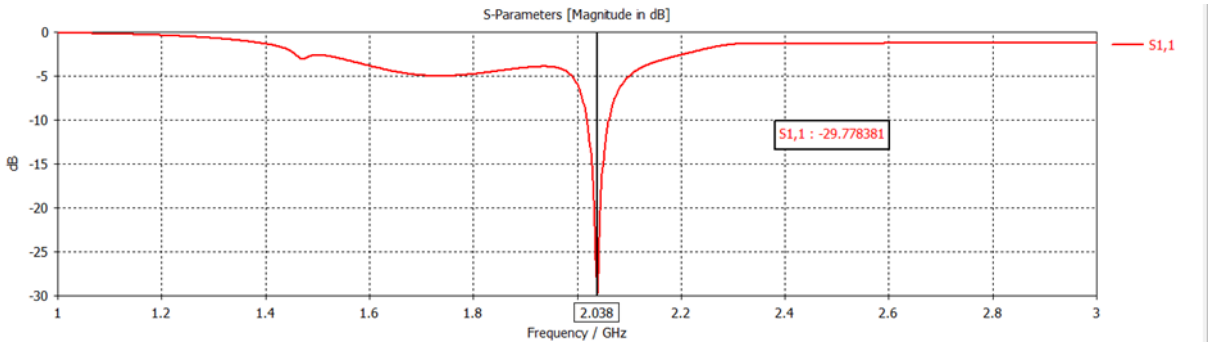


Figure3.21 : coefficient de réflexion d'antenne proposé

Cette figure représente le coefficient de réflexion de l'antenne proposé d'ordre de -29.77 dB, autour la fréquence de 2.038Ghz, démontre une adaptation optimale de l'antenne. Cette bonne adaptation est essentielle pour assurer une propagation efficace du signal à travers les tissus biologiques.

3.5 Modélisation des tissus biologiques et de l'antenne patch

Le processus de notre étude est d'étudier la perte de retour (Return loss) pour détecter les fractures osseuses. Le tissu biologique est constitué de quatre couches : l'os, les muscles, graisse et la peau. Ses tissus sont modélisé comme un cylindre avec des propriétés diélectriques spécifique (voici le tableau 3.6) afin d'analyser la détection des fractures. Les épaisseurs de chaque couche sont : la peau (3mm), graisse (7mm), muscle (15mm), l'os (30mm).[22]. Lorsqu'une fracture osseuse se produit, une accumulation de sang peut survenir

au site de la fracture, modifiant les propriétés électromagnétiques locales que le capteur métamatériau peut détecter [10]

Tableau 3.6 : propriété diélectrique des tissus biologiques [27]

TISSU	Permittivité	Conductivité électrique
L'os	1.16 E+1	3.15E-1
muscles	5.33 E+1	1.47 E+0
graisse	1.09E+1	2.16E-1
peau	3.85E+1	1.28 E+0
Le sang	5.90E+1	2.21E+0

3.5.1 Cas mono-statique (on utilisant une antenne)

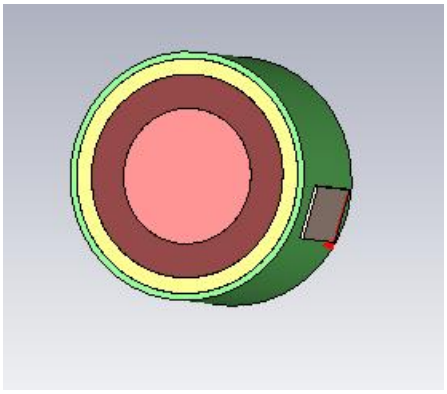


Figure3.22 : Modélisation de l'antenne avec les tissus biologiques

3.5.1.1 Simulation d'antenne avec OS sans fracture

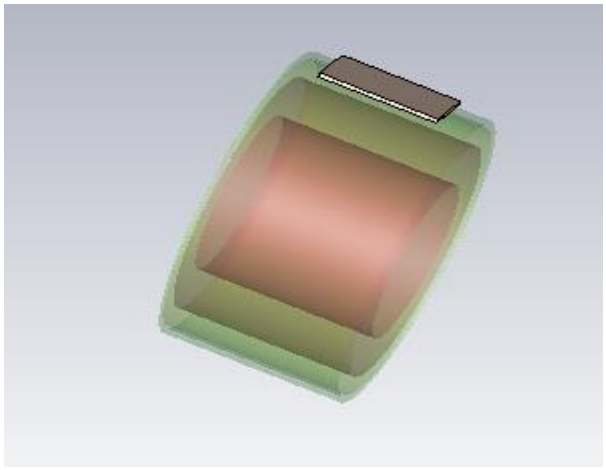


Figure 3.23:L'antenne avec L'os sain

Le coefficient de réflexion

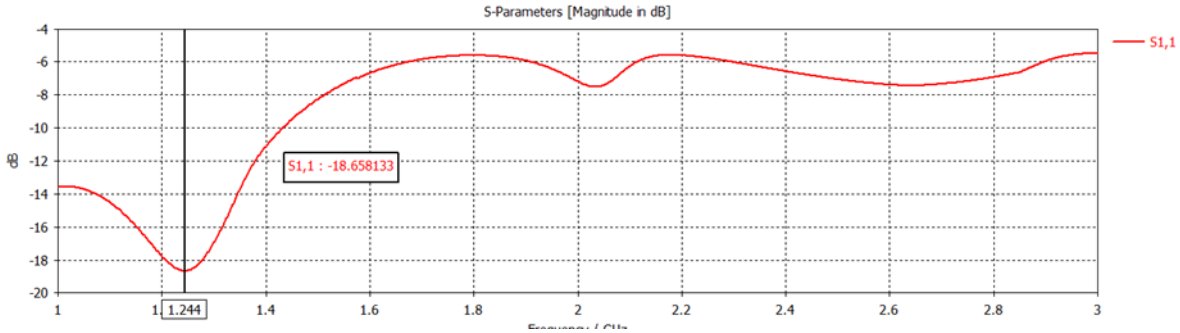


Figure 3.24 : Le coefficient de réflexion de l'os sain

A la fréquence de 1.244 GHZ, le coefficient de réflexion S11 atteinte une valeur de -18.65 dB pour le cas de l'os sans fracture, ce qui indique une bonne adaptation entre l'antenne et l'environnement biologique. Cela traduit une efficacité de détection optimale en l'absence de fracture.

3.5.1.2 Simulation d'antenne avec OS fracturé

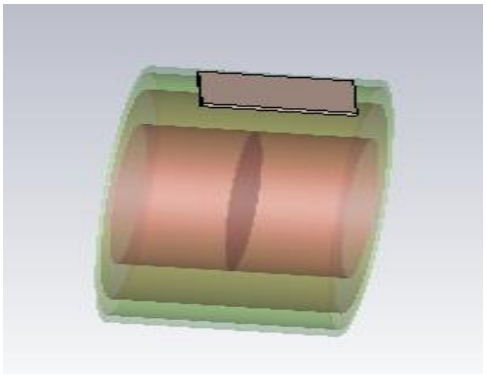


Figure 3.25 :modélisation d'antenne avec l'os fracturé

A- Fracture de 0.5mm

Le coefficient de réflexion de l'os fracturé par 0.5mm

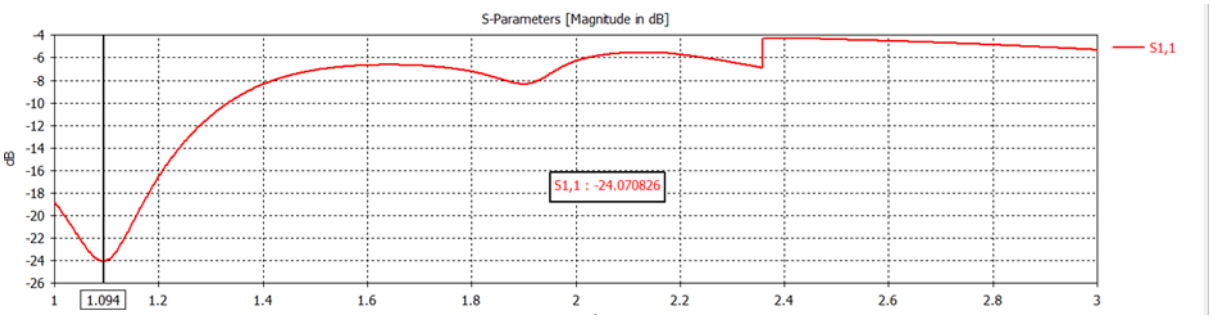


Figure3.26 : coefficient de réflexion de OS fracturé avec 0.5mm

La figure illustre le S11 du OS en présence d'une fracture de 0.5mm, la fréquence de résonance est décalée de 1.244 GHZ à 1.094 GHZ, accompagnée d'une amélioration du coefficient de réflexion jusqu'à -24.07 dB. Ce décalage fréquentiel vers les basses fréquences et la réduction de S11 indiquent un changement significatif des propriétés diélectrique du milieu, notamment liée à l'accumulation de sang au niveau de la fracture. Cela confirme la sensibilité du capteur à l'état structurel de l'os.

B-Fracture de 1.5mm

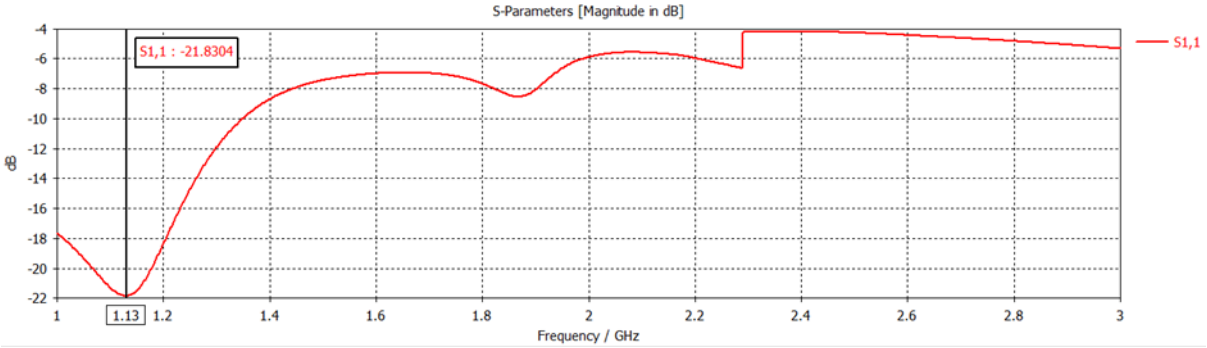


Figure3.27 :S11 de fracture de 1.5 mm

En cas de fracture osseuse de 1.5 mm, la fréquence de résonance est observée à 1.13 GHZ avec un coefficient de réflexion de -21.83dB. Cette variation par rapport à l'os sain indique une modification significative des propriétés diélectriques du milieu. L'accumulation du sang dans la zone fracturée augmente la permittivité effective, ce qui provoque un décalage de la fréquence vers les basses valeurs et améliore le couplage entre l'antenne et l'environnement.

C-Fracture de 3 mm

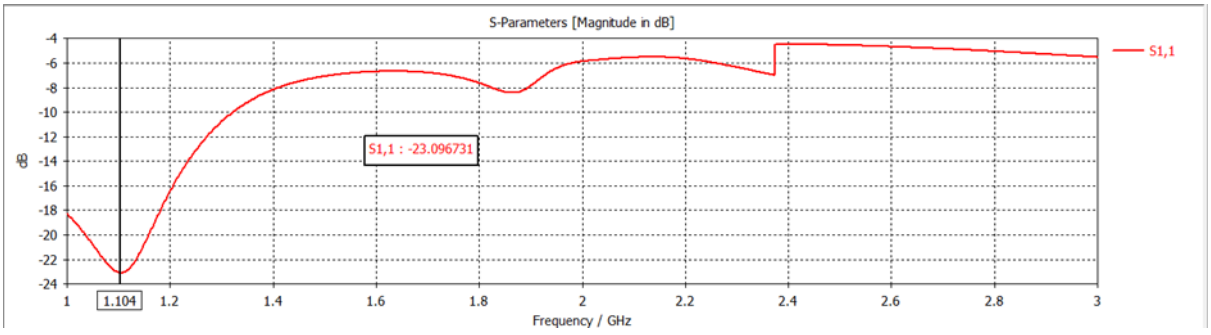


Figure3.28 : Coefficient de réflexion de l'OS avec une fracture de 3 mm

Lorsqu'une fracture de 3 mm est présence, la fréquence devient 1.104 GHZ et le S11 atteint -23 dB. Cette réponse indique une augmentation plus marquée de la permittivité effective due à une grande quantité du sang dans la zone fracturée. Ce qui traduit un meilleur couplage entre l'antenne et le tissu affecté.

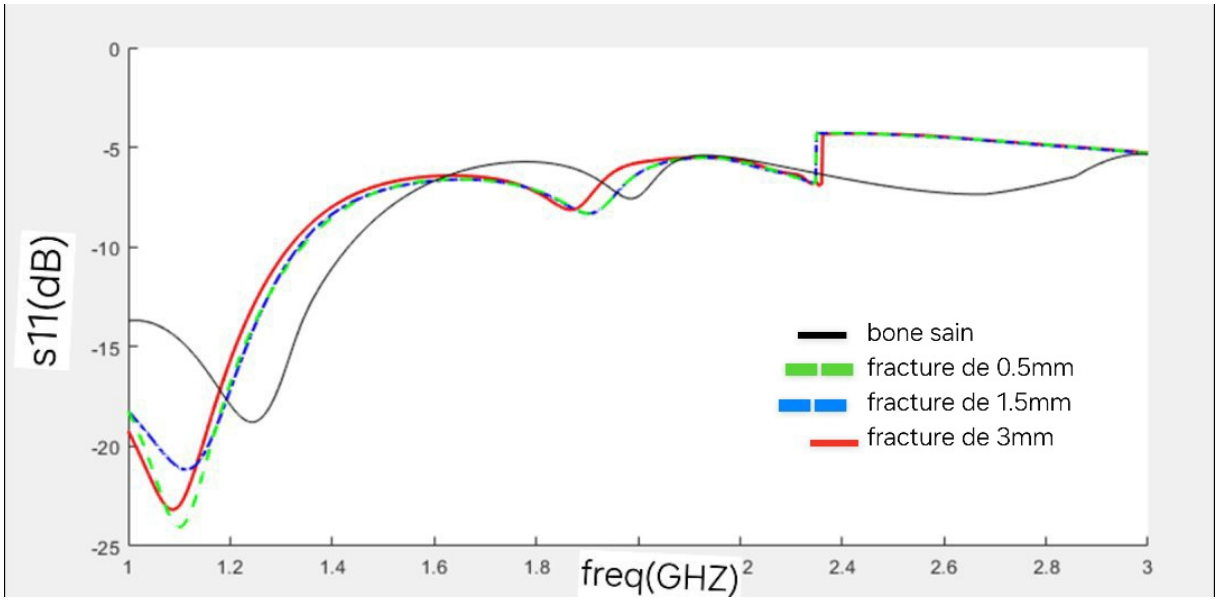


Figure3.29 :S11 de l'OS sans fracture et fracturé par 0.5mm 1.5 mm et 3mm

La figure 3.29 représente le S11 en fonction de la fréquence du OS sans fracture et un OS fracturé de différent profondeurs, on observe un déplacement en fréquence ainsi la variation d'amplitude de S11, ce qui confirme que l'antenne est sensible à la présence et à la taille de la fracture.

3.5.1.3 Simulation d'antenne avec une fracture inclinée

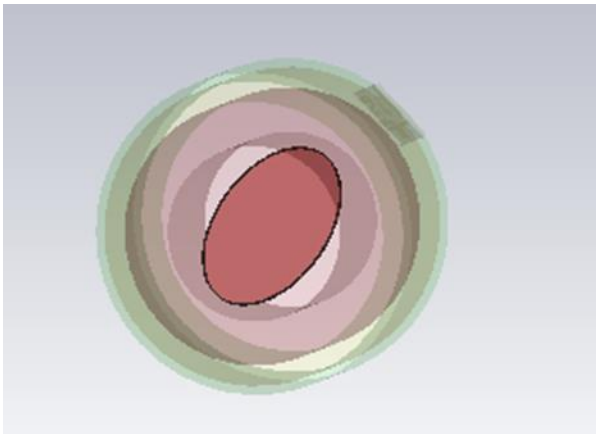


Figure3.30 : Modélisation d'antenne avec une fracture inclinée

A-Fracture de 0.5

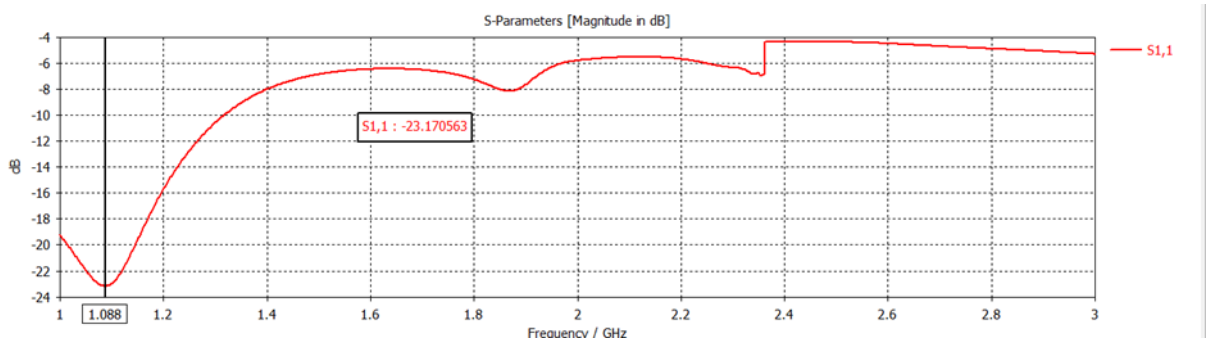


Figure3.31 :S11 pour une fracture osseuse de 0.5 mm orienté par 45°

En cas de fracture de 0.5mm inclinée à 45°, on observe une fréquence de résonance de 1.088 GHZ, accompagnée d'un coefficient de réflexion de -23.1 dB. Ce résultat indique que l'orientation de la fracture influence la réponse électromagnétique du capteur, en modifiant la distribution du champ électrique et la manière dont le sang interagisse avec les ondes incidentes. La forte atténuation de S11 confirme que même les fractures inclinées peuvent être détecté efficacement grâce à la sensibilité directionnelle du système.

B-Fracture de 1.5mm

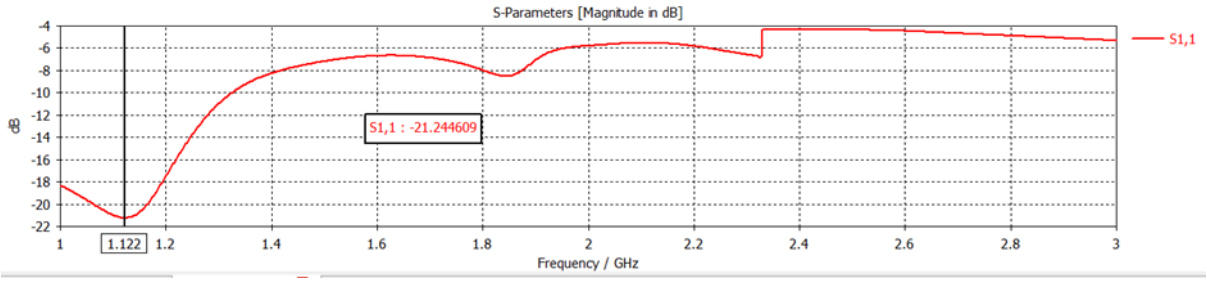


Figure3.32 : S11 pour une fracture osseuse de 1.5mm orienté par 45°

Pour une fracture de 1.5 mm orientée à 45°, une fréquence de travaille de 1.122 GHZ est observée avec un coefficient de réflexion de -21.24dB. Ce résultat montre que l'orientation de la fracture influence la réponse ELM. La diminution de S11, reflète une interaction modifiée du champ ELM avec la structure osseuse, soulignant la capacité du capteur à détecter la fracture même s'il est orienté.

C-Fracture de 3mm

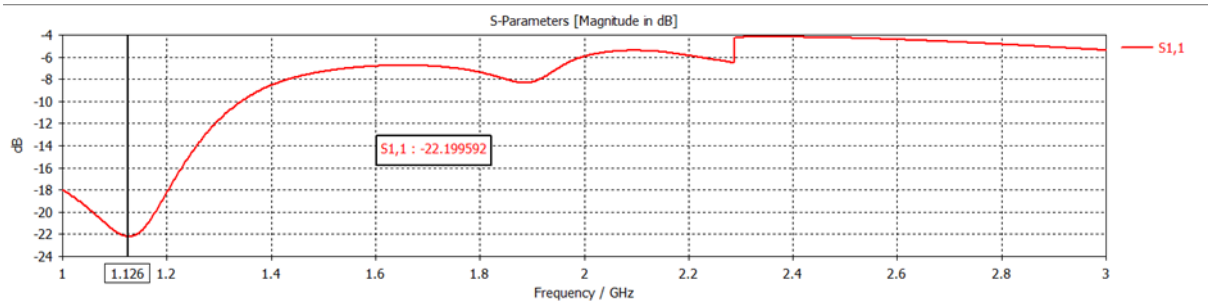


Figure3.33 :S11 pour une fracture osseuse de 3mm orienté par 45°

En présence d'une fracture osseuse de 3mm orienté à 45°, la fréquence de résonance observée est 1.126 GHZ avec un coefficient de réflexion de -22.19 dB. Ce comportement met en évidence l'effet combiné de la profondeur de la fracture et de son orientation sur la réponse ELM. La variation de la fréquence et la forte atténuation de S11 indiquent une perturbation importante de la permittivité effective, traduisant une interaction plus complexe entre l'onde incidente et la structure osseuse modifiée. Le capteur montre ainsi une capacité élevée à détecter des fractures sévères même lorsqu'elles sont inclinées.

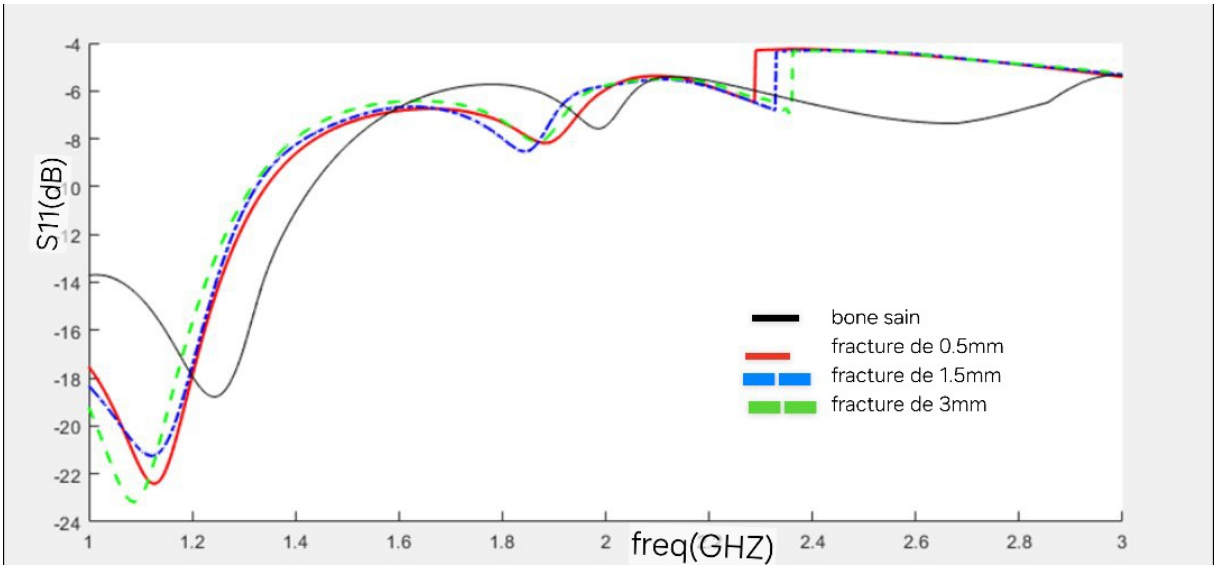


Figure 3.34 :S11 de l'OS sans fracture et fracturé par 0.5 mm 1.5 et 3mm

La figure 3.34 représente le S11 en fonction de la fréquence du OS sans fracture et un OS fracturé de différent profondeurs, on observe un déplacement en fréquence ainsi la variation d'amplitude de S11, ce qui confirme que l'antenne est sensible à la présence et à la taille de la fracture.

Tableau3.7 : Comparaison du s11 selon la fracture

Cas étudié	***Fréquence en GHZ***	***S11***	***Remarques***
Os sain	1.244	-18.65	Réponse normale de l'antenne, aucune perturbation interne. Structure osseuse sans fracture.
Fracture de 0.5 mm sans rotation	1.094	-24.07	Chute notable de S11, indiquant une haute sensibilité du capteur aux micro-fractures.
Fracture de 1.5 mm sans rotation	1.130	-21.83	Fracture de taille moyenne détectée, provoquant une perturbation modérée du champ ELM
Fracture de 3mm sans rotation	1.104	-23	Fracture profonde cause une forte perturbation du champ et une absorption accrue du signal.
Fracture de 0.5 mm avec rotation	1.09	-23.1	Même profondeur que le cas précédent mais avec inclination, effet de rotation observé
Fracture de 1.5 mm avec rotation	1.1	-21.24	Petite changement de s11 par rapport à la version droite, montre l'impact de l'orientation
Fracture de 3mm avec rotation	1.126	-22.19	L'effet de la profondeur et de l'orientation crée une interaction complexe avec le champ incident

3.5.1.4 Simulation d'antenne avec OS fracturé et translation d'antenne

A- OS sans fracture

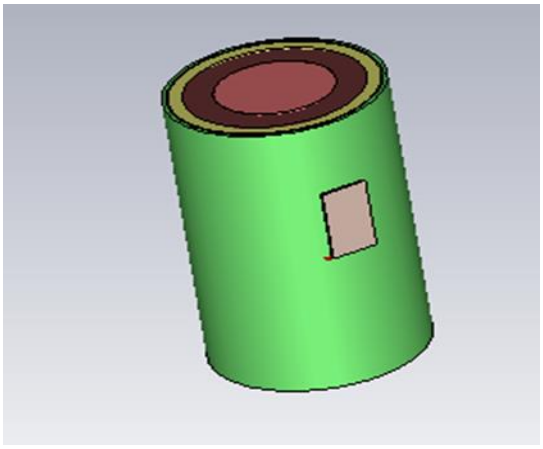


Figure3.35 :translation d'antenne avec OS sans fracture

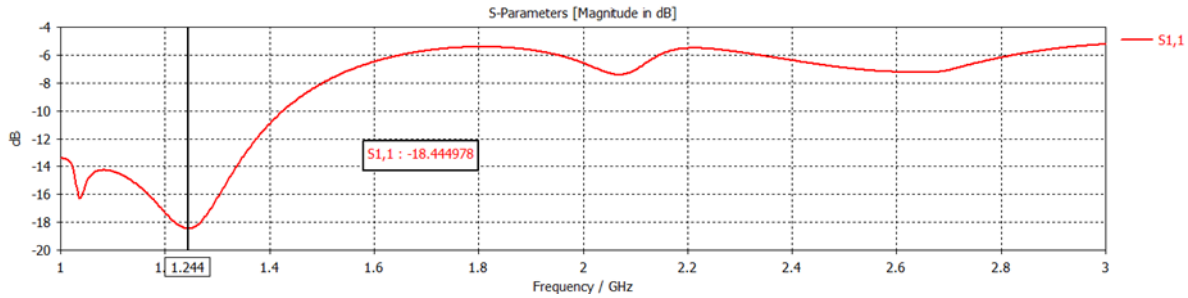


Figure3.36 :S11 de l'OS sans fracture

Après avoir appliqué une translation de l'antenne, on observe que la fréquence de résonnance ne change pas à 1.244GHZ, accompagné d'une petite dégradation du coefficient de réflexion passant de -18.65 dB à -18.44 dB. Ce léger changement montre que le fonctionnement de l'antenne reste stable, même avec une variation de distance. L'antenne continue de bien capter la réponse ELM du milieu.

B- OS fracturé

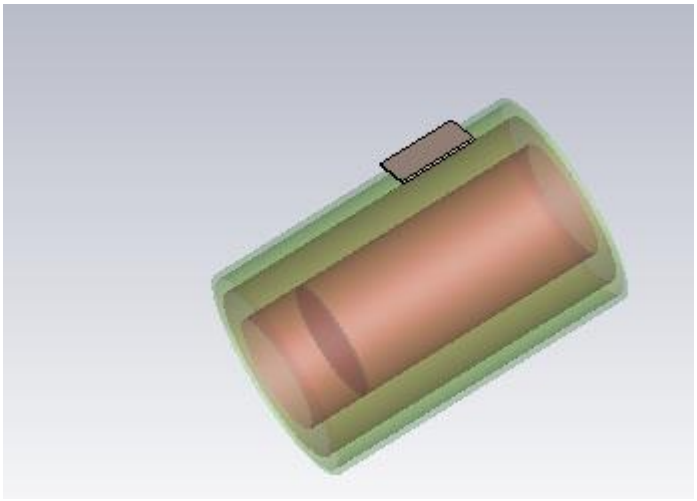


Figure3.37 : translation d'antenne avec fracture

• Fracture de 0.5mm

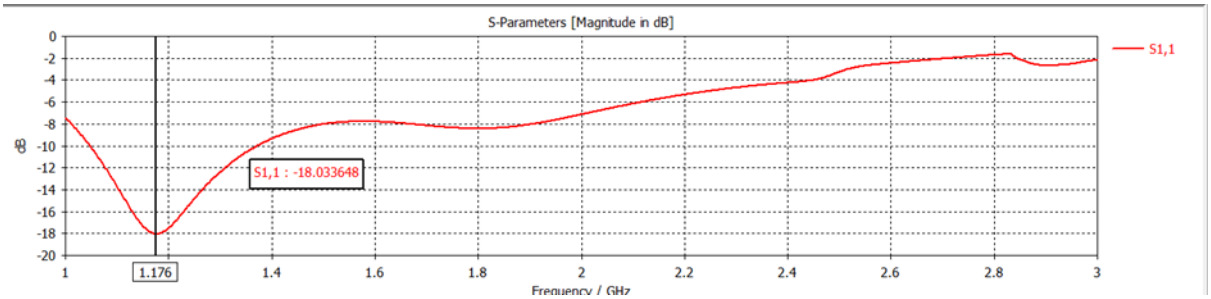


Figure3.38: S11 de l'OS fracturé par 0.5mm

La figure 3.38 illustre le S11du OS fracturé par0.5mm en cas de translation d'antenne, suite à cette translation du dispositif ne faisait plus face directement à la fracture. Ainsi, la fracture n'a pas été détectée, car le signal réfléchi n'a pas subi de perturbation notable. Cela montre que le bon alignement entre l'antenne et la fracture est essentiel pour une détection efficace. Pour cela on a obtenue des résultats similaires à celle de l'os sain.

• Fracture de 1.5mm

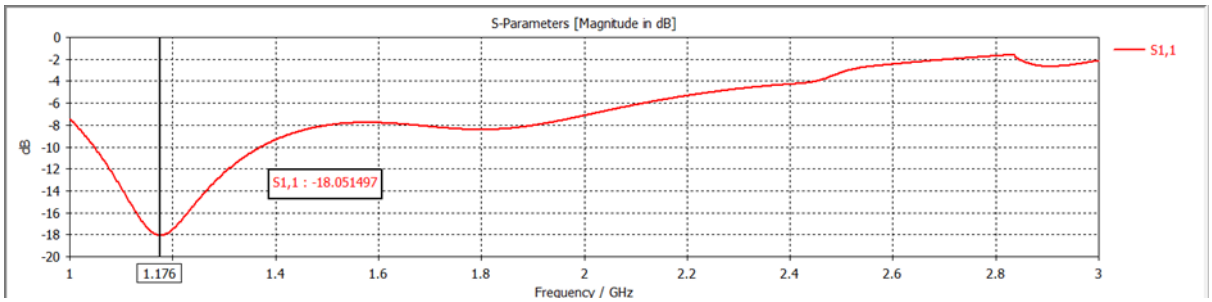


Figure3.39 :S11 de l'OS fracturé par 1.5mm

Dans cette figure on a obtenu la valeur de -18.05 dB, à la fréquence de 1.176GHZ, après la translation d'antenne avec la présence de fracture De 1.5mm, bien que la fracture soit plus large mais elle n'a pas été détectée car le dispositif n'était plus positionné en face du défaut. Le faible changement de S11 (du-18.65 dB à -18.05 dB) indique que le signal ne passe plus à travers la région fracturée, ce qui limite la capacité de détection, et nous donne le lieu exact de fracture.

3.5.2 Cas Bi-statique (on utilisant deux antennes)

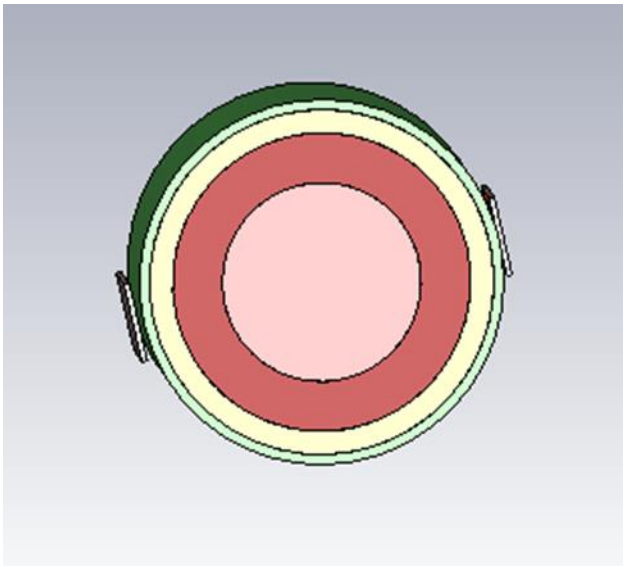


Figure3.40: Modélisation du deux antennes avec les tissus biologiques

3.5.2.1 Simulation d'antenne avec OS sans fracture

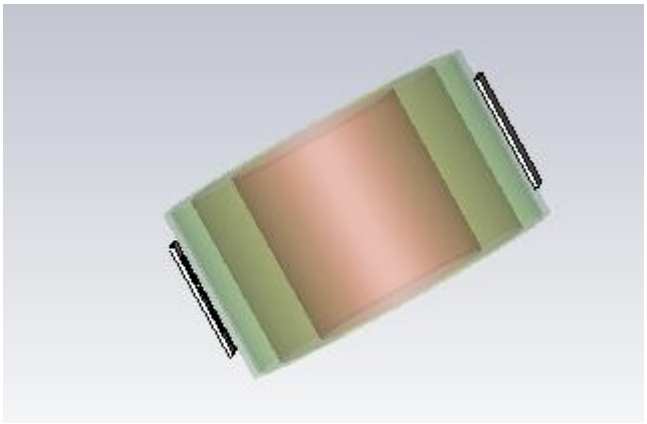


Figure3.41 : Modélisation du deux antennes avec l'os sain

Simulation de S11

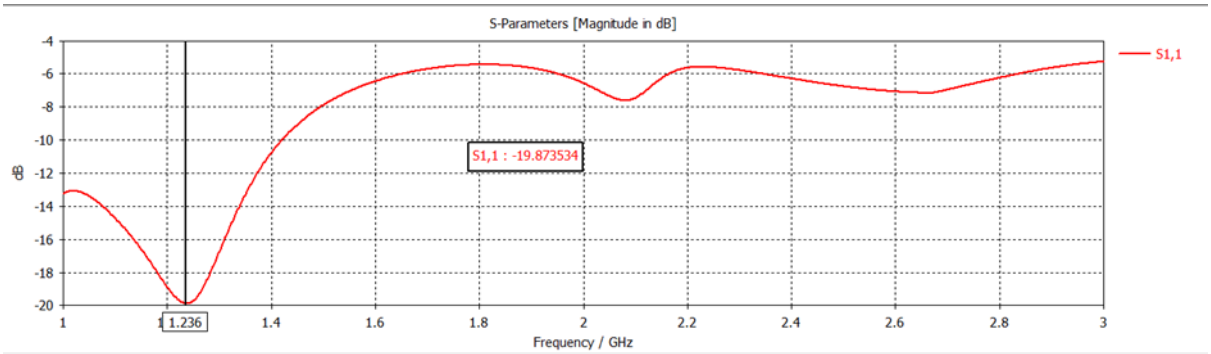


Figure3.42 : S11 de l'OS sans fracture

La figure 3.42 illustre le S11 du OS sans fracture en utilisant deux antennes, un comme émetteur et l'autre comme un récepteur. A la fréquence de 1.236 GHZ le s11 prend un valeur de -19.87 dB, cela qui montre l'énergie est bien transmise dans l'os sans retour important et le système représente une OS adaptation d'impédance.

Simulation de S21

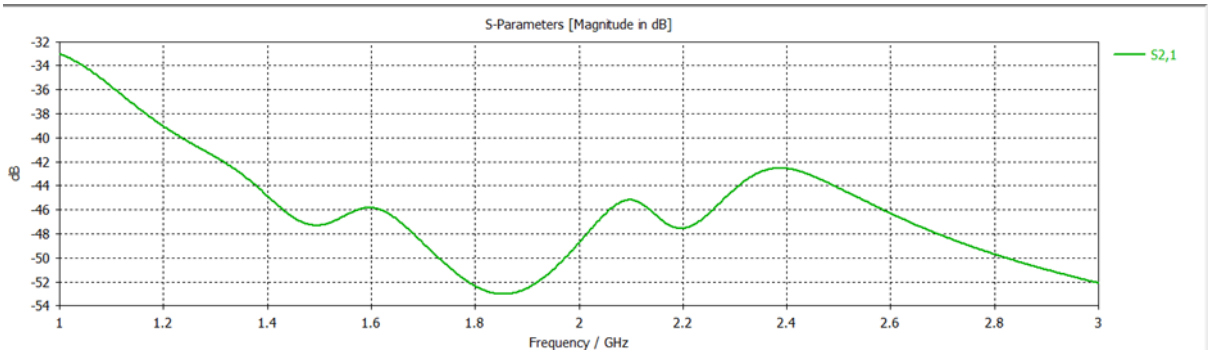


Figure3.43 :S21 de l'OS sans fracture

Le graphe de S21 dans cette cas montre que le signal ELM est très faiblement transmis à travers l'os, ce qui indique une forte isolation due à la densité et à l'homogénéité de l'os. Ce qui facilite le passage des ondes(les valeurs faible de S21 par exemple -50dB).De plus, l'antenne utilisée montre une réponse stable avec l'os sain, ce qui prouve sa fiabilité pour détecter toute perturbation ultérieure. Cela confirme l'efficacité du système pour détecter les fractures.

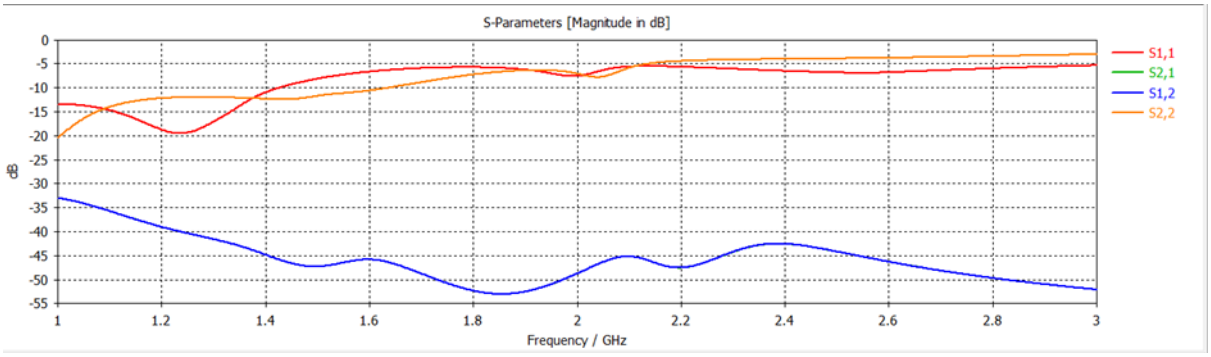


Figure3.44 : S11, S21, S12 et S22 de l'OS sans fracture

3.5.2.2 Simulation d'antenne avec OS fracturé

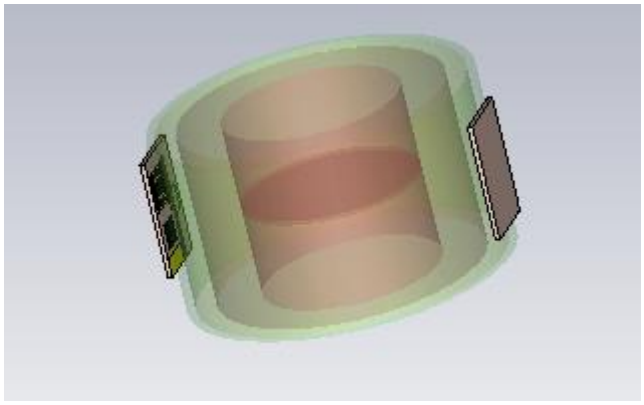


Figure3.45: Modélisation des antennes avec l'os fracturé

A-Fracture de 0.5mm

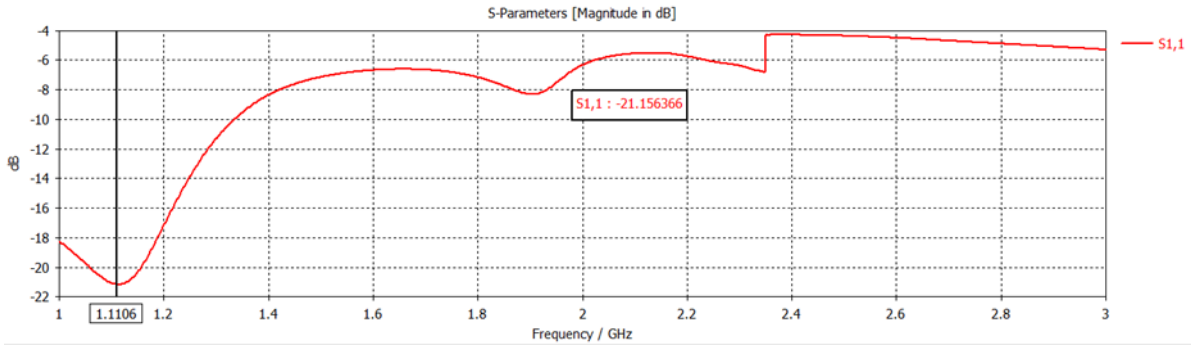


Figure 3.46 :S11 de l'OS fracturé par 0.5mm

En cas de fracture de 0.5 mm il cause une modification de l'environnement diélectrique, entrainant une diminution de fréquence à 1.1106 GHZ, et de s11 jusqu'à -21.15dB par rapport à l'os sain, cela montre une sensibilité élevée de l'antenne à de petite perturbations internes dans l'os.

Simulation de S21

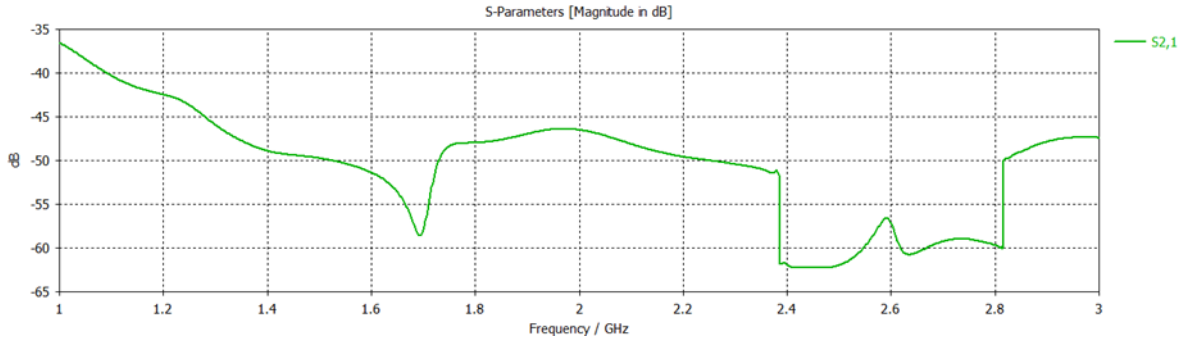


Figure3.47 :S21 de l'OS fracturé par 0.5mm

La fracture de 0.5mm induit une chute plus importante de S21, en particulier autour de 1.65GHZ et entre 2.4-2.8GHZ. Cela confirme l'efficacité du dispositif à détecter des anomalies internes légères, ce qui est essentiel pour un système de détection des fractures osseuses.

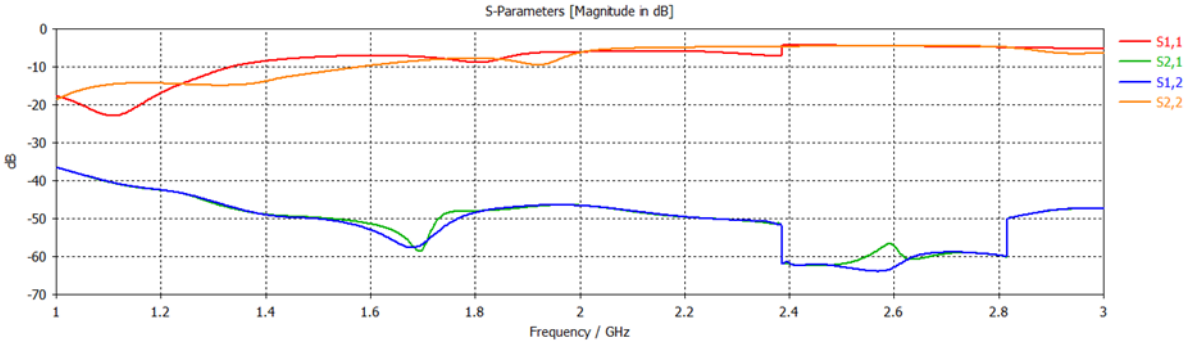


Figure3.48:S11, S21, S12 et S22 de l'OS fracturé par 0.5mm

B-Fracture de 1.5mm

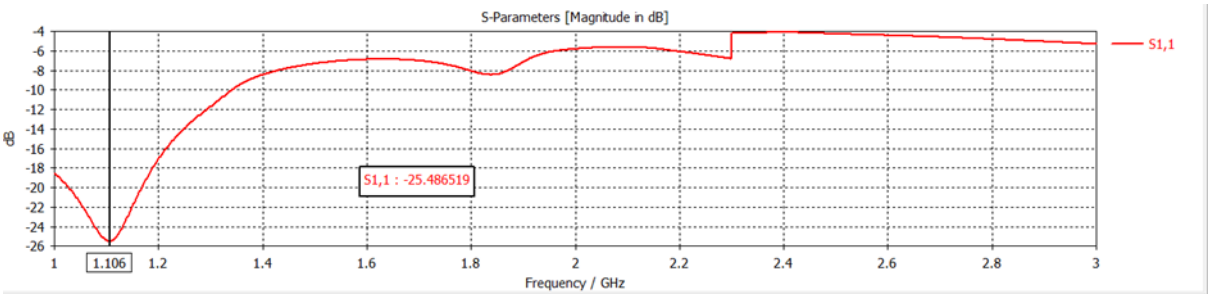


Figure3.49: S11 de l'OS fracturé par 1.5mm

La figure 3.49 représente le s11 en cas de fracture de 1.5 mm, on observe le décalage de fréquence à 1.106 GHZ, avec un s11 de l'ordre de -25.48 dB par rapport à l'os sain, cette changement démontre le déséquilibre des propriété ELM du milieu, ce qui améliore le couplage et provoque la diminution de la fréquence et une meilleure adaptation

Simulation de S21

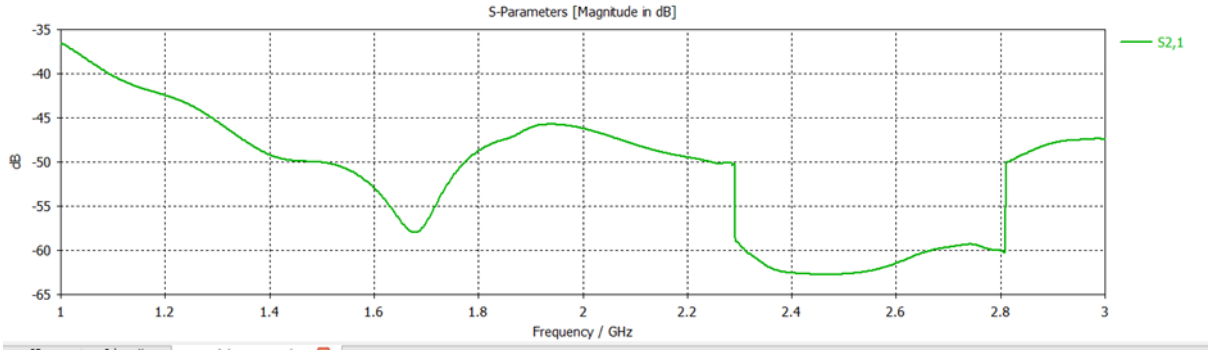


Figure3.50 : S21 de l'OS fracturé par 1.5mm

La fracture de 1.5mm entraîne une chute significative de S21, notamment à 2.4 GHZ, avec une atténuation atteignant environ -61dB. Ce résultat confirme la capacité de l'antenne à détecter des fractures de petite taille, démontrant une bonne sensibilité et un potentiel intéressant pour le suivi des lésions osseuses.

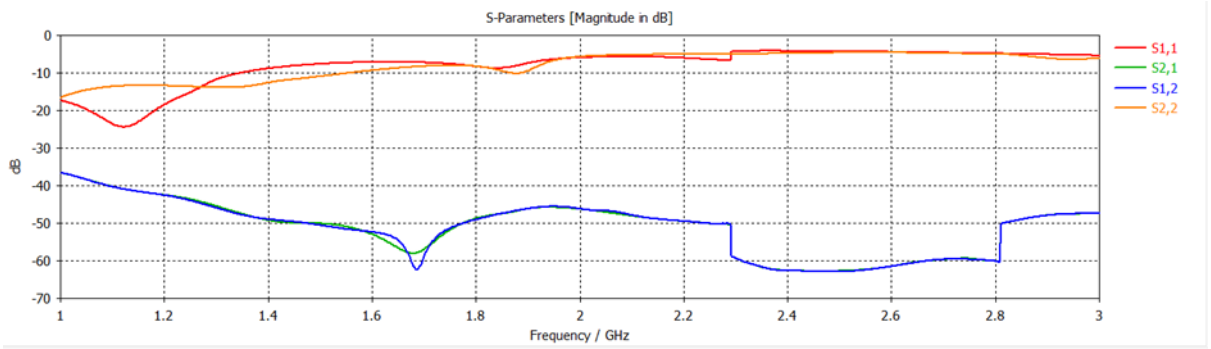


Figure3.51 :S11,S12,S21,S22 de l'OS fracturé par 1.5mm

C-Fracture de 3mm

Simulation de S11

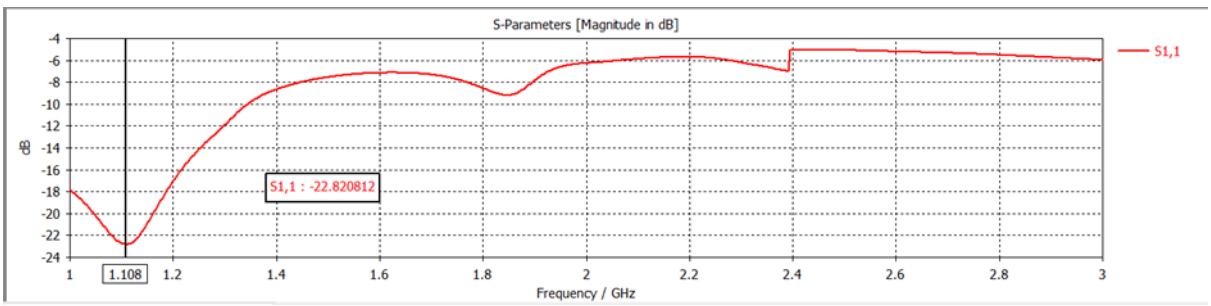


Figure 3.52 : S11 de l'OS fracturé par 3mm

On remarque que la fréquence a diminué à jusqu'à 1.108 GHZ, et le s11à -22.82 dB par rapport à l'os sain, cela justifier par la modification des propriétés diélectriques, et la capacité du capteur à détecter des variations subtiles des fractures dans l'os.

Simulation de S21

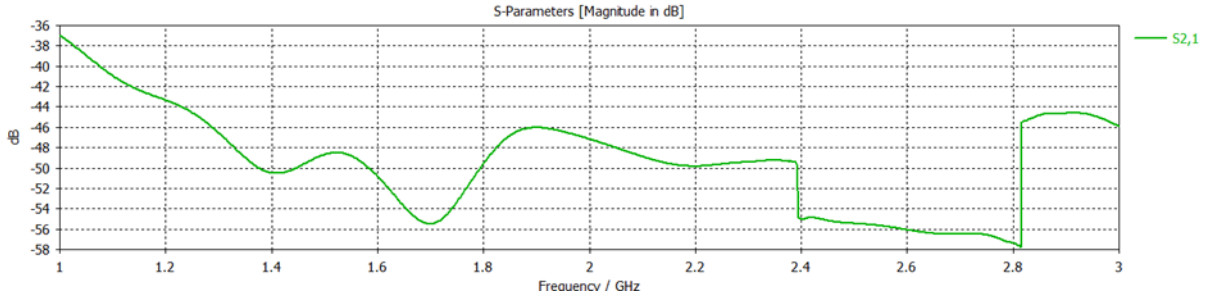


Figure 3.53 :S21 de l'OS fracturé par 3mm

Le courbe de S21 montre une forte atténuation du signal surtout dans les fréquences 1.4, 2.4 et 2.8 GHZ (S11<<-40 dB) ce qui confirme l'impact significatif du fracture sur la transmission ELM. Ce résultat montre la capacité de l'antenne à détecter des différentes fractures.

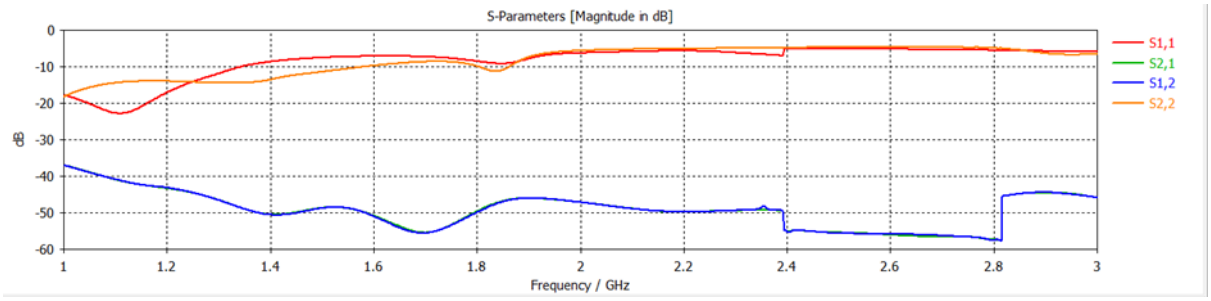


Figure 3.54 :S11, S21, S22 et S12 de l'OS fracturé par 3mm

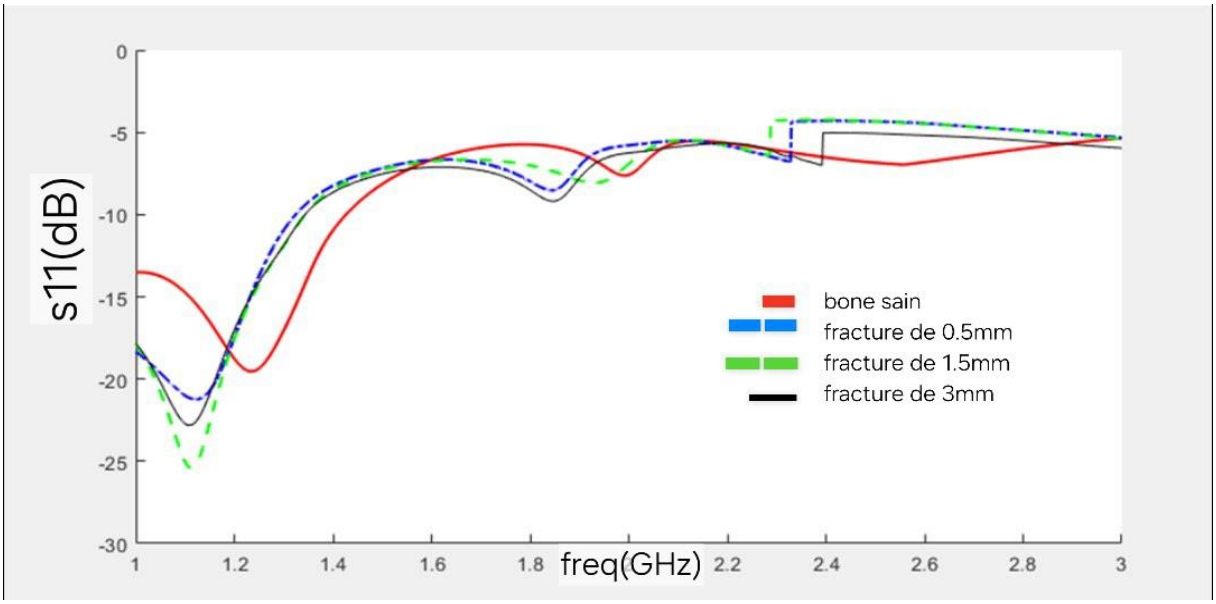


Figure3.55 :S11 de l'OS sans fracture et fracturé par 0.5 mm 1.5 mm et3mm

La figure 3.55 représente le S11 en fonction de la fréquence du OS sans fracture et un OS fracturé de différent profondeurs, on observe un déplacement en fréquence ainsi la variation d'amplitude de S11, ce qui confirme que l'antenne est sensible à la présence et à la taille de la fracture.

3.5.2.3 Simulation d'antenne avec une fracture inclinée

A-Fracture de 0.5 mm

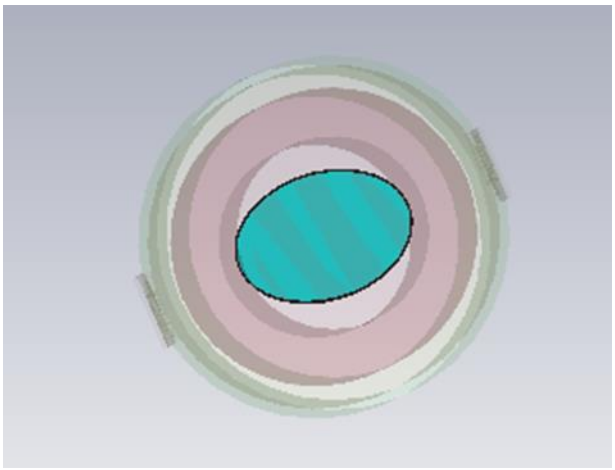


Figure 3.56 : Modélisation des antennes avec un fracture inclinée 0.5mm

Simulation de S11

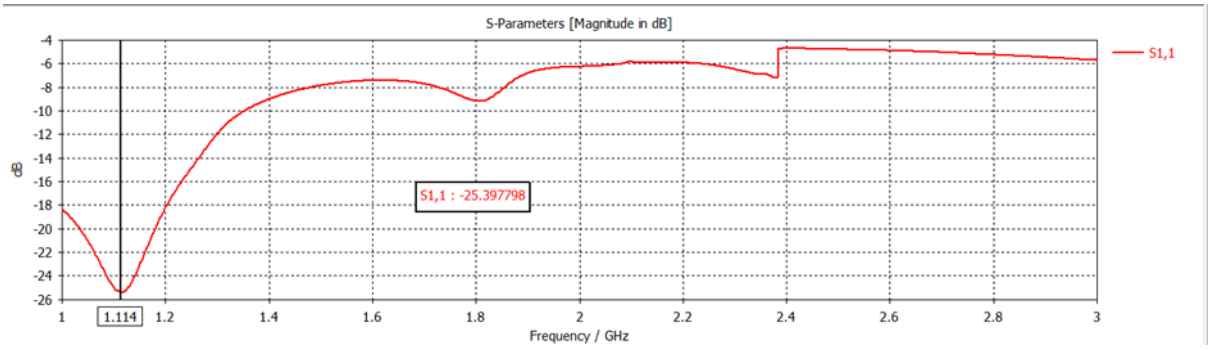


Figure 3.57 : S11 pour une fracture osseuse de 0.5mm orienté par 45°

Cette figure nous donne le S11 du bonne fracturé de 0.5mm orienté par 45°, qui est de l'ordre de-25.39 dB, à la fréquence de 1.114, cela qui montre qu'il y'a un décalage de fréquence et de coefficient de réflexion par rapport à l'os sain, justifier par le variation des propriétés diélectrique du milieu, et le pouvoir de l'antenne à détecter les fractures fines.

Simulation de S21

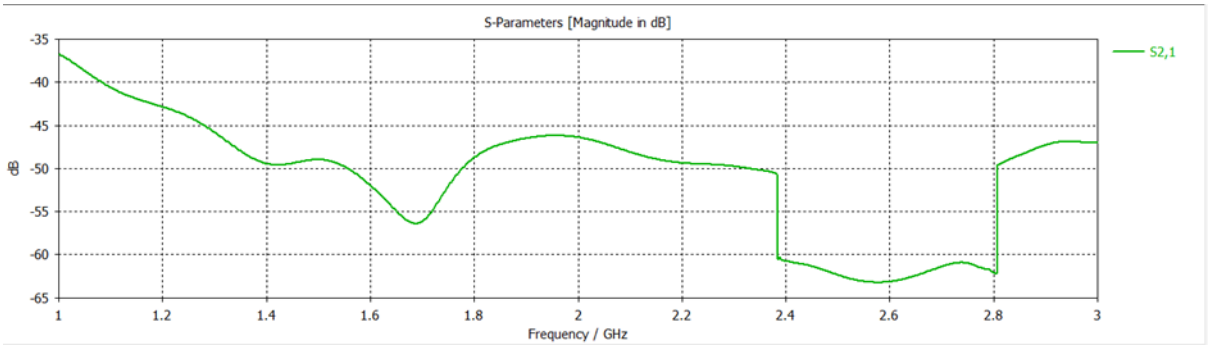


Figure 3.58 : S21 pour une fracture osseuse de 0.5mm orienté par 45°

La présence d'un fracture osseuse de 0.5 mm modifie la transmission du signal par rapport à l'os sain, notamment par une atténuation plus marqué et des anomalies localisées dans la plage 2.4 0 2.8 GHZ .cette changement liée à la modification du milieu biologique,cela montre que l'antenne est capable de détecter les fracture fines.

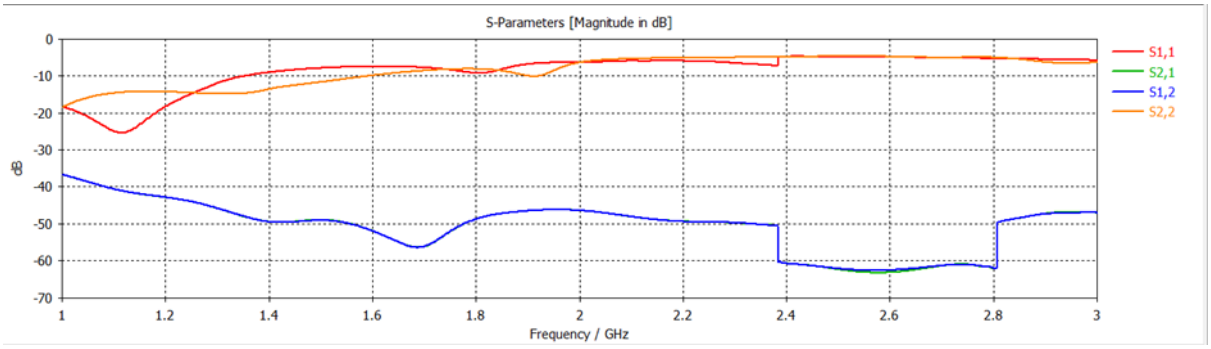


Figure 3.59 : S11, S21, S22 et S12 pour une fracture osseuse de 0.5mm orienté par 45°

B-Fracture de 1.5mm

Simulation de S11

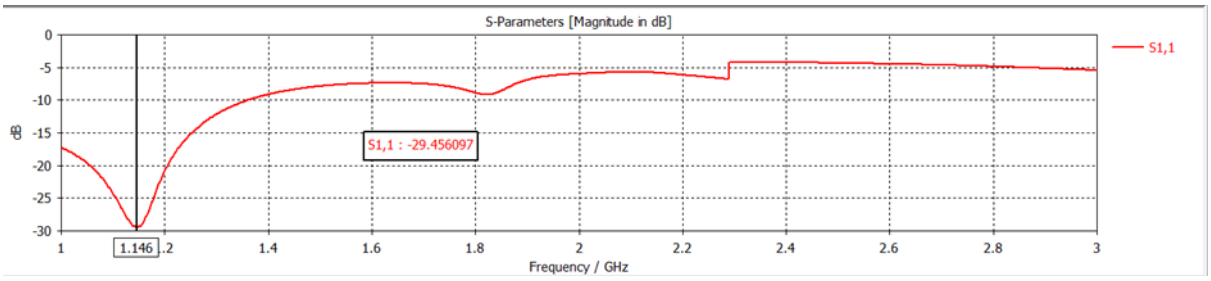


Figure 3.60 : S11 pour une fracture osseuse de 1.5mm orienté par 45°

Pour une fracture de 1.5 mm orientée à 45°, une fréquence de travail de 1.146 GHZ est observée avec un coefficient de réflexion de -29.45dB. Ce résultat montre que l'orientation de la fracture influence la réponse ELM. La diminution de S11, reflète une interaction

modifiée du champ ELM avec la structure osseuse, soulignant la capacité du capteur à détecter la fracture même s'il est orienté.

Simulation de S21

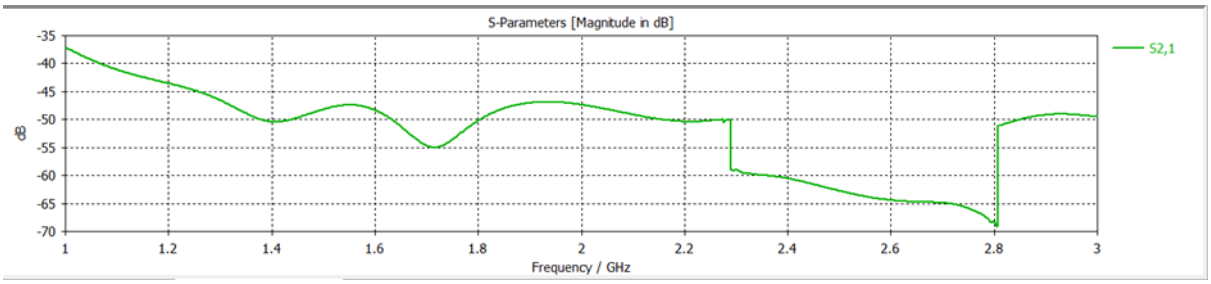


Figure 3.61 : S21 pour une fracture osseuse de 1.5mm orienté par 45°

Cette figure nous donne la courbe de S21 pour un os fracturé par 1.5 mm, qui nous donne un grand changement par rapport à l'os sain, on observe un décalage de fréquence du 1.5 à 1.4 GHZ et S21 du -47à-50db et une modification complète du courbe dans la plage 1.8 jusqu'à 3 GHZ cela justifier par le changement de milieu et la capacité du capteur de détecter les différentes fractures.

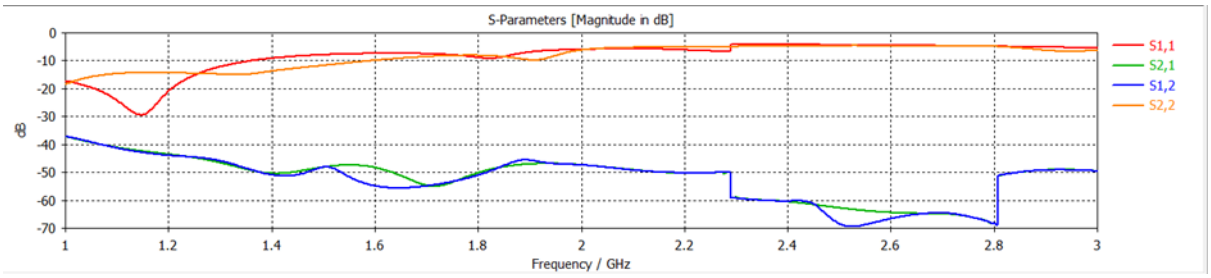


Figure 3.62 : S11, S21, S22 et S12 pour une fracture osseuse de 1.5mm orienté par 45°

C-Fracture de 3mm

Simulation de S11

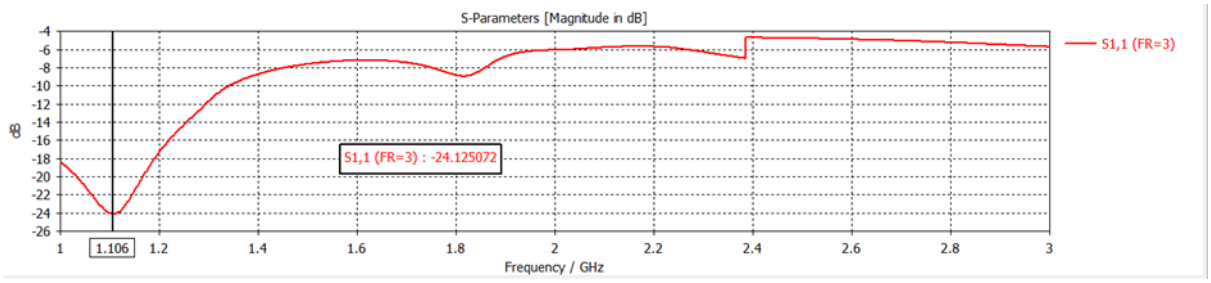


Figure 3.63 : S11 pour une fracture osseuse de 3mm orienté par 45°

En présence d'une fracture osseuse de 3mm orienté à 45°, la fréquence de résonance observée est 1.106 GHZ avec un coefficient de réflexion de -24.12 dB. Ce comportement met en évidence l'effet combiné de la profondeur de la fracture et de son

orientation sur la réponse ELM. La variation de la fréquence et la forte atténuation de S11 indiquent une perturbation importante de la permittivité effective, traduisant une interaction plus complexe entre l'onde incidente et la structure osseuse modifiée. Le capteur montre ainsi une capacité élevée à détecter des fractures sévères même lorsqu'elles sont inclinées.

Simulation de S21

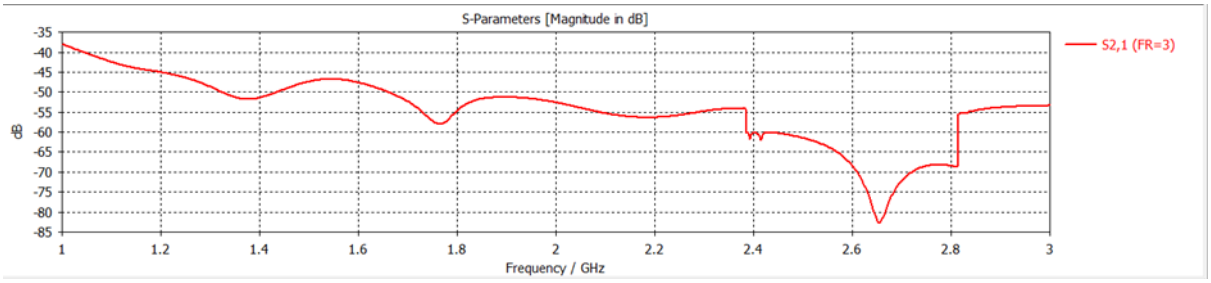


Figure 3.64 : S21 pour une fracture osseuse de 3mm orienté par 45°

La figure 3.61 nous donne le S21 du OS fracturé par 3mm qui est incliné par45°, on observe qu'il y'a un déplacement des fréquence par rapport à l'os sain(1.5 décalé à 1.35 GHZ et 1.85GHZ décalé à 1.75GHZ) et un changement de S21 du (-47 à-52 dB et -53 à -57 dB)et un changement complète du graphe dans la plage 1.8 à 3GHZ.Cela montre la variation du milieu de propagation d'onde et de l'habilité d'antenne à découvrir la fracture.

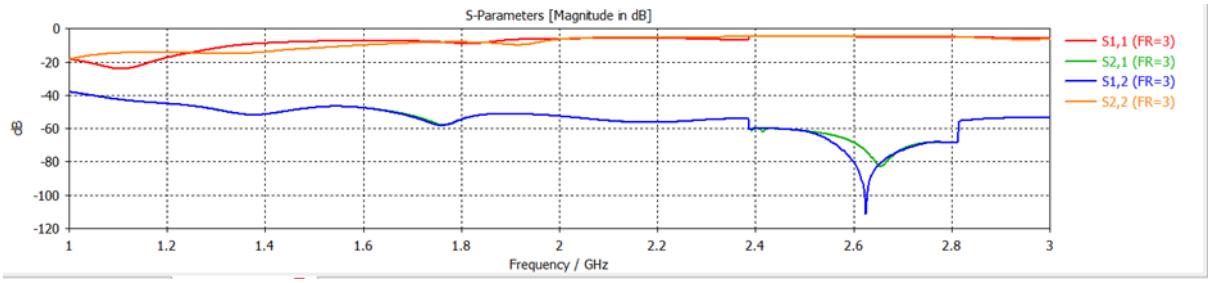


Figure3.65 :S11, S21,S12 et S22 pour une fracture osseuse de 3mm orienté par 45°

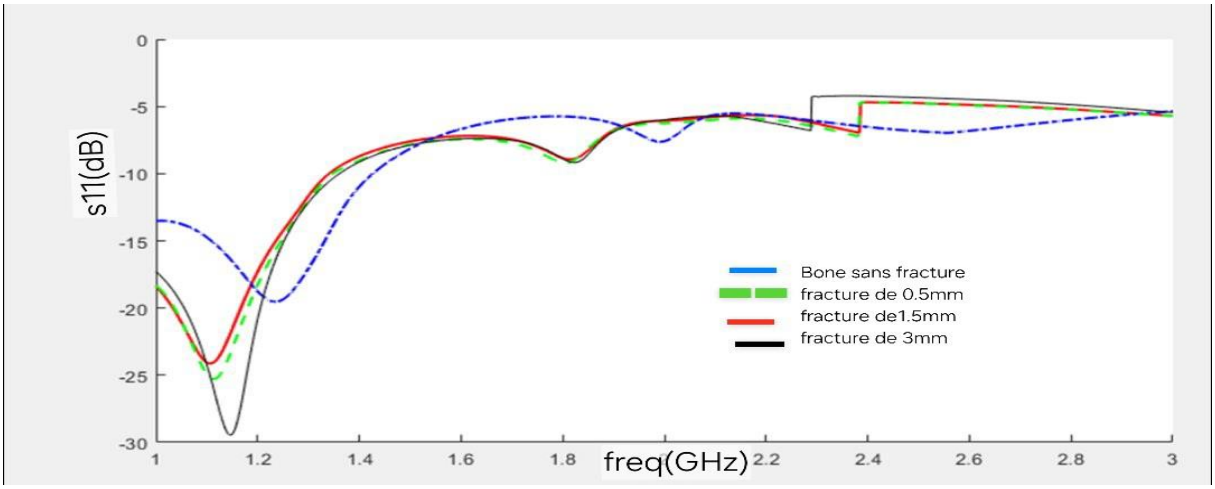


Figure 3.66 :S11 du OS sans fracture et OS fracturé par 0.5 1.5 et 3mm

La figure 3.66 représente le S11 en fonction de la fréquence du OS sans fracture et un OS fracturé de différent profondeurs, on observe un déplacement en fréquence ainsi la variation d'amplitude de S11, ce qui confirme que l'antenne est sensible à la présence et à la taille de la fracture.

3.5.2.4 Simulation d'antenne avec OS fracturé et translation des antennes

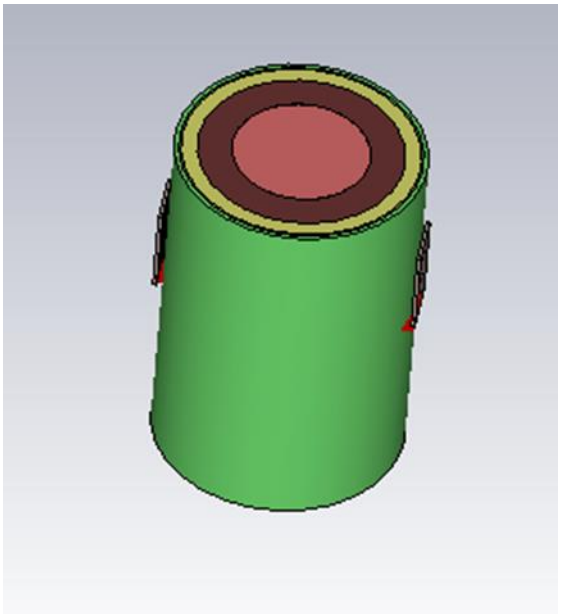


Figure 3.67 : Translation des antennes avec l'os sain

A- OS sans fracture

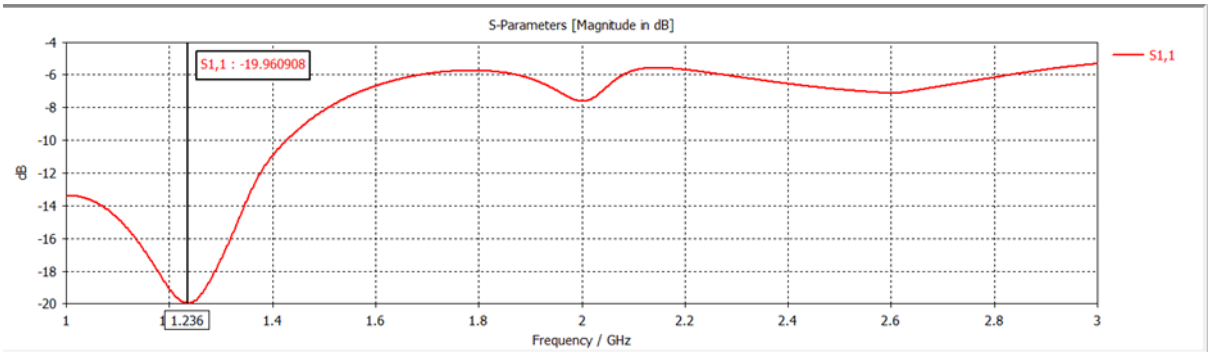


Figure3.68 :S11 de l'OS sans fracture

Après avoir appliqué une translation de l'antenne, on observe que la fréquence de résonnance ne change pas à 1.236GHZ, accompagné d'une petite dégradation du coefficient de réflexion passant de -19.87 dB à -19.87 dB. Ce léger changement montre que le fonctionnement de l'antenne reste stable , même avec une variation de distance. L'antenne continue de bien capter la réponse ELM du milieu.

B- OS fracturé

• Fracture de 0.5 mm

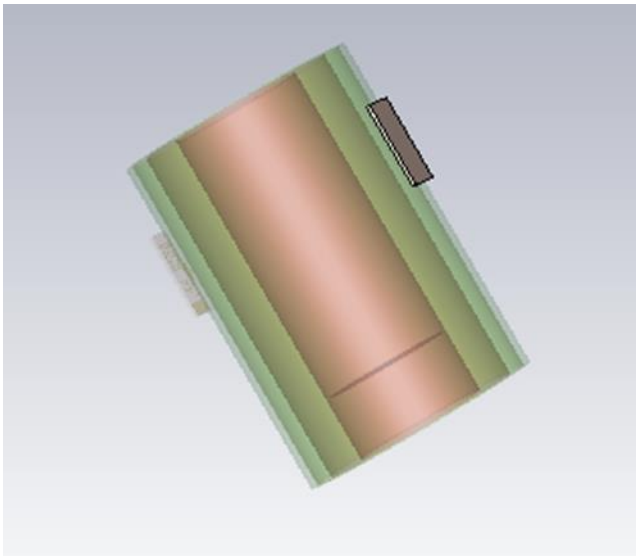


Figure3.69 : Translation des antennes avec l'os fracturé 0.5mm

Simulation de S11

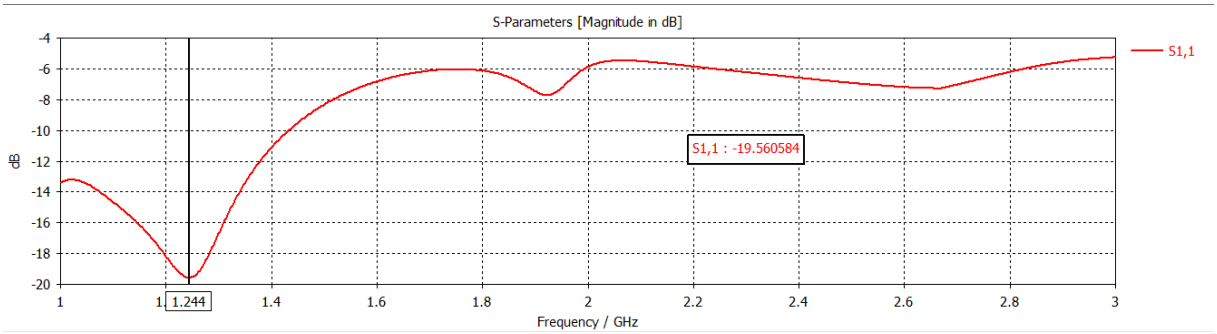


Figure3.70: Translation des antennes avec fracture de 0.5mm

La figure 3.67 illustre le S11du OS fracturé par0.5mm en cas de translation d'antenne, suite à cette translation du dispositif ne faisait plus face directement à la fracture. Ainsi, la fracture n'a pas été détectée, car le signal réfléchi n'a pas subi de perturbation notable. Cela montre que le bon alignement entre l'antenne et la fracture est essentiel pour une détection efficace. Pour cela on a obtenue des résultats similaires à celle de l'os sain.

3.6 Conclusion

Les différentes simulations réalisées au cours de ce chapitre ont permis de valider l'efficacité de l'antenne patch comme outil de détection des fractures osseuses. Les résultats obtenus montrent des variations significatives du paramètre S11 en fonction de la présence,

de la profondeur et de l'orientation des fractures, ce qui confirme la sensibilité de l'antenne aux changements des propriétés diélectriques du milieu.

Nous avons également constaté que même de faibles fractures entrainent un décalage de la fréquence de résonance ainsi qu'une variation de l'amplitude de réflexion, ce qui ouvre des perspectives intéressantes pour une détection précoce et non invasive. De plus, l'analyse de la translation de l'antenne a montré que le système conserve sa capacité de détection.

En somme, ces résultats confirment la faisabilité de l'approche proposée et posent les bases pour une éventuelle expérimentation pratique ou une amélioration future du modèle simulé.

Conclusion générale

Conclusion générale

Ce travail de fin d'étude a porté sur l'étude et la simulation de la détection de fractures osseuses à l'aide d'une antenne patch, dans le but de proposer une méthode non invasive, rapide et potentiellement intégrable dans des systèmes de diagnostic biomédical.

Dans un premier temps, nous avons étudié les principes de base des antennes patch, leurs caractéristiques électromagnétiques, ainsi que les propriétés diélectriques des tissus biologiques, en particulier l'os. Ensuite, nous avons modélisé un système basé sur une antenne micro-ruban utilisant des outils de simulation électromagnétique, afin d'analyser son comportement en présence ou non de fractures osseuses.

Les résultats obtenus ont démontré que l'antenne patch est sensible aux variations diélectriques introduites par une fracture, ce qui se traduit par des modifications observables dans les paramètres S, notamment le coefficient de réflexion (S11) et la fréquence de résonance. Nous avons ainsi pu détecter différentes tailles de fracture et étudier l'impact de leur profondeur et de leur position relative à l'antenne.

Ce travail ouvre la voie à l'utilisation d'antennes à micro-ruban comme capteurs biomédicaux dans le domaine du diagnostic des fractures. Toutefois, des perspectives restent à explorer, notamment la validation expérimentale, l'intégration avec des systèmes embarqués, ainsi que l'optimisation de la sensibilité et de la sélectivité de la détection.

On peut dire alors à la fin de ce travail, que cette étude a démontré la faisabilité de la détection de fractures osseuses par des moyens électromagnétiques, et elle a exposé en lumière le potentiel des antennes patch dans les applications médicales innovantes.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

1-W.El May, "Développement d'antennes textiles pour des applications IoT", Thèse de doctorat, Université Côte d'Azur&Université de Tunis El Manar, 2021.En ligne disponible:https ://theses.hal.science/tel-03652778v1

2-N. Tiab and A. Moumed, "Conception d'une nouvelle antenne multi-bandes à polarisation circulaire," Mémoire de Master, Univ. 8 Mai 1945 – Guelma, Faculté des sciences et de la technologie, Département d'électronique et télécommunications, Algérie, 2021.

3-Département d'Électronique, Antennes & Applications - Antenne Patch, Université de Mohamed Boudiaf - M'Sila, M1 ITLC, cours, 2023/2024.

4-F.Fati, S.kaissar, A.Boukabache, et N.Hacib, "Design of metamaterial-based sensor for liquid materials characterization using a square loop",2022 5th International conference on Electrical Engineering and informatics(ICEEI),2022 pp.1-4,doi:10.1109/ICEEI5551.2022.9985921.

5-S. Foura, Réseau d'antenne patch rectangulaire à bande interdite électromagnétique (BIE), Mémoire de fin d'études, Institut d'Aéronautique et des Études Spéciales, Option CNS/ATM, 2020/2021.

6-Alexandre Boyer alexandre-boyer@insa-toulouse.frwww.alexandre-loyer.fr.

7- N. Mehallaine and S. Seridi, Conception d'une antenne innovante pour la surveillance intelligente des paramètres de santé à domicile : du concept à la commercialisation, Mémoire de Master, Univ. 8 Mai 1945 – Guelma, Fac. Sci. et Technol. Dép. Électronique et Télécommunications, Guelma, Algérie, juin 2024.

8-D. Ziani, « Réseaux d'antennes MIMO ultra large bande pour système radar microonde », Thèse de doctorat, Université de Tlemcen, 2019.

9-https://www.techniques-ingénieur.fr>actualité<articles

10-M. Lashab, M. Belattar, S. Hocine, and A. Halfaya, "Metamaterial Applications in Modern Antennas," IntechOpen Book Chapter, 2022.
[Enligne].Disponible:https://www.intechopen.com

11-S. Driouech et M. Boulila, Antenne reconfigurable à base de méta-matériaux, Mémoire de Master, Université Saad Dahlab de Blida, Faculté de Technologie, Département d'Électronique, Algérie, 2020.

12-C. R. Adjmi, Réalisation et simulation d'une antenne micro-ruban à base de métamatériaux, Mémoire de projet de fin d'études, École Nationale Polytechnique (ENP), Département de Métallurgie, Alger, Algérie, juin 2024.

13-L. Belabas et L. Chemoun, Miniaturisation de l'antenne PATCH sous CST, mémoire de fin d'études, Univ. Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, Algérie, 2018.

14-C. Bensmail, Étude et conception d'une antenne rectangulaire en technologie microruban (Inset-fed antenna), Mémoire de Master, Département d'Électronique, École Nationale Polytechnique (ENP), Alger, Algérie, 2015.

15-A. Aldélémy, E. Adjei, P. Siaw, J. Buckley, M. Hardy, R. Qahwaji, R. A. Abd-Alhameed, J. Bastos, C. Barbosa, I. Elfergani, D. Lymberopoulos, S. Denazis, G. Mandellos, J. Martins, L. Campos, F. Loureiro, and V. Monteiro, "Exploration des techniques de radiofréquence pour la détection des fractures osseuses : un examen complet des approches basse fréquence et micro-ondes," Annales des Revues et des Recherches, vol. 10, no. 1, pp. 001–010, Sep. 2023, doi: 10.19080/ARR.2023.10.555778.

16- https://www.kenhub .com

17-https:/ /www.visiblebody.com

18-P. O. Siaw, M. Lashab, E. Adjei, A. Aldelemy, A. S. I. Amar, A. G. A. Ibrahim, C. H. See, A. A. Elmahallawy, R. A. Abd-Alhameed, and A. N. Moqadam, "Optimized Metamaterial Sensor for Effective OS Fracture Detection," IEEE Open Journal of Antennas and Propagation, vol. 3, pp. 836–847, 2022.

19-https://www.apollohospitals.com

20-M. R. Nko'o Amvene, J. C. Mballa, E. N. Asseme Ntol, P. Ongolo Zogo, and S. Nko'o Amvene, "Imagerie de la consolidation des fractures : principes physiques et applications en radiologie," Health Res. Afr., vol. 3, no. 5, pp. 59–64, May 2025. [Online]. Available: http://hsd-fmsb.org/index.php/hra

21-https:/ /ishh.fr>Department

22-https://www.sciencedirect.com /org/science/article/pii/S1573405624003321

23- Ahmad Aldélémy, Ebenezer Adjei, Prince Siaw, John Buckley, Maryann Hardy, Rami Qahwaji, Raed A. Abd-Alhameed, et al.

« Exploration des techniques de radiofréquence pour la détection des fractures osseuses : un examen complet des approches basse fréquence et micro-ondes. »

Annales des Revues et des Recherches (Ann Rev Research), Vol. 10, No. 1, septembre 2023.

DOI : 10.19080/ARR.2023.10.555778

24- L. Larsen and J. Jacobi, ³Medical applications of microwave imaging,´ Storming Media, 1985.

25-Doukhi, Conception et développement d'une antenne pour la détection des tumeurs cancéreuses, Mémoire de Master, Université 8mai 1945 Guelma juin 2023

26-A. M. Siddiky, M. R. I. Faruque, M. T. Islam, S. Abdullah, M. U. Khandaker, N. Tamam, and A. Sulieman, "Body-Centered Double-Square Split-Ring Enclosed Nested Meander-Line-

Shaped Metamaterial-Loaded Microstrip-Based Resonator for Sensing Applications," Materials, vol. 15, no. 18, p. 6186, Sep. 2022, doi: 10.3390/ma15186186.

27-https://it is.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric- properties

28-M. R. T. Boussaid et A .W.Beghni, Conception et simulation d'une antenne 4G MIMO à l'aide de CST studio,Mémoire de Master,Département de Génie électrique,Centre Universitaire Salhi Ahmed Naâma,Algérie,2024 .