

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**

وزارة التعلّم والعالي والبحث العلمي

**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique**

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان -

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –  
Faculté de TECHNOLOGIE



## **MEMOIRE**

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

**En** : Télécommunications

**Spécialiste** : Système des Télécommunications

**Par** : MOUALID SIDAHMED ET SALHI AYMEN SAADEDDINE

**Thème**

### **CONCEPTION ET REALISATION D'UN RESEAU D'ANTENNES VIVALDI MINIATURISE POUR DES APPLICATIONS MEDICALES-CAVAM**

Soutenu publiquement le 22 /06/ 2023 devant le jury composé de :

Mr N. BOUKLI HACENE	Professeur	Université de Tlemcen	Président
Mme H. BENOSMAN	Maître de Conférences A	Université de Tlemcen	Examinatrice
Mme F.BOUSALAH	Maître de Conférences A	Université de Tlemcen	Encadrante
Mr A.RABAH	Maître de Recherche A	C.D.S Oran	Co-Encadrant
Mr.B.LASOUANI	Ingénieur d'état en Télécommunications	Algérie Telecom Tlemcen	Invité
Mme F.MERAD	Maître de Recherche B	C.D.S Oran	Examinatrice
Mr.S SOULIMENE	Professeur	Centre d'Etudiant I2E	Examinateur

Année universitaire : 2022 /2023

## Résumé

La prolifération croissante d'appareils avancés pour la communication UWB, 5G, la communication à ondes micrométriques et à ondes millimétriques exige une antenne capable de gérer des débits de données énormes, offrant un gain élevé et un diagramme de rayonnement stable comme panacée à la plupart des problèmes de communication sans fil actuels. De nombreuses conceptions d'antennes différentes ont été proposées par les chercheurs, mais l'antenne Vivaldi a attiré l'attention de la plupart des chercheurs en raison de son gain élevé, de sa large bande passante, de sa perte de rayonnement moindre et de son diagramme de rayonnement stable.

Ce travail cible des applications médicales nous optons à l'investigation de type d'antennes Vivaldi miniaturisé à base de cellules métamatériaux complémentaires CSRR grâce à ses performances pour la détection et la localisation des tumeurs du sein qui ont pour but de cibler ces tumeurs et de les détruire, ce type d'antenne Vivaldi est conçu afin de lutter contre ces maladies et aussi contre le concert du tissu humain.

**Mots-clés** : FR4, Cuivre, réseaux, antenne planaire, CST MWS, gain, directivité, diagramme de rayonnement, rapport axial, VSWR, bande UWB, métamatériaux CSRR.

## **Abstract**

The increasing proliferation of advanced devices for UWB, 5G, Microwave and millimeter wave communication demands an antenna capable of handling huge data rates, offering high gain and a stable radiation pattern as a panacea to most current wireless communication issues. Many different antenna designs have been proposed by researchers, but the Vivaldi antenna has caught the attention of most researchers because of its high gain, wide bandwidth, less radiation loss, and its stable radiation pattern.

This work targets medical applications, we opt for the investigation of miniaturized Vivaldi antenna type based on CSRR complementary metamaterial cells thanks to its performance for the detection and localization of breast tumors, which aim to target these tumors; this type of Vivaldi antenna is designed to detect cancerous disease.

**Keywords:** FR4, Copper, arrays, planar antenna, CST MWS, gain, directivity, radiation pattern, axial ratio, VSWR, UWB band, CSRR metamaterials.

## ملخص

يتطلب الانتشار المتزايد للأجهزة المتقدمة لاتصالات UWB و 5G والميكروويف والموجات المليمترية هوائياً قادرًا على التعامل مع معدلات البيانات الضخمة، مما يوفر مكاسب عالية ونمط إشعاع مستقر كعلاج لمعظم مشكلات الاتصالات اللاسلكية الحالية. تم اقتراح العديد من تصميمات الهوائيات المختلفة من قبل الباحثين، لكن هوائي فيفالدي لفت انتباه معظم الباحثين بسبب مكاسبه العالية وعرض النطاق الترددي الواسع وفقدان الإشعاع الأقل ونمط الإشعاع المستقر. يستهدف هذا العمل التطبيقات الطبية، فنحن نختار فحص نوع هوائي Vivaldi المصغر استنادًا إلى خلايا  $\text{métamatériau}$  التكميلية CSRR بفضل أدائها في الكشف عن أورام الثدي وتوطيئها، والتي تهدف إلى استهداف هذه الأورام؛ تم تصميم هذا النوع من هوائي Vivaldi للكشف عن الأمراض السرطانية.

### الكلمات الرئيسية:

FR4 ، النحاس ، المصفوفات ، الهوائي المستوي ، CST MWS ، الكسب ، الاتجاهية ، مخطط الإشعاع ، النسبة المحورية ، VSWR ، نطاق UWB ، المواد الوصفية CSRR.

# *Remerciements*

Nous tenons à exprimer ma profonde gratitude et mes sincères remerciements à tous ceux qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire de fin d'études.

Tout d'abord, je souhaite remercier mon encadreur, Madame **BOUSALAH Fayza**, Maitre de Conférence Classe A à l'université de Tlemcen, pour son soutien indéfectible, ses conseils avisés et sa disponibilité tout au long de ce projet. Ses connaissances et son expertise ont été d'une valeur inestimable et qui ont grandement contribué à la réussite de ce travail.

Un grand merci également à mon co-encadrant, Monsieur **RABAH Mohammed Amine**, Maitre de Recherche Classe A au CDS d'Oran, pour sa collaboration et ses précieuses contributions. Sa vision et son expertise ont enrichi ce mémoire et ont permis d'explorer de nouvelles perspectives.

Nous tenons à exprimer ma reconnaissance envers les membres du jury, Monsieur le président **BOUKLI HACENE Noureddine** Professeur à l'Université de Tlemcen, d'avoir examiné notre mémoire et pour avoir accepté de consacrer son temps à expertiser et à évaluer ce travail, ces commentaires et suggestions constructives ont contribué à améliorer la qualité de ce mémoire.

Nous tenons aussi à remercier également Madame **BENOSMAN Hayat Maitre de Conférence à l'Université de Tlemcen**, qui a pu examiner et évaluer ce modeste travail. Sa contribution est inestimable et nous lui en sommes profondément reconnaissants. Je tiens à exprimer mes reconnaissances à Monsieur **SOULIMENE Sofiane**, Professeur à l'Université de Tlemcen.

Aussi à Monsieur **LASOUANI Brahim** Ingénieur d'état en Télécommunications à Algérie Télécom Tlemcen, d'avoir accepté notre invitation pour assister à notre soutenance et examiner notre travail.

Sans oublier Madame **MERAD Faiza** membres du jury du centre de l'étudiant (I2E), de l'université de Tlemcen, pour l'encadrement, le soutien, l'orientation, et les efforts fournis pour mener à bien ce travail.

Nos vifs remerciements vont aussi à l'ensemble des membres du Laboratoire de Télécommunications de Tlemcen TTL, de nous avoir acceptés et accueillis à bras ouverts durant toute la période de préparation du projet de fin d'étude.

Nous n'oublions pas de remercier ma famille et mes amis pour leur soutien inconditionnel et leurs encouragements tout au long de cette aventure. Leur présence et leurs encouragements ont été une source de motivation et de réconfort.

Nous sommes profondément reconnaissant envers tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire de fin d'études. Leurs conseils, leur soutien et leur confiance ont été d'une importance cruciale. Merci du fond du cœur.

*Veillez accepter notre plus sincères  
remerciements et l'expression de notre  
profonde gratitude.*

# *Dédicace*

*Je dédie ce travail*

*À ma chère mère pour son amour, ses encouragements et ses  
sacrifices*

*À mon cher père pour son soutien et son affection*

*À ma merveilleuse sœur, Tu es ma confidente, ma complice et mon  
soutien inconditionnel*

*À mon cher frère, mon confident et mon partenaire de vie*

*À mon cher oncle Ahmed et ses fils Achref et Rayan*

*À mes amies Moussa, Sidou, Scheib, Malika*

*À mon amie kawther qui ma soutenue et encouragée tout au long de  
mon parcours universitaire son aide et sa confiance ont été une source  
d'inspiration et de motivation pour moi*

*À mon cher binôme Aymen qui m'a aidé*

*Sid Ahmed*

# Dédicace

Je dédie ce travail :

*A mes très chers parents, à mon père qui est le premier soutien pour moi, à ma mère pour son amour et ses encouragements.*

*A mon adorable sœur puisse dieu leurs donne de santés bonheurs et succès et les protèges.*

*A mes chers frères Boumediene et Mohammed pour leur support*

*A mes amis et tous qui m'ont aidé lors de mon travail.*

*A mon cher ami Salmi mohammed el amine dont le sourire nous a quittés " رحمه الله " .*

*A mes chers amis du club MCE et club Life savers.*

*A mon cher binôme Sid Ahmed qui m'a aidé dans ce parcours...*

Aymen



# Table de matière

Résumé .....	II
Remerciements .....	IV
Dédicace .....	VI
Table de matière .....	VIII
Liste des figures .....	XV
Liste des tableaux .....	XX
Introduction générale .....	1
CHAPITRE I : GENERALITES SUR LES ANETENNES.....	3
I.1    INTRODUCTION .....	4
I.2    DEFINITION D'UNE ANTENNE .....	4
I.3    DIFFERENTES ZONES DE RAYONNEMENT.....	5
I.3.1    Zone de Rayleigh (zone proche) .....	6
I.3.2    Zone de Fresnel .....	6
I.3.3    Zone de Fraunhofer (zone au champ lointain) .....	6
I.4    CARACTERISTIQUES DES ANTENNES .....	6
I.4.1    Caractéristiques de rayonnement.....	7
I.4.1.1    Le gain .....	7
I.4.1.2    La directivité.....	8
I.4.1.3    Le diagramme de rayonnement .....	8
I.4.1.4    La polarisation .....	8
I.4.1.4.1    Comment déterminer la polarisation d'une antenne.....	10
I.4.2    Caractéristiques électriques.....	11
I.4.2.1    Impédance d'entrée.....	11
I.4.2.2    Bande d'utilisation.....	11

I.4.2.3	Rendement .....	12
I.5	LES ANTENNES ULTRA LARGE BONDE (UWB).....	12
I.5.1	Définition .....	12
I.5.2	Caractéristique des antennes UWB .....	12
I.5.3	Performances des antennes UWB .....	14
I.5.4	Applications des antennes UWB.....	15
I.5.5	Les différents type des antennes UWB .....	16
I.5.5.1	Antennes à fente .....	16
I.5.5.2	Antennes à disque.....	17
I.5.5.3	Antennes à cornet .....	18
I.5.5.4	Antennes à microbande .....	19
I.5.5.5	Antenne planaire.....	20
I.6	TECHNIQUES D'ALIMENTATION .....	21
I.6.1	Sonde coaxiale.....	21
I.6.2	Alimentation par ligne micro-ruban .....	22
I.6.3	Couplage par fente .....	23
I.7	TECHNIQUES D'ADAPTATION DES ANTENNES PLANAIRES .....	23
I.7.1	Adaptation par ligne quart d'onde.....	23
I.7.2	Adaptation par stub .....	24
I.7.3	Adaptation avec encoches .....	24
I.8	TECHNIQUES UTILISEES POUR OBTENIR DES ANTENNES PLANAIRES A LARGE BANDE .....	24
I.8.1	Augmentation de l'épaisseur du substrat .....	25
I.8.2	Utilisation des algorithmes d'optimisation .....	25
I.9	ANTENNES VIVALDI .....	25
I.9.1	Antenne Vivaldi a fente conique .....	26
I.9.1.1	Dispositifs d'adaptation d'impédance .....	26

I.9.1.1.1	Baluns .....	26
I.9.1.2	Classification .....	27
I.9.1.3	Caractéristique de rayonnement .....	27
I.9.1.3.1	Description .....	27
I.9.1.3.2	Le gain .....	28
I.9.1.3.3	La largeur du faisceau .....	28
I.9.1.3.4	La forme du rayonnement .....	29
I.9.1.4	Paramètres de l'antenne .....	29
I.9.1.4.1	Substrat .....	29
I.9.1.4.2	Profils du cône .....	30
I.10	Bande passante .....	31
I.10.1	Antenne Vivaldi a fente antipodale .....	32
I.10.2	Antenne Vivaldi a fente antipodale équilibré .....	34
I.11	CONCLUSION .....	35
CHAPITRE II : IMAGERIE MEDICALES .....		39
II.1	HISTOIRE DE L'IMAGERIE MEDICALE .....	40
II.2	DEFINITION .....	40
II.3	IMAGERIE ANATOMIQUE (STRUCTURELLE) ET FONCTIONNELLE .....	40
II.3.1	Imagerie structurelle .....	41
II.3.2	Imagerie fonctionnelle .....	41
II.4	DIFFERENTES MODALITES DE L'IMAGERIE MEDICALE .....	41
II.4.1	Rayons X .....	41
II.4.1.1	Scanner (Tomodensitométrie) .....	42
II.4.1.2	Radiographie .....	42
II.4.1.3	Mammographie .....	43
II.4.1.3.1	Mammographie de dépistage .....	44
II.4.1.3.2	Mammographie diagnostique .....	44

II.4.2	Ultrason .....	44
II.4.2.1	Echographie ultrasons.....	44
II.4.3	Imagerie par résonance magnétique (IRM).....	45
II.4.3.1	Principe de l'IRM .....	45
II.5	AVANTAGES ET LES INCONVENIENTS DE L'IMAGE MEDICALE.....	46
II.5.1	Radiologie .....	46
II.5.2	Scanner .....	46
II.5.3	Echographie.....	47
II.5.4	IRM .....	47
II.6	IMAGERIE MEDICALE DANS LE DIAGNOSTIC DU CANCER DU SEIN	47
II.7	EXAMENS EN SUIVI POST-CANCER DU SEIN .....	48
II.8	ANATOMIE DU SEIN .....	49
II.9	CANCER DU SEIN .....	49
II.10	DIFFERENCE ENTRE TUMEURS BENIGNES ET TUMEURS MALIGNES.....	50
II.10.1	Tumeur bénigne .....	50
II.10.2	Tumeur maligne.....	50
II.11	TYPES DE TUMEURS DU SEIN .....	51
II.11.1	Cancer canalaire in situ ou carcinome canalaire in situ (CCIS).....	51
II.11.2	Cancer carcinome lobulaire in situ (CLIS).....	52
II.12	DIFFERENTS STADES DU CANCER .....	52
II.13	CONCLUSION .....	53
CHAPITRE III : PRESENTATION DES METAMATERIAUX.....		56
III.1	INTRODUCTION .....	57
III.2	HISTORIQUE .....	57
III.3	DEFINTION DES METAMATERIAUX .....	58
III.4	CLASSIFICATION DES METAMATERIAUX .....	59
III.4.1	Matériaux doublement positifs (DPS) ( $\epsilon > 0$ et $\mu > 0$ ).....	59

III.4.2	Matériaux doublement négatives (DNG) ( $\epsilon < 0$ et $\mu < 0$ ) .....	60
III.4.3	Matériaux à perméabilité négative (MNG) ( $\epsilon > 0$ et $\mu < 0$ ) .....	60
III.4.4	Matériaux a permittivité négative (ENG) ( $\epsilon < 0$ et $\mu > 0$ ) .....	61
III.5	EXTRACTON DE PARAMETRES EFFECTIFS .....	62
III.6	APPLICATIONS DES METAMATERIAUX .....	64
III.6.1	Cape d'invisibilité .....	64
III.6.2	Lentilles parfaites .....	65
III.6.3	Miniaturisation .....	65
III.6.4	Application liées aux antennes .....	66
III.7	CONCLUSION .....	66
CHAPITRE IV : SIMULATION ET REALISATION .....		69
IV.1	INTRODUCTION .....	70
IV.1.1	Présentation du logiciel Micro-Wave Studio de CST .....	70
IV.2	CAHIER DES CHARGES .....	71
IV.3	CONCEPTION D'UNE ANTENNE VIVALDI ANTIPODALE (AVA) A OUVERTURE ELLIPTIQUE .....	71
IV.3.1	Paramètres de conception de l'antenne Vivaldi .....	71
IV.3.2	Propriétés du Substrat.....	73
IV.4	DESIGN FINAL DE L'ANTENNE VIVALDI ANTIPODALE .....	73
IV.5	RESULTATS DE CONCEPTION ET DE SIMULATION DE L'ANTENNE VIVALDI.....	74
IV.5.1	Coefficient de réflexion S11 .....	74
IV.5.2	Taux d'onde stationnaire VSWR .....	75
IV.5.3	Redimensionnement de la géométrie de l'antenne.....	75
IV.6	CONCEPTION ET SIMULATION DES CELLULES SRR ET CSRR.....	77
IV.6.1	Conception et simulation de la cellule SRR ou RAF.....	77
IV.6.2	Conception et simulation de la cellule CSRR .....	79

IV.7	CONCEPTION ET SIMULATION DES ANTENNES VIVALDI ASSOCIEES AUX CELLULES CSRR .....	80
IV.7.1	Interprétation des résultats de la 1 <sup>ère</sup> simulation.....	81
IV.7.2	Résultats du 2 <sup>ème</sup> simulation .....	82
IV.8	RESEAU D'ANTENNES .....	84
IV.8.1	Types de réseaux d'antennes microbandes .....	84
IV.8.1.1	Réseaux linéaires .....	85
IV.8.1.2	Réseaux planaires.....	85
IV.8.1.3	Réseaux circulaires .....	86
IV.8.2	Techniques d'alimentation d'un réseau d'antennes imprimées .....	86
IV.8.2.1	Alimentation série .....	86
IV.8.2.2	Alimentation parallèle.....	87
IV.9	MISE EN PLACE D'UN RESEAU D'ANTENNES VIVALDI.....	87
IV.9.1	Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 2 éléments.....	88
IV.9.2	Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 4 éléments.....	90
IV.9.3	Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 2 éléments .....	93
IV.10	MODELE DE SEIN.....	98
IV.11	DEBIT D'ABSORPTION SPECIFIQUE (SPECIFIC ABSORPTION RATE) SAR	99
IV.12	RESULTATS DE DETECTION DE LA TUMEUR.....	99
IV.12.1	Simulation d'une antenne Vivaldi sans méta Avec un Modèle du sein .....	99
IV.12.2	Simulation d'une antenne Vivaldi avec méta-matériaux avec un modèle du sein	100
IV.12.3	Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 2 éléments avec un modèle du sein.....	101
IV.12.4	Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 4 éléments avec un modèle du sein.....	101

IV.12.5	Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi avec méta-matériaux à 2 éléments avec un modèle du sein .....	102
IV.12.6	Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi Avec méta a 4 éléments Avec un Modèle du sein .....	104
IV.13	COMPARAISON DES RRSULTATS .....	105
IV.13.1	Comparaison des résultats de réseau d'antennes avec et sans méta .....	105
IV.13.2	Comparaison des résultats de la détection de tumeur .....	106
IV.14	RESULTATS EXPERIMENTAUX .....	107
IV.14.1	LE RESEAU D'ANTENNE A 2 ELEMENTS .....	107
IV.14.1.1	Mesure des coefficients de réflexions et rapport d'onde stationnaire :.....	107
IV.14.2	LE RESEAU D'ANTENNE A 4 ELEMENTS AVEC META.....	110
IV.14.1	Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments.....	111
IV.14.2	Réalisation d'un réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments .....	112
IV.14.2.1	Mesure des coefficients de réflexions et rapport d'onde stationnaire :.....	113
IV.15	CONCLUSION.....	116
ANNEXE	.....	121

# Table de figures

## CHAPITRE I : GENERALITES SUR LES ANETENNES

Figure I.1.système générale de communications sans fil .....	5
Figure I.2.différentes zones de rayonnement .....	6
Figure I.3.Polarisation du champ électromagnétique.....	9
Figure I.4.polarisation d'une antenne. ....	10
Figure I.5.La Bande passante. ....	13
Figure I.6. Antenne a fente à 1225 MHz.....	17
Figure I.7.Antenne à disque (disque Lakhovsky). ....	18
Figure I.8.Antennes à cornet. ....	18
Figure I.9.Antenne patch.....	21
Figure I.10.Alimentation du patch rectangulaire avec un câble coaxiale. [10].....	22
Figure I.11.Alimentation du patch rectangulaire par une ligne micro-ruban. [10] .....	22
Figure I.12.Alimentation du patch rectangulaire par couplage. [10] .....	22
Figure I.13.Antenne imprimée alimentée par fente. [11] .....	23
Figure I.14.Adaptation par quart d'onde. [10] .....	23
Figure I.15.Modélisation à adaptation simple stub. [10].....	24
Figure I.16.Patch adapté par encoches de longueur. [10] .....	24
Figure I.17.Antenne Vivaldi. [14].....	26
Figure I.18.Vue d'ensemble des dimensions de l'antenne Vivaldi et des champs. ....	28
Figure I.19.diagramme de rayonnement typique du TSA. [24] .....	29
Figure I.20.Diffèrent style conique de la TSA: (a) Exponential (Vivaldi); (b) Linear constant; (c) Tangential; (d) Exponential-constant; (e) Parabolic;(f) Step-constant; (g) Linear; (h) Broken-linear. [27] .....	31
Figure I.21.Antenne Vivaldi. [24].....	32
Figure I.22.Antenne Vivaldi Antipodal [14].....	33
Figure I.23.Antenne antipodale équilibrée. [14] .....	35
<b>CHAPITRE II : IMAGERIE MEDICALES</b>	
Figure II.1.Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen. [4] .....	41
Figure II.2.Image médicale par scanner. [4] .....	42
Figure II.3.Radiologie-rayons-X. ....	43



Figure II.4.Mammographie. ....	43
Figure II.5.Appareil d'Echographie. ....	45
Figure II.6.Image obtenue par échographie. ....	45
Figure II.7.IRM cérébrale.....	46
Figure II.8.Schéma d'une vue latérale du sein.....	50
Figure II.9.Carcinome canalaire in situ (CCIS). ....	51
Figure II.10.carcinome lobulaire in situ (CLIS).....	52

### **CHAPITRE III : PRESENTATION DES METAMATERIAUX**

Figure III.1.Coupe de Lycurgus en lumière réfléchiée à gauche, en lumière transmise à droite [2]. ....	57
Figure III.2.Photographie du premier méta-matériau à indice de réfraction négatif réalisé par l'équipe de David Smith en 2000. [2] .....	58
Figure III.3.Schéma du premier SRR imaginé par John Pendry [3]. ....	58
Figure III.4.Classement des matériaux en fonction du signe de leur permittivité $\epsilon$ et perméabilité. ....	59
Figure III.5. (a) cellule DNG-"SRR+Tige", (b) perméabilité et permittivité de la cellule "SRR+Tige"[8].....	60
Figure III.6.La structure rouleau de suisse. ....	61
Figure III.7.Méta-matériaux ENG formé par un réseau de tige métallique [9].....	62
Figure III.8.Coefficients de réflexion et de transmission à travers un matériau homogène. ...	63
Figure III.9.Cape d'invisibilité de J. Pendry. [10] .....	65
Figure III.10. (a) Lentille parfaite de Pendry d'indice de réfraction négatif. (b) Lentille parfaite de Smithen d'indice de réfraction négatif. [1] .....	65
Figure III.11.Schéma du dispositif où le méta matériau Main. ....	66

### **CHAPITRE IV : SIMULATION ET REALISATION**

Figure IV.1.Interface du CST [1]. ....	71
Figure IV.2.structure de l'antenne Vivaldi antipodale [2]. ....	72
Figure IV.3.Antenne Vivaldi Antipodale. ....	74
Figure IV.4.S11 avant l'adaptation. ....	74
Figure IV.5.VSWR Avant l'adaptation. ....	75
Figure IV.6.S11 après l'adaptation. ....	75
Figure IV.7.VSWR Après l'adaptation.....	76
Figure IV.8.le gain d'antenne.....	76

Figure IV.9.a-Diagramme de rayonnement en 3D. b-Diagramme de rayonnement en présentation polaire. ....	77
Figure IV.10.Représentation d'une unité d'une cellule RAF carré (SRR). ....	78
Figure IV.11.Représentation des paramètres (S). ....	78
Figure IV.12.Représentation d'un résonateur complémentaire en anneau fendu (CSRR) carré. .....	79
Figure IV.13.Coefficient de réflexion (S11) pour la CSRR.....	80
Figure IV.14.Coefficient de transmission (S21) pour la CSRR.....	80
Figure IV.15.Antenne Vivaldi avec les cellules CSRR Avant l'adaptation.....	81
Figure IV.16.Coefficient de réflexion S11 de l'antenne miniaturisé Avant l'adaptation. ....	81
Figure IV.17.Antenne Vivaldi avec les cellules CSRR Après l'adaptation. ....	82
Figure IV.18.Coefficient de réflexion S11 de l'antenne miniaturisé Après l'adaptation. ....	82
Figure IV.19.VSWR de l'antenne miniaturisée Après l'adaptation .....	83
Figure IV.20.Le gain de l'antenne miniaturisé Après l'adaptation. ....	83
Figure IV.21.a- Diagramme de rayonnement de l'antenne miniaturisé Après l'adaptation. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire. ....	83
Figure IV.22.Exemple de la géométrie d'un réseau d'antennes. [5] .....	84
Figure IV.23.Différentes configurations géométriques des réseaux, (a) linéaire, (b) planaire et (c) circulaire. [5].....	85
Figure IV.24.Réseau d'antenne linéaire. [8].....	85
Figure IV.25.Architecture d'un réseau planaire. [9] .....	86
Figure IV.26.Géométrie d'un réseau circulaire.....	86
Figure IV.27.Alimentation en série. [11] .....	87
Figure IV.28.Alimentation en parallèle. [5].....	87
Figure IV.29.réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 2 éléments. ....	88
Figure IV.30.Coefficient de réflexion S11 d'un réseau d'antenne sans méta à 2 éléments. ....	89
Figure IV.31.Le VSWR d'un réseau d'antenne sans méta a 2 éléments.....	89
Figure IV.32.Le gain d'un réseau d'antenne sans méta à 2 éléments. ....	90
Figure IV.33.a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne sans méta à 2 éléments. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire. ....	90
Figure IV.34.Réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 4 éléments.....	91
Figure IV.35.Coefficient de réflexion (S11) d'un réseau d'antenne sans méta à 4 éléments. .	91
Figure IV.36.Le VSWR d'un réseau d'antenne sans méta à 4 éléments.....	92
Figure IV.37.Le gain d'un réseau d'antenne sans méta a 4 éléments. ....	92

Figure IV.38.a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne sans méta a 4 éléments. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire. ....	92
Figure IV.39.Réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 2 éléments. ....	93
Figure IV.40.Coefficient de réflexion S11 d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments. ..	93
Figure IV.41.Le VSWR d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments. ....	94
Figure IV.42.Le gain d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments. ....	94
Figure IV.43.a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire. ....	95
Figure IV.44.Réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments. ....	95
Figure IV.45.Coefficient de réflexion S11 d'un réseau d'antenne Avec méta a 4 éléments. ..	96
Figure IV.46.Le VSWR d'un réseau d'antenne Avec méta à 4 éléments. ....	96
Figure IV.47.Le gain d'un réseau d'antenne Avec méta à 4 éléments. ....	97
Figure IV.48.a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne Avec méta a 4 éléments. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire. ....	97
Figure IV.49.Le modèle de fantôme du sein sur CST. ....	98
Figure IV.50.l'antenne Vivaldi Avec Le modèle de fantôme du sein. ....	99
Figure IV.51.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi a 2 éléments pour 1[g]. ....	99
Figure IV.52.l'antenne Vivaldi Avec Le modèle de fantôme du sein. ....	100
Figure IV.53.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi a 2 éléments pour 1[g]. ....	100
Figure IV.54.réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 2 éléments Avec un Modèle du sein. ...	101
Figure IV.55.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi a 2 éléments pour 1[g]. ....	101
Figure IV.56.réseau d'antenne Vivaldi sans méta à 4 éléments Avec un Modèle du sein. ...	102
Figure IV.57.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 4 éléments pour 1[g]. ....	102
Figure IV.58.réseau d'antenne Vivaldi Avec méta à 2 éléments Avec un Modèle du sein. ..	103
Figure IV.59.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi Avec méta à 2 éléments pour 1[g]. ....	103
Figure IV.60. Réseau d'antenne Vivaldi Avec méta a 4 éléments Avec un Modèle du sein.	104
Figure IV.61.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi Avec méta à 4 éléments pour 1[g]. ....	104
Figure IV.62.réseau d'antenne à 2 éléments à réaliser (face supérieur).....	107
Figure IV.63.Résultats de mesures du réseau d'antenne à 2 éléments. ....	108
Figure IV.64.Coefficient de réflexion mesuré d'un réseau d'antenne à 2 éléments. ....	108
Figure IV.65.le rapport d'onde stationnaire d'un réseau d'antenne à 2 éléments. ....	109

Figure IV.66.Comparaison de VSWR simulé et mesuré réseaux d'antenne à 2 éléments.....	109
Figure IV.67.Comparaison de coefficient de réflexion simulé et mesuré réseaux d'antenne à éléments.....	110
Figure IV.68. Réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments. ....	111
Figure IV.69.Coefficient de réflexion S11 d'un réseau d'antenne Avec méta a 4 éléments.	112
Figure IV.70.Le VSWR d'un réseau d'antenne Avec méta à 4 éléments. ....	112
Figure IV.71 : (a) Réseau d'antenne à 4 éléments avec Méta à réaliser (face supérieur). (b) Réseau d'antenne à 4 éléments avec Méta à réaliser (face inférieur) .....	113
Figure IV.72.Résultats de mesures du réseau d'antenne à 4 éléments avec méta .....	113
Figure IV.73.Coefficient de réflexion mesuré d'un réseau d'antenne à 4 éléments avec méta .....	114
Figure IV.74.le rapport d'onde stationnaire d'un réseau d'antenne à 4 éléments avec méta.	114
Figure IV.75.Comparaison de coefficient de réflexion simulé et mesuré réseaux d'antenne à .....	115
Figure IV.76.Comparaison de VSWR simulé et mesuré réseaux d'antenne à 4 éléments avec méta. ....	116

# Liste des tableaux

## CHAPITRE I : GENERALITES SUR LES ANETENNES

Tableau I-1.les caractéristiques de chacun des types de polarisations. .... 10

## CHAPITRE IV : SIMULATION ET REALISATION

Tableau IV-1.Dimensions des paramètres de l'antenne Vivaldi..... 73

Tableau IV-2.Dimensions des paramètres de l'antenne Vivaldi Avec méta..... 82

Tableau IV-3.Dimensions de substrat de réseau d'antenne sans méta à 2 éléments..... 89

Tableau IV-4.Dimensions de substrat de réseau d'antenne sans méta à 4 éléments..... 91

Tableau IV-5.Dimensions de substrat de réseau d'antenne avec méta-matériaux à 2 éléments.  
..... 93

Tableau IV-6.Dimensions de substrat de réseau d'antenne avec méta-matériaux à 4 éléments.  
..... 96

Tableau IV-7.paramètre de tissus mammaire..... 98

Tableau IV-8.Tableau récapitulatif pour les simulations sans méta. .... 105

Tableau IV-9.Tableau récapitulatif pour les simulations Avec méta. .... 105

Tableau IV-10.Comparaison des dimensions du substrat entre l'antenne avec et sans méta-  
matériaux. .... 105

Tableau IV-11.Coordonnées données de la vraie tumeur pour chaque réseau d'antenne..... 106

Tableau IV-12.Coordonnées obtenues de la détection de tumeur pour chaque réseau  
d'antenne. .... 106

# INTRODUCTION GENERALE

Le domaine des télécommunications englobe un large éventail de technologies et de systèmes de communication qui permettent le transfert efficace d'informations à travers de vastes réseaux. Les antennes jouent un rôle essentiel dans la transmission et la réception des signaux dans ces systèmes de communication, en convertissant les signaux électriques en ondes électromagnétiques et vice versa. Les dernières avancées dans le domaine des antennes ont permis de développer des antennes ultra large bande miniaturisées, qui offrent des caractéristiques uniques en termes de bande passante, de directivité et de résolution spatiale.

Les métamatériaux, notamment les cellules SRR et CSRR, ont suscité un vif intérêt dans le domaine des antennes en raison de leurs propriétés électromagnétiques uniques. Ces structures artificielles, composées de motifs géométriques répétitifs, permettent la manipulation précise des ondes électromagnétiques sur une large gamme de fréquences. Les cellules SRR et CSRR sont capables de générer des résonances électromagnétiques spécifiques, ce qui permet une large bande passante et une miniaturisation des antennes, ouvrant ainsi de nouvelles opportunités dans le domaine des applications médicales.

Dans le domaine de l'imagerie médicale, les techniques basées sur les antennes ultra large bande miniaturisées avec des cellules SRR et CSRR offrent des avantages significatifs. Ces antennes permettent une meilleure résolution spatiale, une plus grande profondeur de pénétration et une sensibilité accrue dans la détection des signaux. Cela ouvre la voie à des applications telles que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) de haute résolution, la tomographie par émission de positrons (TEP) améliorée et l'échographie de haute définition.

De plus, ces techniques offrent des solutions miniaturisées et non invasives, ce qui facilite leur intégration dans les dispositifs médicaux portables et implantables.

L'antenne Vivaldi est conçue pour satisfaire ces besoins, c'est un conducteur métallique de forme particulière placé sur un substrat ; ses caractères en miniature offrent la possibilité de l'intégrer facilement dans les systèmes de l'imagerie médicale.

Notre objectif est d'étudier, de concevoir, d'optimiser, de caractériser et de réaliser une antenne à base de métamatériaux à la fréquence de résonance 5.3 GHz à usage médical.

Ce mémoire est divisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre vise tout d'abord à traiter, de façon générale, les antennes, la définition, les notions de base, quelques propriétés et caractéristiques des antennes et représentations des différents types d'antennes imprimées et les différentes techniques d'alimentation ; et par la suite, nous présentons les différents types d'antennes Vivaldi avec une étude approfondie de l'antenne Vivaldi à fente conique avec toutes ses caractéristiques.

Le second chapitre est consacré à l'imagerie médicale, en fournissant un peu d'histoire sur le sujet, une définition de l'imagerie anatomique et fonctionnelle, ainsi qu'une présentation des différentes modalités d'imagerie médicale telles que les rayons X, l'échographie et l'IRM. Il explore également les avantages et les inconvénients de chaque méthode d'imagerie et se concentre sur l'imagerie médicale dans le diagnostic du cancer du sein.

Le troisième chapitre présente les métamatériaux, en commençant par une introduction et un historique. Il définit les métamatériaux et les classe en différentes catégories en fonction de leurs propriétés électriques. Les applications des métamatériaux, telles que la cape d'invisibilité, les lentilles parfaites, la miniaturisation et leur utilisation dans les antennes, sont également abordées.

Enfin, nous avons étudié dans le quatrième chapitre, la conception et la simulation d'une antenne Vivaldi avec des cellules SRR et CSRR sous l'environnement CST MicroWave Studio qui sont utilisées dans le processus de conception des différentes antennes planaires. Le chapitre couvre également la conception d'un réseau d'antennes Vivaldi, la simulation avec différents modèles (fantômes) de sein, les différents résultats de détection de tumeurs et leur comparaison avec d'autres résultats d'antennes à base de cellules de métamatériaux.

## CHAPITRE I : GENERALITES SUR LES ANTENNES



**I.1 INTRODUCTION**

Les premières antennes ont été développées au début du XXe siècle pour la transmission de signaux de radio. Au fil des ans, les antennes ont été améliorées pour s'adapter aux différents besoins en matière de transmission de signaux et à l'augmentation de la complexité des systèmes de communication. Par exemple, avec l'avènement de la télévision, les antennes directionnelles ont été développées pour une meilleure réception des signaux dans des zones spécifiques. Avec l'essor des télécommunications mobiles, les antennes modernes peuvent maintenant être conçues pour fonctionner dans des bandes de fréquences plus larges, pour une meilleure efficacité et une meilleure qualité de transmission.

Dans le domaine des télécommunications, certains travaux de recherche utilisent des antennes imprimées pour améliorer leurs caractéristiques de rayonnement. Les systèmes de télécommunications large bande jouent un rôle très important dans notre vie qu'ont connu un développement fulgurant marqué quotidiennement et, surtout dans le système médical. Dans ce chapitre nous allons tout d'abord traiter de façon générale les antennes, la définition, les notions de bases des quelques propriétés et caractéristiques des antennes et représentation des différents types d'antenne imprimées et les différentes techniques d'alimentation.

**I.2 DEFINITION D'UNE ANTENNE**

Les antennes sont des dispositifs électroniques utilisés pour transmettre ou recevoir des signaux électromagnétiques. Elles peuvent être utilisées dans diverses applications telles que la radio, la télévision, les télécommunications mobiles, les systèmes radar, etc.

Il existe plusieurs types d'antennes, chacun conçu pour répondre à des besoins spécifiques en matière de transmission de signaux. Certaines des caractéristiques les plus couramment utilisées pour classer les antennes incluent la direction de la radiation, la forme physique de l'antenne et la fréquence de fonctionnement.

Les performances d'une antenne dépendent de nombreux facteurs, tels que la longueur de l'antenne, la forme de l'antenne et les conditions environnementales. L'efficacité de l'antenne peut également être influencée par les obstacles environnants, tels que les bâtiments, les arbres et les montagnes.

En général, les antennes sont conçues pour transmettre ou recevoir des signaux dans un rayon de fréquences déterminé. Pour une transmission efficace, il est important que les propriétés de l'antenne correspondent à la fréquence des signaux à transmettre ou recevoir [1].

Dans un système de communication sans fil, nous pouvons définir une antenne émettrice, recevant une puissance électrique fournie par un bloc d'émission, comme un dispositif qui peut être utilisé pour diffuser cette puissance dans l'espace environnant, sous forme d'ondes électromagnétiques. Une antenne réceptrice peut également capter ces ondes électromagnétiques et fournir une puissance électrique à une charge dans la partie réception.

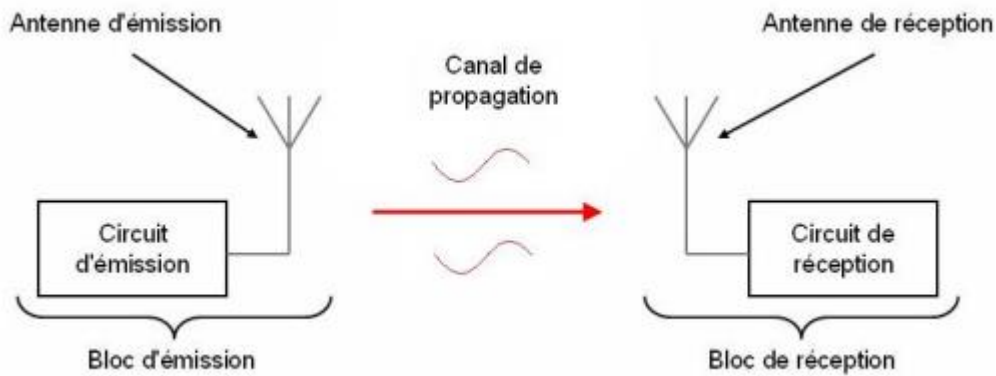


Figure I.1. système générale de communications sans fil

### I.3 DIFFERENTES ZONES DE RAYONNEMENT

À la réception, les ondes reçues n'arrivent pas en phase, le plus grand déphasage correspond aux ondes extrêmes c'est-à-dire : l'onde reçue par le centre de l'antenne d'émission et celle reçue par le point plus éloigné. La différence de distance parcourue par les deux ondes extrêmes peut être toujours être ramenée à une fraction de longueur d'onde. En fonction de la valeur maximum de la différence de distance, on distingue trois zones de rayonnement [2] :

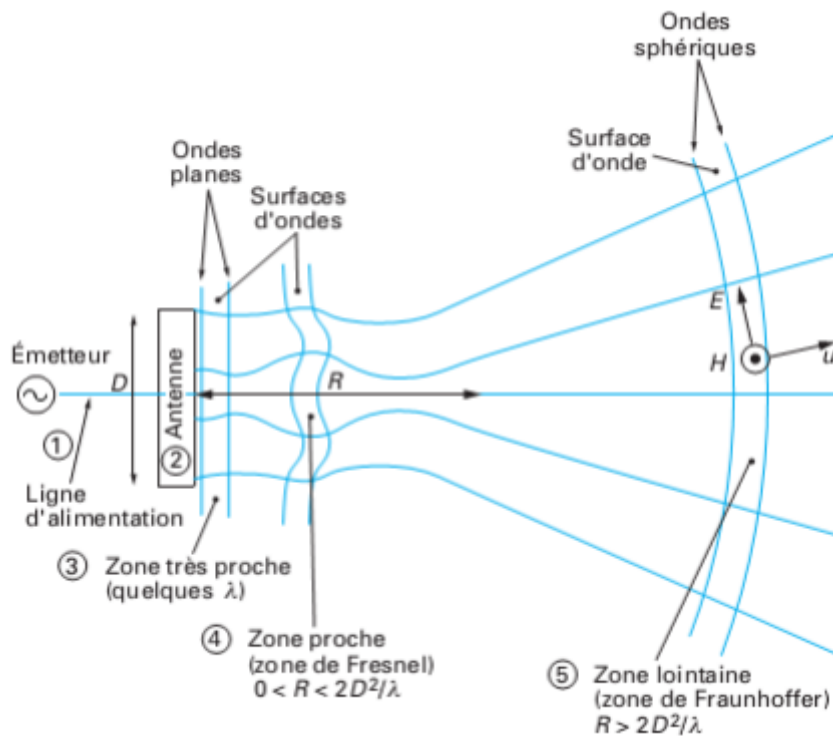


Figure I.2. différentes zones de rayonnement

### I.3.1 Zone de Rayleigh (zone proche)

Dans les environs immédiats de l'antenne, les termes inductifs et électrostatiques sont perpendiculaires les uns aux autres. Cette configuration entraîne une accumulation d'énergie électrique et magnétique. Bien que les champs vectoriels varient peu en fonction de la distance, ils sont très complexes à analyser.

### I.3.2 Zone de Fresnel

Cette zone est située au-delà de la zone proche, l'expression du champ dans cette zone est très complexe et le calcul est difficile ; c'est une zone qu'on essaie d'éviter au maximum.

### I.3.3 Zone de Fraunhofer (zone au champ lointain)

Cette zone apparaît après la zone de Fresnel, qui s'étend jusqu'à l'infini, dans cette zone, on peut considérer que les ondes sont planes, les champs sont perpendiculaires entre eux et perpendiculaires à la direction de propagation, et ils décroissent en  $1/r$ .

Où  $r$  : est la distance entre l'antenne et le point d'observation.

## I.4 CARACTERISTIQUES DES ANTENNES

Une antenne est caractérisée par différents paramètres qu'on peut classer soit en caractéristiques électriques soit en caractéristiques de rayonnement [2].

**I.4.1 Caractéristiques de rayonnement**

Le champ rayonné à grande distance est en fonction de  $\theta$  (angle de Site : plan vertical) et  $\varphi$  (angle d’Azimut : plan horizontal)

Il peut s’écrire en conséquence, à un facteur près, sous la forme :

$$E(\theta, \varphi) \sim F(\theta, \varphi) \tag{Eq I.1}$$

$F(\theta, \varphi)$  est dite fonction caractéristique de rayonnement.

Le diagramme de rayonnement est la représentation de l’intensité de rayonnement  $K(\theta, \varphi)$  qui va être définie ultérieurement, en fonction des angles de déviation  $(\theta, \varphi)$  dans l’espace. C’est une représentation qui nous donne les directions de rayonnement les plus efficaces de l’antenne. Ces diagrammes sont caractérisés par un lobe principal et des lobes secondaires. Lorsque l’on désire établir une liaison directe entre deux points A et B, il faut que la direction de rayonnement maximal coïncide avec la direction AB. Par conséquent, la puissance rayonnée hors de cette direction est inutile. Elle peut même perturber des liaisons situées dans d’autres directions. Il est donc nécessaire d’affiner le lobe de rayonnement principal et de réduire au minimum le niveau des lobes secondaires [3].

**I.4.1.1 Le gain**

Le gain d’une antenne est un paramètre qui prend en compte ses performances électriques pour exprimer sa propriété d’exprimer le rayonnement dans une direction donnée. Le gain d’une antenne peut se définir comme le rapport de la densité de puissance rayonnée par l’antenne sur la densité de puissance rayonnée par l’antenne isotrope de référence, dans la même direction, les deux antennes étant alimentées par la même puissance d’excitation. Le gain peut alors s’exprimer en dB qui quantifie le gain en décibel et le « i » pour préciser la référence par rapport à une antenne isotrope fictive qui présente un gain de zéro décibel dans l’espace libre. Le gain s’exprime en fonction des angles d’orientation  $(\theta, \phi)$  selon l’expression où  $U(\theta, \phi)$  est la densité de puissance de l’antenne et  $P_{in}$  la puissance injectée dans l’antenne.

$$G(\theta, \varphi) = \frac{4\pi \cdot U(\theta, \varphi)}{P_{in}} \tag{Eq I.2}$$

Le gain et la directivité, souvent confondus, expriment presque la même chose sauf que le gain considère les pertes intrinsèques de l’antenne. Le gain de puissance est aussi égal au produit du gain de directivité par l’efficacité de rayonnement d’une antenne. Dans le cas où il n’y a pas de pertes dans l’antenne c’est-à-dire 100% d’efficacité rayonnée le gain en puissance et la directivité sont égaux. Et le gain est souvent donné pour une direction donnée [3].

$$G(\theta, \phi) = n_{ray} * D(\theta, \phi) \tag{Eq I.3}$$

Le gain réalisé d'une antenne prend en compte les pertes par désadaptation de l'antenne. Il est égal à :

$$Gr(\theta, \phi) = (1 - |S_{11}|^2) * G(\theta, \phi) \quad (\text{Eq I.4})$$

#### I.4.1.2 La directivité

La directivité est proche du gain de l'antenne, elle ne traduit cependant que son aptitude à émettre ou recevoir dans les différentes directions de l'espace sans prendre en compte l'efficacité de rayonnement de l'antenne (en faisant abstraction des pertes). La directivité d'une antenne se définit ainsi comme le rapport de densité de puissance créée dans une direction et la densité de puissance d'une antenne isotrope. La directivité s'exprime en fonction des angles d'orientation  $(\theta, \phi)$  selon l'expression où  $U(\theta, \phi)$  est la densité de puissance de l'antenne et  $P_{ray}$  la puissance rayonnée par l'antenne :

$$D(\theta, \phi) = \frac{4\pi U(\theta, \phi)}{P_{ray}} \quad (\text{Eq I.5})$$

#### I.4.1.3 Le diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement est la représentation géométrique des champs électromagnétiques existant en champ lointain dans les différentes directions de l'espace. Le diagramme de rayonnement peut se faire en deux ou en trois dimensions dans des diagrammes polaires représentant plusieurs plans. Souvent, on représente le diagramme de rayonnement dans les plans E et H. Le diagramme de rayonnement est essentiellement lié à la géométrie de l'antenne. Il permet de localiser les zones de l'espace entourant l'antenne et les directions où le rayonnement est intense ou faible. Même si chaque diagramme de rayonnement est différent en fonction des antennes, il est possible de différencier trois formes typiques : isotrope, omnidirectionnel et directif. Avec le diagramme de rayonnement, il est possible de déterminer l'angle d'ouverture à -3dB. Souvent ce paramètre est déterminé pour les antennes directives.

#### I.4.1.4 La polarisation

La polarisation d'une antenne est celle du champ électrique de l'onde qu'elle rayonne ou qu'elle reçoit de façon privilégiée, par exemple au travers de son lobe principal.

Si le vecteur champ électrique de l'onde rayonnée par l'antenne se trouve toujours dans le même plan, du moins tant que l'onde ne subit pas une réflexion sur le sol ou un obstacle, la polarisation est dite linéaire. Sinon la polarisation de l'onde est elliptique avec le cas particulier de la polarisation circulaire. Une polarisation linéaire peut être horizontale ou verticale.

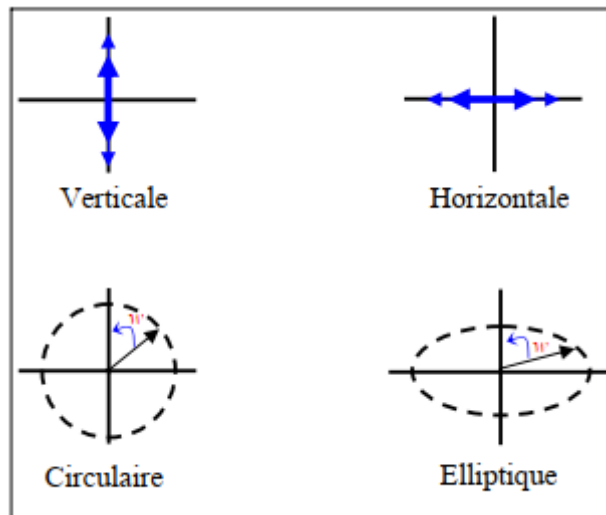


Figure I.3. Polarisation du champ électromagnétique.

Une atténuation typique de près de 40 dB est observée lorsque nous utilisons deux polarisations différentes dans les bandes micro-ondes. Ainsi, si une antenne transmet à la verticale et la seconde à l'horizontale, une différence de signal de 40dB peut être observée sur le signal reçu par rapport à celui transmis. Ceci pouvant transformer un bon signal en un signal non satisfaisant. Ce phénomène est principalement observable dans les bandes UHF et surtout en micro-ondes (SHF). L'atténuation est plus faible dans les bandes VHF et HF puisque les longueurs d'ondes sont plus longues et les propagations sont moins affectées par les polarisations. Ainsi, l'atténuation peut être de l'ordre de 20 dB pour les bandes basses. Étant donné l'effet de l'atmosphère sur les signaux, le fait d'utiliser des polarisations différentes en HF ne fera pas une grande différence puisque l'atmosphère affecte les signaux et que l'onde de retour est moins bien définie.

L'onde étant plus longue, l'effet d'atténuation est moins prononcé entre les polarisations. Dans le tableau Tab. I.1, nous présentons les caractéristiques de chacun des types de polarisations précitées :

Polarisation Horizontale	Polarisation Verticale	Polarisation Circulaire
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Peu de bruit électrique</li> <li>• Meilleure sensibilité aux signaux faible</li> <li>• Angle de rayonnement généralement plus élevé par rapport au sol favorisant ainsi de</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bruit électrique plus présent dans les bandes HF</li> <li>• Optimisation de l'espace occupé par l'antenne</li> <li>• Nécessite</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Génère deux polarisations en phase pour éviter les pertes en traversant l'ionosphère et pour compenser la</li> </ul>

bons contacts locaux • Grands espaces requis pour le déploiement	généralement un bon plan de terre (Ground, masse) • Plus enclin à causer de l'interférence dans les bandes HF • Angle de rayonnement plus bas	rotation des satellites. • Rarement utilisée pour des contacts au sol
---	---	--

Tableau I-1.les caractéristiques de chacun des types de polarisations.

**I.4.1.4.1 Comment déterminer la polarisation d'une antenne**

Comme c'est le champ électrique qui détermine la polarisation de l'onde, il est généralement possible de déterminer la polarisation d'une antenne en observant la façon dont le champ électrique est produit. Sur le dipôle ci-contre on voit que le champ électrique (en rouge) se développe dans des plans se coupant sur l'axe du dipôle dont l'un est horizontal, comme le dipôle lui-même [4].

La plupart du temps, il suffit de repérer le point d'alimentation de l'antenne et de voir si on ne serait pas en présence d'un dipôle (antenne Yagi) ou d'un demi-dipôle (Ground-plane) [4].

En cas de doute on peut toujours essayer d'utiliser un champ-mètre muni d'un dipôle demi-onde taillé sur la fréquence à recevoir et de se placer à quelques longueurs d'onde de l'antenne, en vue directe. Le signal reçu sera maximum lorsque la polarisation de l'antenne à tester sera la même que celle du dipôle du champ-mètre [4].

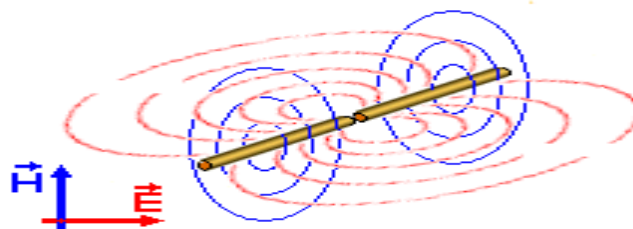


Figure I.4.polarisation d'une antenne.

En général, la polarisation d'une antenne est une ellipse contenue dans le plan perpendiculaire à la direction du rayonnement observé. Pour l'identifier, le paramètre rapport axial (Axial ratio : AR) est utilisé. Ce dernier est donné par :

$$AR = \frac{\text{grand diamètre de l'ellipse}}{\text{petit diamètre de l'ellipse}} = \frac{AA'}{BB'} \quad (\text{Eq I.6})$$

Ce nouveau paramètre est plus habituellement exprimé en dB, comme suit :

$$AR(\text{db}) = 20 \log \left( \frac{AA'}{BB'} \right) \quad (\text{Eq I.7})$$

A l'aide de ce nouveau critère, il est alors possible de déterminer la nature de la polarisation :

- La polarisation rectiligne ou linéaire ( $AR \rightarrow \infty$  ou  $AR = 0$ ) est obtenue quand le champ reste parallèle à une direction au cours du temps. Dans ce cas, l'ellipse devient un segment de droite.
- La polarisation circulaire ( $AR = 1$ , droite ou gauche) est obtenue lorsque les deux composantes du champ électrique sont équi-amplitudes ( $E_{\theta m} = E_{\phi m}$ ) et vibrent en quadrature de phase. Dans ce cas, l'ellipse devient alors un cercle.

## I.4.2 Caractéristiques électriques

### I.4.2.1 Impédance d'entrée

Considérons une antenne dont on peut définir les deux bornes d'entrée A et B. Soient  $V_e$  la tension entre les bornes A et B et  $I_e$  le courant d'alimentation de l'antenne. L'impédance d'entrée de l'antenne est donnée par [2] :

$$Z_e = V_e / I_e \quad (\text{Eq I.8})$$

### I.4.2.2 Bande d'utilisation

La définition de la bande d'utilisation fait intervenir des notions très diverses. Elle peut être limitée par [3] :

- Le Rapport d'onde stationnaire ROS maximal admissible (désadaptation de l'antenne par rapport aux systèmes d'émission et / ou de réception), par exemple  $ROS < 2$ .
- La variation du gain de l'antenne.
- La déformation du diagramme de rayonnement en fonction de la fréquence.

Pour les antennes constituées d'éléments rayonnants résonnants (dipôles demi-onde, antenne microbande) qui ont une bande d'utilisation faible, on définit la largeur de bande en pourcentage % comme suit :

$$B(\%) = 100 * F_S - F_i / F_c \quad (\text{Eq I.9})$$

Où  $F_c$  est la fréquence centrale d'utilisation pour laquelle l'antenne est conçue,  $F_S$  et  $F_i$  sont les fréquences limites supérieures et inférieures (pour un ROS donné).



### I.4.2.3 Rendement

Le rendement est le rapport entre l'énergie rayonnée par une antenne et celle que lui fournit l'alimentation. Elle est exprimée par [3] :

$$P = \frac{Rr}{Rr+Rp} \quad (\text{Eq I.10})$$

$Rr$  : Résistance liée à son rayonnement.

$Rp$  : Résistance liée aux pertes de l'antenne.

## I.5 LES ANTENNES ULTRA LARGE BONDE (UWB)

### I.5.1 Définition

Les antennes ultra large bande (UWB) sont des antennes capables de transmettre et recevoir des signaux sur une gamme de fréquences très étendue. Contrairement aux antennes traditionnelles qui sont conçues pour fonctionner à des fréquences spécifiques, les antennes UWB sont capables de fonctionner sur une plage de fréquences allant de quelques mégahertz (MHz) à plusieurs gigahertz (GHz), voire plus [5].

Les antennes UWB ont une largeur de bande considérablement plus grande que les antennes conventionnelles, ce qui leur permet de transmettre des signaux à des vitesses plus élevées avec moins de distorsion et de perte de signal. Les antennes UWB sont utilisées dans une variété d'applications, telles que les communications sans fil, la localisation de précision, la détection d'objets, la surveillance à distance et la mesure de distance.

En résumé, les antennes ultra large bande sont des antennes qui peuvent fonctionner sur une gamme de fréquences très étendue et sont particulièrement utiles pour les applications nécessitant une largeur de bande élevée et une précision de localisation.

### I.5.2 Caractéristique des antennes UWB

Les antennes UWB (Ultra Wide Band) sont des antennes spécialement conçues pour couvrir une large gamme de fréquences, généralement de quelques MHz à plusieurs GHz. Leur principale caractéristique est leur largeur de bande, qui peut atteindre jusqu'à 10 GHz ou plus. Voici en détail les principales caractéristiques des antennes UWB [6] :

- **Gamme de fréquences** : Les antennes UWB peuvent fonctionner sur une large gamme de fréquences, allant de quelques MHz à plusieurs GHz. La fréquence de fonctionnement dépend de la conception de l'antenne, de la forme de l'élément rayonnant et de l'environnement électromagnétique.

- **Fréquence de résonance et bande passante :** La bande passante de l'antenne est définie comme la plage de fréquences dans laquelle le coefficient de réflexion est inférieur à un seuil prédéfini. Habituellement, la bande passante est proportionnelle à la bande de fréquences où la réflectivité est inférieure à -10 dB. Dans certaines applications, ce seuil peut être augmenté à -6 dB, ce qui permet certaines limitations dans la conception de l'antenne, notamment pour les antennes mobiles. La fréquence de résonance correspond à la fréquence à laquelle l'antenne présente une adaptation optimale, c'est-à-dire un coefficient de réflexion le plus faible. Au sein d'une bande passante donnée, il est possible d'observer plusieurs minima et donc plusieurs fréquences de résonance [6].

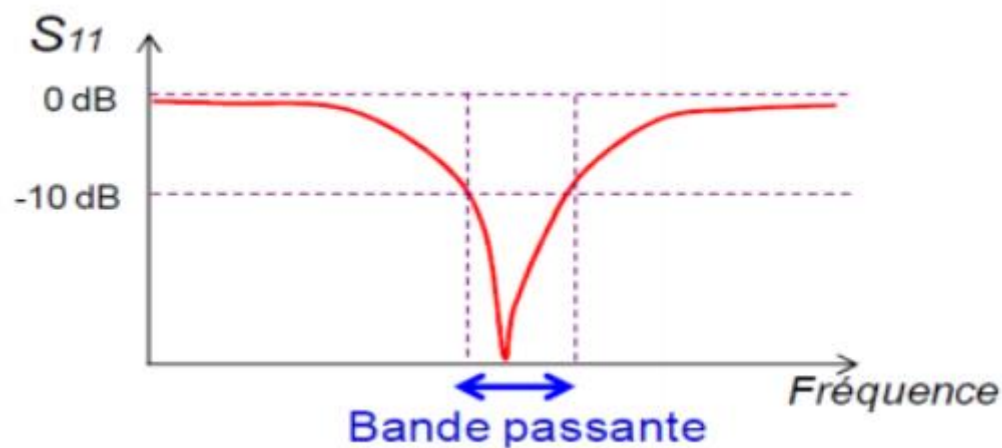


Figure I.5. La Bande passante.

- **Directivité :** La directivité d'une antenne UWB dépend de la forme et de la taille de l'élément rayonnant. Les antennes UWB peuvent avoir une directivité élevée, ce qui signifie qu'elles peuvent concentrer l'énergie électromagnétique dans une direction spécifique. Cependant, cela peut limiter la couverture globale de l'antenne.
- **Impédance :** L'impédance d'une antenne UWB est importante car elle doit être adaptée à l'impédance de l'émetteur ou du récepteur pour obtenir une transmission optimale du signal. L'impédance est généralement de 50 ohms, qui sont la valeur standard pour les applications de communication sans fil.
- **Polarisation :** La polarisation de l'antenne UWB peut être linéaire ou circulaire, en fonction des besoins de l'application. La polarisation est déterminée par la forme et la taille de l'élément rayonnant.

- **Gain** : Le gain d'une antenne UWB est la mesure de la concentration de l'énergie électromagnétique dans une direction spécifique. Les antennes UWB peuvent avoir un gain élevé, ce qui est bénéfique pour les applications où une communication longue distance est nécessaire.
- **Dimensions physiques** : Les antennes UWB peuvent avoir différentes formes et tailles en fonction de leur application. Les antennes UWB planaires ont une forme plate et compacte, tandis que les antennes UWB à cornet ont une forme tridimensionnelle. Les dimensions physiques de l'antenne peuvent affecter ses performances.

Les antennes UWB ont une gamme de fréquences étendue, une largeur de bande élevée, une directivité et un gain élevés, une polarisation linéaire ou circulaire, une impédance de 50 ohms et des dimensions physiques variées en fonction de l'application. Ces caractéristiques font des antennes UWB une option idéale pour les applications de communication sans fil à haute vitesse, de localisation et de radar.

### **I.5.3 Performances des antennes UWB**

Les performances des antennes UWB dépendent de plusieurs facteurs tels que la fréquence de fonctionnement, la bande passante, la directivité, la polarisation, l'efficacité de rayonnement, la résistance aux interférences et la qualité de fabrication. Voici quelques-unes des performances les plus importantes des antennes UWB [5]:

- **Efficacité de rayonnement** : L'efficacité de rayonnement est la mesure de la capacité d'une antenne à convertir la puissance électrique en énergie électromagnétique rayonnée. Les antennes UWB ont une efficacité de rayonnement élevée, qui peut être améliorée en utilisant des matériaux de haute qualité.
- **Résistance aux interférences** : Les antennes UWB sont conçues pour résister aux interférences électromagnétiques. Ils peuvent être blindés contre les interférences externes ou avoir des structures internes pour réduire les réflexions et les interférences entre les composants.
- **Qualité de fabrication** : La qualité de fabrication des antennes UWB est importante pour garantir leur performance optimale. Les antennes UWB peuvent être fabriquées en utilisant divers matériaux, notamment le cuivre, l'aluminium, les substrats diélectriques, etc.

Les performances des antennes UWB sont largement déterminées par leur bande passante, leur directivité, leur polarisation, leur efficacité de rayonnement, leur résistance aux

interférences et leur qualité de fabrication. Ces performances sont cruciales pour les applications de communication sans fil, de radar et d'imagerie à haute résolution.

#### **I.5.4 Applications des antennes UWB**

Les antennes UWB trouvent de nombreuses applications dans les domaines de la communication sans fil, du radar et de l'imagerie à haute résolution. Voici quelques exemples d'applications des antennes UWB [5] :

- **Communication sans fil** : Les antennes UWB sont utilisées dans les réseaux sans fil à haut débit tels que le Wi-Fi, le Bluetooth, le Zigbee, etc. Elles sont également utilisées dans les systèmes de communication sans fil à courte portée comme la RFID (identification par radiofréquence) et les capteurs sans fil.
- **Radar** : Les antennes UWB sont utilisées dans les systèmes de radar pour détecter et localiser des objets. Les radars UWB sont largement utilisés dans les applications militaires, de sécurité et de surveillance.
- **Imagerie à haute résolution** : Les antennes UWB sont utilisées dans les systèmes d'imagerie à haute résolution tels que les scanners médicaux, les systèmes d'inspection non destructive, les systèmes de détection de défauts et les systèmes de détection de corps étrangers.
- **Positionnement et suivi** : Les antennes UWB sont utilisées dans les systèmes de positionnement et de suivi pour suivre la position des objets en temps réel. Les antennes UWB sont utilisées dans les systèmes de positionnement en intérieur et en extérieur, les systèmes de navigation, les systèmes de suivi des véhicules, etc.
- **Détection de mouvement** : Les antennes UWB sont utilisées dans les systèmes de détection de mouvement pour détecter la présence d'objets et suivre leur mouvement. Les antennes UWB sont utilisées dans les systèmes de surveillance, les systèmes de sécurité, les systèmes de détection de personnes, etc.
- **Communications de secours** : Les antennes UWB peuvent également être utilisées dans les situations d'urgence pour fournir une communication fiable en cas de catastrophe naturelle ou d'urgence médicale.

Les antennes UWB ont de nombreuses applications dans les domaines de la communication sans fil, du radar et de l'imagerie à haute résolution, du positionnement et suivi, de la détection de mouvement et des communications de secours. Les avancées dans la conception des antennes UWB continuent de stimuler de nouvelles applications dans ces domaines et au-delà.

**I.5.5 Les différents type des antennes UWB**

Les antennes UWB (Ultra Wideband) sont des antennes conçues pour transmettre ou recevoir des signaux sur une large gamme de fréquences, typiquement de 3,1 GHz à 10,6 GHz. Ces antennes sont utilisées dans de nombreuses applications, telles que la communication sans fil, la localisation de précision, la télémétrie, les systèmes de surveillance et les applications de radar.

Les antennes UWB sont souvent utilisées dans des environnements avec des perturbations de signaux, tels que des bâtiments, des villes densément peuplées ou des zones où les signaux sont réfléchis ou dispersés. Elles peuvent également être utilisées pour des applications nécessitant une grande précision, comme la localisation de véhicules ou d'objets.

Il existe plusieurs types d'antennes UWB, chacune avec ses propres avantages et inconvénients en fonction de l'application spécifique. Voici quelques-uns des types d'antennes UWB les plus courants [7] :

**I.5.5.1 Antennes à fente**

Les antennes à fente sont constituées d'une fente dans une plaque métallique. Elles ont une large bande passante et sont relativement faciles à fabriquer, ce qui les rend moins coûteuses que d'autres types d'antennes UWB. Cependant, la directivité de l'antenne dépend de la géométrie de la fente, ce qui peut rendre difficile l'optimisation de l'antenne pour certaines applications. Les antennes à fente peuvent également avoir un faible rendement, ce qui signifie qu'une partie de l'énergie du signal est perdue sous forme de chaleur [8].

- Gamme de fréquences : 3 GHz à 10 GHz
- Largeur de bande : 5 à 10 GHz
- Directivité : variable selon la géométrie de la fente
- Avantages : relativement facile à fabriquer, convient bien aux applications radar, faible coût
- Inconvénients : Directivité variable selon la géométrie de la fente, difficile à optimiser pour certaines applications, faible rendement

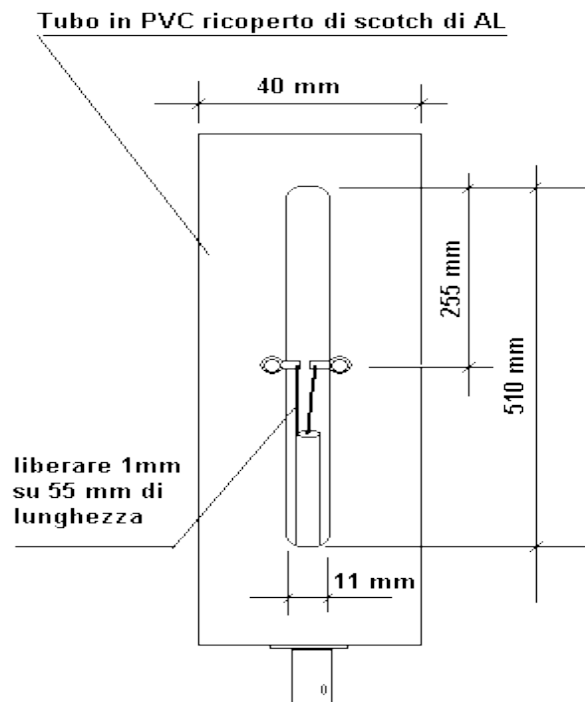


Figure I.6. Antenna a fente à 1225 MHz.

### I.5.5.2 Antennes à disque

Les antennes à disque sont des antennes circulaires qui peuvent être utilisées pour des applications telles que la localisation de précision et la mesure de distance. Elles ont une excellente résolution spatiale et sont relativement faciles à fabriquer. Cependant, la directivité de l'antenne dépend de la taille du disque, ce qui peut rendre difficile l'optimisation de l'antenne pour certaines applications. Les antennes à disque peuvent également avoir un faible rendement, ce qui signifie qu'une partie de l'énergie du signal est perdue sous forme de chaleur [7].

- Gamme de fréquences : 1 GHz à 10 GHz
- Largeur de bande : 3 à 8 GHz
- Directivité : variable selon la taille du disque
- Avantages : excellente résolution spatiale, relativement facile à fabriquer, convient bien aux applications de localisation de précision
- Inconvénients : Directivité variable selon la taille du disque, faible rendement



Figure I.7. Antenne à disque (disque Lakhovsky).

### I.5.5.3 Antennes à cornet

Les antennes à cornet ont une forme conique, ce qui leur permet de recevoir et de transmettre des signaux sur une large gamme de fréquences. Elles ont une directivité élevée, ce qui signifie qu'elles peuvent capter des signaux sur de longues distances. Les antennes à cornet ont également une excellente sensibilité, ce qui signifie qu'elles peuvent détecter de faibles niveaux de signal. Cependant, elles peuvent être encombrantes, coûteuses et difficiles à fabriquer pour certaines fréquences [7].

- Gamme de fréquences : 100 MHz à 40 GHz
- Largeur de bande : 2 à 20 GHz
- Directivité : élevée
- Avantages : bonne performance à longue distance, excellente sensibilité
- Inconvénients : encombrantes, coûteuses, difficulté à fabriquer pour certaines fréquences

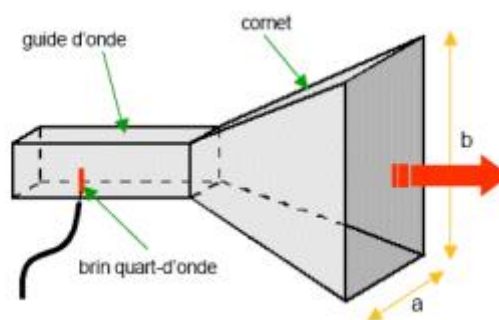


Figure I.8. Antennes à cornet.

**I.5.5.4 Antennes à microbande**

Les antennes à microbande sont des antennes UWB de petite taille et à faible coût qui peuvent être utilisées pour des applications de communication sans fil. Elles peuvent être facilement intégrées dans des dispositifs électroniques tels que des téléphones portables, des ordinateurs portables et des tablettes. Les antennes à microbande ont une faible puissance de sortie.

Les antennes à microbande sont des antennes largement utilisées dans les systèmes de communication sans fil en raison de leurs caractéristiques compactes, légères et faciles à fabriquer. Voici les principales caractéristiques des antennes à microbande [7] :

- **Faible profil** : Les antennes à microbande ont un profil bas qui les rend compactes et faciles à intégrer dans des dispositifs tels que des téléphones portables, des ordinateurs portables et d'autres équipements électroniques.
- **Large bande passante** : Les antennes à microbande peuvent fonctionner sur une large gamme de fréquences, ce qui les rend polyvalentes et adaptées à différentes applications.
- **Directivité élevée** : Les antennes à microbande ont une directivité élevée, ce qui signifie qu'elles sont capables de concentrer l'énergie électromagnétique dans une direction spécifique. Cela les rend idéales pour les applications de communication sans fil, où la portée de transmission doit être maximisée.
- **Efficacité élevée** : Les antennes à microbande ont une efficacité élevée, ce qui signifie qu'elles sont capables de transférer efficacement l'énergie électromagnétique entre le transmetteur et le récepteur.
- **Facilité de fabrication** : Les antennes à microbande peuvent être fabriquées en utilisant des techniques de fabrication standard telles que la photolithographie et la gravure chimique, ce qui les rend faciles à produire à grande échelle.
- **Faible coût** : En raison de leur facilité de fabrication et de leur petite taille, les antennes à microbande sont souvent moins coûteuses à produire que d'autres types d'antennes.
- **Faible encombrement** : Les antennes à microbande ont une empreinte réduite, ce qui signifie qu'elles occupent moins d'espace physique que d'autres types d'antennes.
- **Polarisation** : Les antennes à microbande peuvent être polarisées linéairement ou circulairement, ce qui leur permet de s'adapter à différentes applications et configurations de systèmes de communication sans fil.



**I.5.5.5 Antenne planaire**

Les antennes planes, également connues sous le nom d'antennes patch, sont des antennes à micro-ondes largement utilisées pour les applications de communication sans fil. Elles sont appelées antennes planes en raison de leur forme plate et compacte.

Les antennes planes fonctionnent en utilisant un élément rayonnant, généralement un patch rectangulaire, qui est placé sur un substrat diélectrique. Ce substrat diélectrique est souvent en matériau composite à haute fréquence, comme le Téflon ou la céramique.

La forme et la taille du patch rayonnant, ainsi que l'épaisseur et la permittivité du substrat, déterminent la fréquence de résonance de l'antenne. Les antennes planes ont souvent une largeur de bande limitée, mais peuvent être conçues pour fonctionner efficacement sur une gamme de fréquences relativement étroite.

Les antennes planes ont une directivité élevée, ce qui signifie qu'elles ont la capacité de concentrer l'énergie électromagnétique dans une direction spécifique. La polarisation de l'antenne plane peut-être linéaire ou circulaire, en fonction des besoins de l'application.

Les avantages des antennes planes sont leur faible encombrement et leur poids léger, ce qui les rend adaptées aux applications où l'espace est limité, comme dans les appareils mobiles. De plus, elles sont faciles à intégrer dans les circuits imprimés, ce qui réduit les coûts et facilite la production en masse.

Cependant, les antennes planes ont également quelques inconvénients. Elles peuvent être sensibles aux interférences et à la réflexion des ondes électromagnétiques, ce qui peut affecter la qualité du signal. De plus, leur directivité élevée peut poser des problèmes dans les applications où une couverture omnidirectionnelle est nécessaire.

Les antennes planes sont des antennes à micro-ondes largement utilisées pour les applications de communication sans fil. Elles sont compactes, légères, ont une directivité élevée et peuvent être polarisées linéairement ou circulairement. Cependant, elles peuvent être sensibles aux interférences et leur directivité élevée peut poser des problèmes dans certaines applications [7].

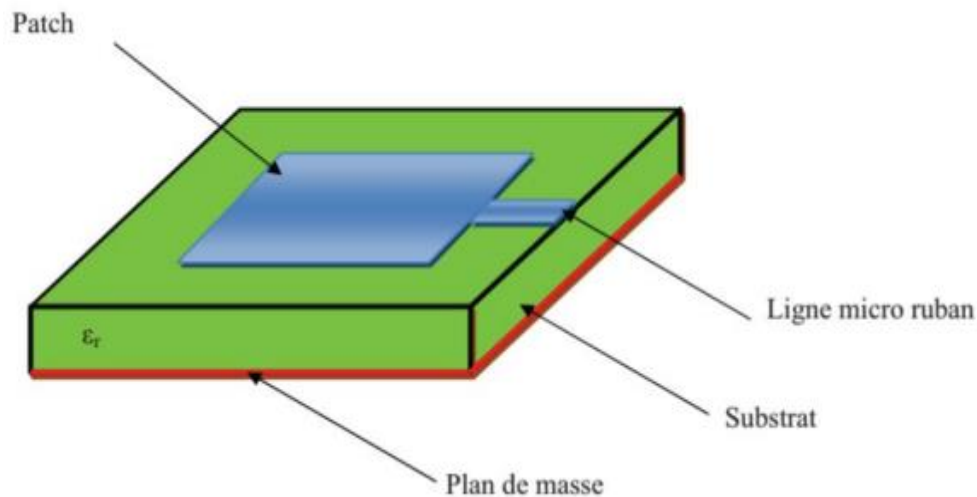


Figure I.9. Antenne patch.

## I.6 TECHNIQUES D'ALIMENTATION

Les techniques les plus utilisées sont :

- La ligne microruban.
- Le câble coaxial.
- Le couplage par fente.

### I.6.1 Sonde coaxiale

La sonde coaxiale utilise un câble qui traverse à la fois le plan de masse et le substrat. Le conducteur central de ce câble est connecté à l'élément rayonnant, tandis que le conducteur extérieur est connecté au plan de masse. Cette méthode d'alimentation est couramment utilisée avec des antennes patch de formes circulaire et annulaire, comme cela a été rapporté dans la référence [9].

L'alimentation est facile à mettre en œuvre et à adapter. Mais il offre une bande passante étroite.

Parmi ces caractéristiques :

- Pas de pertes par rayonnement de ligne.
- Obtention de l'impédance d'entrée par positionnement de la sonde.
- Technique de perçage simple.

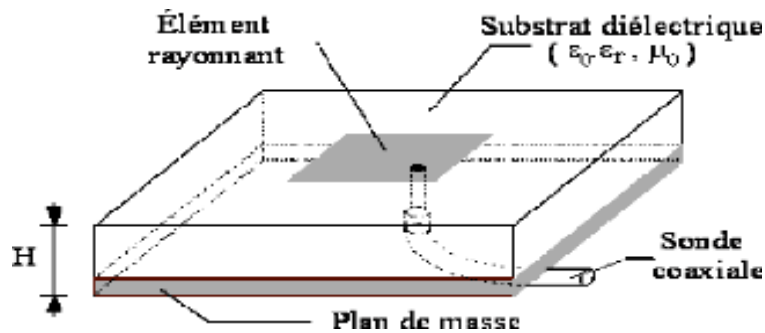


Figure I.10. Alimentation du patch rectangulaire avec un câble coaxiale. [10]

**I.6.2 Alimentation par ligne micro-ruban**

Lorsque le patch est alimenté, les lignes micro-ruban sont connectées à celui-ci pour lui fournir de l'énergie. Cependant, cette méthode d'alimentation présente un inconvénient car elle peut générer des rayonnements parasites indésirables.

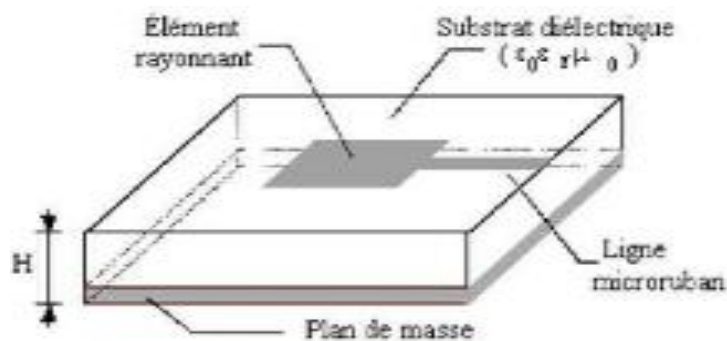


Figure I.11. Alimentation du patch rectangulaire par une ligne micro-ruban. [10]

Ce type d'alimentation offre une bande passante élevée, est facile à modéliser et présente un faible rayonnement parasite. La distance entre la ligne d'alimentation et le patch peut être ajustée pour adapter l'impédance de l'antenne. Cependant, il convient de noter que l'inconvénient principal de cette méthode d'alimentation est qu'elle peut être difficile à mettre en œuvre, comme indiqué dans la référence [10].

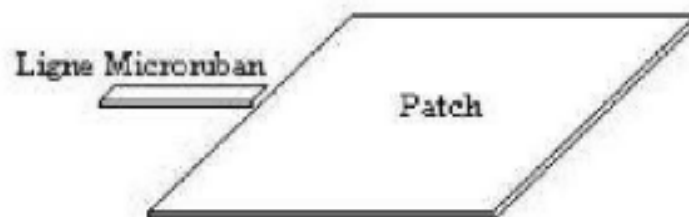


Figure I.12. Alimentation du patch rectangulaire par couplage. [10]

### I.6.3 Couplage par fente

Une ligne est positionnée au-dessus du plan de masse, tandis qu'une fente est pratiquée sous le patch pour permettre à l'énergie véhiculée par la ligne de se propager vers l'antenne, comme décrit dans la référence [9].

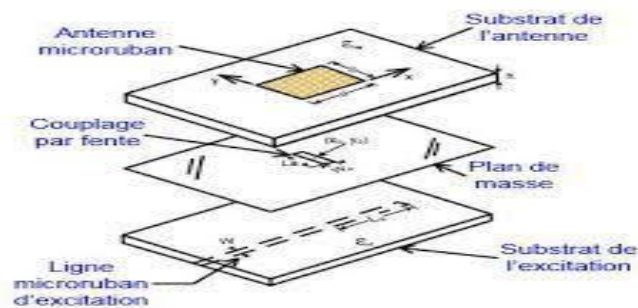


Figure I.13. Antenne imprimée alimentée par fente. [11]

## I.7 TECHNIQUES D'ADAPTATION DES ANTENNES PLANAIRES

Chaque système qui transforme l'énergie sur une ligne de transmission a besoin d'adaptation, car la ligne transforme l'impédance de charge en une autre valeur d'impédance au droit de la source. Ce que voit la source dépend donc de l'impédance de charge, de la longueur électrique de la ligne et de son impédance caractéristique [10].

### I.7.1 Adaptation par ligne quart d'onde

Dans la construction de circuits hyperfréquences, on recherche souvent l'adaptation, c'est à dire à se ramener à une impédance différente (qui est souvent l'impédance caractéristique) de celle obtenue en fin de circuit [10].

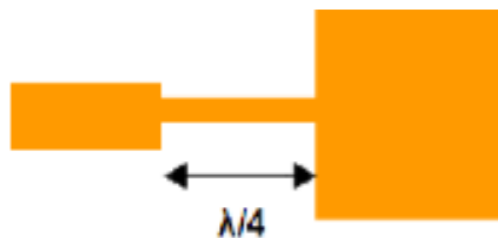


Figure I.14. Adaptation par quart d'onde. [10]

### I.7.2 Adaptation par stub

Il est possible d'utiliser un stub comme méthode pour adapter une charge. Cette méthode consiste à insérer un tronçon de ligne, appelé stub, en dérivation sur la ligne principale, à une distance donnée de la charge. Le stub peut être soit en circuit ouvert (open stub), soit en court-circuit (short stub). Le choix entre ces deux options dépend généralement de l'encombrement. Il est préférable de travailler en admittance plutôt qu'en impédance pour faciliter le calcul de la somme des impédances parallèles ramenées. La longueur du stub est notée  $s$ , et sa distance par rapport à la charge est notée  $d$  [10].

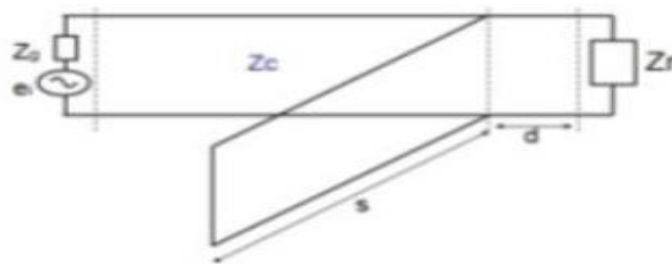


Figure I.15. Modélisation à adaptation simple stub. [10]

### I.7.3 Adaptation avec encoches

Pour adapter l'antenne, on utilise des encoches, il suffit de modifier la géométrie du patch. Les dimensions des encoches [10].

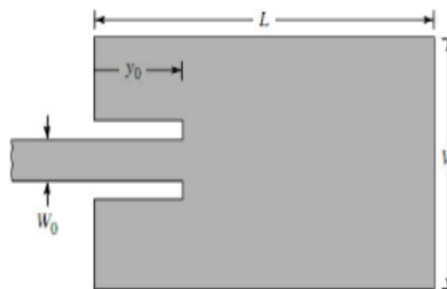


Figure I.16. Patch adapté par encoches de longueur. [10]

## I.8 TECHNIQUES UTILISEES POUR OBTENIR DES ANTENNES PLANAIRE A LARGE BANDE

Diverses techniques sont employées pour obtenir une résonance multifréquence dans les antennes, qui reposent sur différents concepts. L'une des techniques les plus courantes est la combinaison de plusieurs éléments rayonnants.

Pour produire des antennes multi-bandes ou large bande, on utilise souvent une combinaison de deux ou plusieurs éléments rayonnants mono-bande. Ces éléments peuvent être identiques ou de types différents. Chaque élément rayonnant crée ses propres fréquences de résonance fondamentales, ce qui permet de couvrir plusieurs bandes de fréquences.

Si l'on souhaite travailler sur plusieurs bandes de fréquences distinctes, il est nécessaire de dimensionner chaque résonateur de manière différente. En revanche, pour obtenir une large bande passante, il est préférable de choisir des longueurs résonnantes similaires pour tous les éléments [12].

### **I.8.1 Augmentation de l'épaisseur du substrat**

Il existe une technique courante pour résoudre ce problème, qui consiste à réduire la permittivité du substrat tout en augmentant son épaisseur. Toutefois, cette solution n'est pas toujours appropriée pour les applications aéroportées, où l'épaisseur de l'antenne doit être limitée en raison de contraintes spécifiques [12].

### **I.8.2 Utilisation des algorithmes d'optimisation**

Répondant à la demande croissante d'antennes multi-bandes et large bande, les antennistes ont récemment exploré de nouvelles techniques. Parmi celles-ci, on trouve l'utilisation d'algorithmes d'optimisation. Des publications concernant l'application de ces méthodes pour optimiser les performances globales d'une antenne ont émergé au cours de la dernière décennie.

Les algorithmes génétiques sont particulièrement utiles pour atteindre un ou plusieurs objectifs en modifiant la géométrie de l'antenne, en y ajoutant des charges localisées ou des courts-circuits, ou encore en y intégrant des fentes. Ces techniques d'optimisation offrent des solutions novatrices pour répondre aux besoins de performances élevées des antennes multi-bandes et large bande [12].

## **I.9 ANTENNES VIVALDI**

Les antennes Vivaldi sont souvent utilisées pour les fréquences GHz et sont généralement à large bande ou double bande. Cette antenne a été nommée d'après Antonio Vivaldi par P. Gibson en 1978, année marquant le 300ème anniversaire du compositeur [13].

Il existe trois types fondamentaux de l'antenne Vivaldi qui peuvent être utilisés pour concevoir la structure rayonnante. Il s'agit de :

- L'antenne Vivaldi à fente conique (Tapered Slot Vivaldi Antenna)

- L'antenne Vivaldi antipode (Antipodal Vivaldi Antenna)
- L'antenne Vivaldi antipodale équilibrée (Balanced Antipodal Vivaldi Antenna)

Ces différentes variantes offrent une flexibilité pour la conception d'antennes multi-bandes et large bande dans le domaine des GHz.

### I.9.1 Antenne Vivaldi a fente conique

L'antenne Vivaldi à fente conique (Tapered slot antenna Vivaldi) est l'original introduit par Gibson en 1979, et est également connue sous les noms de "tapered-notch" (encoche conique), "flared-slot" (fente évasée) et "tapered slot" (fente conique). Elle est fondamentalement constituée d'une ligne à fente, fabriquée sur une seule couche de métallisation et supportée par un substrat diélectrique. Le profil de la conique est une courbe exponentielle, créant la transition régulière de la ligne à fente vers l'espace libre. L'antenne est alimentée par une ligne de transmission micro ruban, qui nécessite l'incorporation d'un balun pour assurer une excitation équilibrée des lignes à fente. La création d'un balun à large bande est généralement une tâche compliquée. La transition de la ligne micro ruban à la ligne à fente est généralement utilisée pour l'antenne Vivaldi à fente conique, comme illustré dans la figure 1.17. Les antennes Vivaldi sont souvent à large bande ou à double bande dans le domaine des GHz, et fournissent un gain moyen en fonction de la longueur du cône et la forme de la courbure, avec des valeurs allant typiquement de 4 dBi à 8 dBi et une variation en fonction de la fréquence. [14]

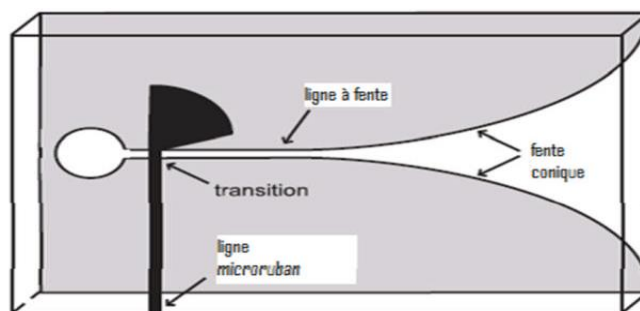


Figure I.17. Antenne Vivaldi. [14]

#### I.9.1.1 Dispositifs d'adaptation d'impédance

##### I.9.1.1.1 Baluns

Le balun est un élément crucial dans la conception des antennes, notamment pour les antennes symétriques telles que l'antenne Vivaldi à fente conique. En effet, l'alimentation de cette antenne se fait par une ligne de transmission équilibrée, nécessitant l'utilisation d'un balun

pour adapter l'impédance entre l'antenne et le dispositif d'alimentation, tout en symétrisant l'impulsion d'excitation de l'antenne. La création d'un balun à large bande peut être une tâche complexe, mais est indispensable pour assurer les performances de l'antenne Vivaldi.

### **I.9.1.2 Classification**

L'antenne à fente conique est classée parmi les antennes endfire à onde progressive, qui sont également connues sous le nom d'antennes d'onde progressive. Ces antennes sont caractérisées par des distributions de courant et de tension qui peuvent être représentées par une ou plusieurs ondes progressives, généralement dans la même direction [15]. Les antennes d'onde progressive peuvent être classées en deux catégories : les ondes de fuite et les ondes de surface [16].

L'antenne à fente conique appartient à la catégorie des ondes de surface, car l'onde progressive se propage avec une vitesse de phase inférieure ou égale à la vitesse de la lumière, afin de produire un rayonnement longitudinal [16]. Comme toute structure à fente conique utilisant une onde progressive qui se propage le long du cône avec une vitesse de phase  $V_{ph}$  elle doit respecter une condition spécifique [17] :

$$V_{ph} \leq c$$

Les antennes à onde de fuite propagent une onde progressive avec une vitesse de phase supérieure à la vitesse de la lumière, le faisceau principal dans le diagramme de rayonnement est divisé et le rayonnement n'est plus longitudinal. Le rapport de la vitesse optimale a été défini dans [18], entraînant la directivité maximale suivante [19]

$$P = C/V_{ph} = 1 + \lambda_0/2L \quad \text{(Eq I.11)}$$

### **I.9.1.3 Caractéristique de rayonnement**

#### **I.9.1.3.1 Description**

Compte tenu de la forme planaire de l'antenne à fente conique et la nature de la surface des ondes, la polarisation du champ E est parallèle au plan de la fente et polarisée linéairement, comme le montre la figure 1.18 [20].



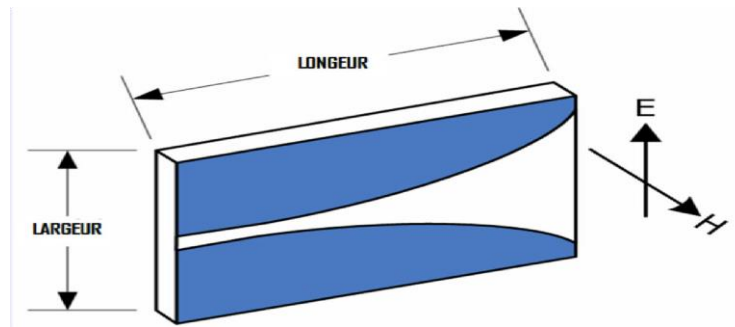


Figure I.18. Vue d'ensemble des dimensions de l'antenne Vivaldi et des champs.

Cette structure présente deux limites pour la bande passante de l'antenne, suivant la règle pour le rayonnement de la ligne à fente [19]. La ligne à fente commence à rayonner sensiblement sous la condition de

$$S_w = \lambda_0/2 \tag{Eq I.12}$$

Où  $S_w$  est la largeur de la ligne à fente.

### I.9.1.3.2 Le gain

Comme la longueur électrique de l'antenne augmente avec la fréquence le gain augmente aussi [21].

La directivité de la structure de rayonnement est généralement fonction de la longueur du cône. Une règle empirique obtenue par YNGVESSON définit une relation générale entre la longueur du cône et la directivité d'une antenne à fente conique arbitraire comme suit [19] :

$$D = 10 \log(10L/\lambda_0) \tag{Eq I.13}$$

Où  $L$  est la longueur du cône. Cette relation est valable pour des longueurs de cônes de 3 à  $7 \lambda_0$  et  $C/V_{ph} \approx 1.05$ . Pour des antennes plus longues, la constante multiplicative est un peu plus faible [19], Johnsson [21] présente la relation suivante :

$$D = 10 \log(10L/\lambda_0) \tag{Eq I.14}$$

### I.9.1.3.3 La largeur du faisceau

Malgré leur géométrie plane, les antennes à fente conique sont capables de produire un faisceau symétrique dans les deux plans E et H, comme l'a démontré Gibson [20]. Toutefois, cela nécessite un choix judicieux des paramètres de l'antenne, tels que sa forme, sa longueur totale, son épaisseur diélectrique et son constant diélectrique [16]. La largeur du faisceau

dépend également du profil conique choisi. En particulier, pour un substrat, une longueur et une hauteur d'ouverture donnés, l'antenne à fente conique de largeur constante (CWSA) produit la plus étroite largeur de faisceau, suivie par la LTSA (Linear Traped Slot Antenna) et la Vivaldi [22]. Toutefois, il est important de noter que les niveaux de puissance des lobes secondaires sont plus élevés pour les CWSA, suivies par la LTSA et la Vivaldi [22].

#### I.9.1.3.4 La forme du rayonnement

Les antennes à fente conique utilisent une onde progressive qui se propage le long de la structure de l'antenne à la vitesse  $V_{ph}$ . C'est pourquoi l'antenne Vivaldi se caractérise par un rayonnement dans la direction longitudinale, à l'extrémité la plus large de la fente, comme illustré dans la figure 1.19 [23].

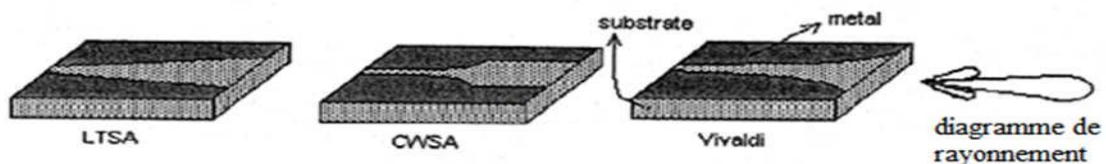


Figure I.19. diagramme de rayonnement typique du TSA. [24]

### I.9.1.4 Paramètres de l'antenne

#### I.9.1.4.1 Substrat

La vitesse de phase de la propagation de la surface d'onde détermine la performance de rayonnement des antennes à fente conique. Selon Kotthaus et Vowinkel, le diagramme du plan H dépend de la vitesse de phase, qui est contrôlée par l'épaisseur du substrat et la constante diélectrique [20]. Ainsi, les performances de rayonnement et le diagramme de rayonnement dépendent de ces paramètres.

L'effet principal du substrat diélectrique est de limiter le faisceau principal de l'antenne. L'augmentation de l'épaisseur du substrat augmente le gain de l'antenne, mais cela peut entraîner une augmentation des lobes secondaires et des diagrammes de faisceau asymétriques [25]. Une faible constante diélectrique du substrat maximise le rayonnement de l'antenne en réduisant la discontinuité diélectrique à la fin de la TSA. En revanche, un grand contraste diélectrique à la fin de la TSA peut provoquer la diffusion de la surface d'onde progressive le long de l'antenne, ce qui entraîne un effet simulé du diagramme de rayonnement [26]. Des sections coniques

diélectriques peuvent être attachées à l'extrémité de l'antenne pour faciliter la transition vers l'espace libre [26].

Dans [22], l'épaisseur du substrat effectif normalisée à une longueur d'onde est introduite. Cette épaisseur doit être de l'ordre de 0,005 à 0,03 de la gamme optimale présentée dans [22], où la variable  $t$  représente l'épaisseur du substrat physique.

$$\frac{t_{eff}}{\lambda_0} = (\sqrt{\epsilon_r} - 1) \frac{t}{\lambda_0} \quad (\text{Eq I.15})$$

L'utilisation d'une épaisseur de substrat efficace  $t_{eff}$  pour les antennes à fente conique est recommandée dans la plage de 4 à  $10\lambda_0$ . Si la valeur est inférieure à cette plage, le gain diminue et le faisceau principal de l'antenne se divise. À mesure que la fréquence augmente, l'épaisseur effective augmente, ce qui entraîne une réduction de la bande passante, une augmentation des niveaux de puissance des lobes secondaires et une dégradation du diagramme. Si l'épaisseur effective est supérieure à la limite supérieure, des modes de substrat non désirés peuvent se développer, entraînant une dégradation des performances de l'antenne.

#### I.9.1.4.2 Profils du cône

##### I.9.1.4.2.1 Types

Il existe plusieurs profils coniques pour les antennes à fente dans le plan (TSA). La Figure 16 présente différents designs plans pour ces antennes, et il est possible de constater que chaque antenne ne diffère de l'autre que par le profil du cône de sa fente, comme rapporté dans la référence [27]. Les antennes TSA à fente conique partagent deux caractéristiques communes : la fente rayonnante agit comme un plan de masse pour l'antenne, et l'antenne est alimentée par une ligne à fente équilibrée. Cependant, les inconvénients planaires des TSA sont liés à l'utilisation d'un substrat à faible constante diélectrique et à l'adaptation d'impédance pour la ligne à fente. En effet, l'utilisation d'un substrat à faible constante diélectrique permet d'obtenir une impédance relativement élevée pour la ligne à fente, mais cela peut rendre l'adaptation de l'impédance difficile si une alimentation en micro-ruban est choisie, comme expliqué dans la référence [24].

Ainsi, la transition de la ligne à fente à une alimentation en micro-ruban limite l'exploitation de la bande passante de l'antenne TSA.

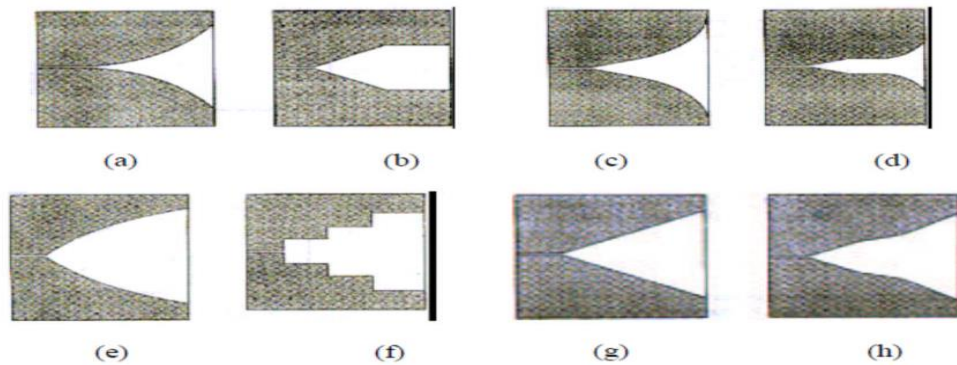


Figure I.20. Différent style conique de la TSA: (a) Exponential (Vivaldi); (b) Linear constant; (c) Tangential; (d) Exponential-constant; (e) Parabolic; (f) Step-constant; (g) Linear; (h) Broken-linear. [27]

#### I.9.1.4.2 Effet de la courbure de la TSA

Les diagrammes de rayonnement pour les antennes à fente conique dépendent du profil de la fente conique [27]. Le profil conique affecte de manière significative à la fois la bande passante et le niveau de puissance des lobes secondaires. L'ouverture de la ligne à fente évasée « plus rapide » rétrécit la largeur du faisceau, ce qui augmente par conséquent les niveaux de puissance des lobes secondaires [26]. Décalage de l'ouverture de la ligne à fente vers l'extrémité de l'antenne élargit le diagramme dans le plan E, tout en réduisons le diagramme dans le plan H. En outre, le profil du cône avec une largeur constante vers le début de l'antenne résulte un diagramme étroit dans le plan E.

#### I.9.1.4.2.3 Longueur et Hauteur d'ouverture

La largeur de l'ouverture du faisceau dans les plans E et H est influencée par deux facteurs : la longueur de la ligne à fente conique et l'espacement des conducteurs qui la composent. Si la longueur de l'antenne ( $L$ ) est augmentée, cela entraîne une augmentation du gain, mais également une diminution de la largeur des faisceaux dans les plans E et H. Selon deux sources, il existe une relation entre la longueur de l'antenne et l'ouverture du faisceau dans les plans E et H, qui suit une loi d'inversement proportionnel à la racine carrée de  $L$ . [20]

### I.10 Bande passante

À des fréquences différentes, différentes régions de l'antenne rayonnent [28]. L'antenne a une bande passante théoriquement infinie et peut donc être appelée antenne indépendante de la fréquence. Cela se traduit par une antenne à très large bande passante [28]. On en se

référant à la figure 17, on peut voir que l'antenne Vivaldi est divisée en deux zones :

Une zone de propagation définie par :  $W_E < W < W_A$

Une région de rayonnement définies par :  $W_A < W < W_O$

Où :

$W$  - Largeur de fente

$W_E$  - l'entrée de la largeur

$W_A$  - Largeur de la fente à la région de rayonnement

$W_O$  - sortie de la largeur

L'antenne Vivaldi originale proposée par Gibson [28] employait un cône qui s'ouvre très vite fournissant un faisceau quasi constant sur toute la gamme de fréquences. Pour les antennes avec des petits angles d'ouverture, la largeur du faisceau devient dépendante de la fréquence, comme décrit par Zucker [29]. Théoriquement, la TSA est capable d'avoir une très grande bande passante alors que pratiquement le fonctionnement de la bande passante est limité par la transition de la ligne de transmission d'alimentation à la ligne à fente de l'antenne et par les dimensions finies de l'antenne. Ainsi, pour obtenir une bande passante plus large, il est important pour le concepteur de tenir compte des deux aspects suivants :

- La transition de la ligne micro ruban à la ligne à fente pour l'alimentation de l'antenne.
- Les dimensions et la forme de l'antenne, pour obtenir la largeur du faisceau nécessaire.

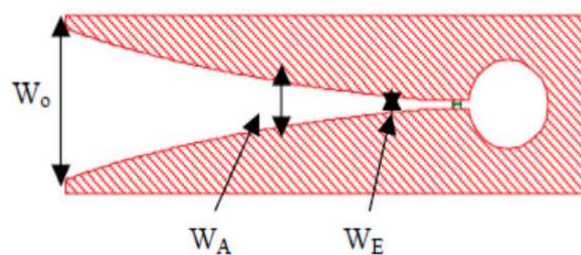


Figure I.21. Antenne Vivaldi. [24]

### I.10.1 Antenne Vivaldi a fente antipodale

La conception de la ligne à fente symétrique à double face, également connue sous le nom de ligne à fente antipodale (ou Antipodal Vivaldi Antenna), a été proposée comme une solution aux problèmes d'alimentation rencontrés dans la conception originale de Gibson. Cette conception a été étudiée pour la première fois par W. Nester en 1985 et E. Gazit en 1988 [30]. Dans cette configuration, la transition du micro ruban à la ligne à fente est réalisée par une ligne

micro ruban parallèle, comme indiqué dans la figure 1.19. Le micro ruban sert à l'alimentation d'entrée, tandis que la ligne à fente sert à la radiation, et les paires-bande (twin line) sont principalement utilisées dans la région de transition, ayant un effet crucial sur les performances de l'antenne. Cette conception a également permis d'éviter le trou de la fente nécessaire dans les modèles antérieurs. Noronha et al [31] ont utilisé cette idée pour construire une antenne Vivaldi et ont obtenu de bons résultats sur une large gamme de fréquences. Ils ont également découvert empiriquement que la région de transition devrait avoir une longueur de trois à cinq longueurs d'onde pour éviter une forte discontinuité entre l'alimentation et les régions de rayonnement [24].

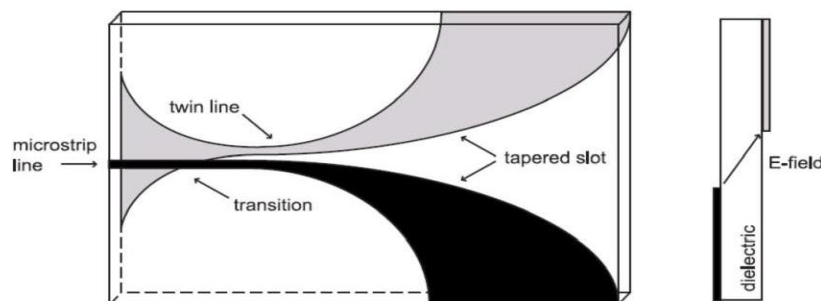


Figure I.22. Antenne Vivaldi Antipodal [14]

La configuration antipodale présente plusieurs avantages par rapport à une simple antenne Vivaldi. Tout d'abord, la transition de la ligne micro ruban à double ligne est relativement facile à concevoir et à fabriquer. En outre, l'alimentation de la ligne double permet d'augmenter la fréquence maximale de coupure car il n'y a pas de limitation sur la largeur de la fente, contrairement à l'antenne Vivaldi à fente conique.

Cependant, le principal inconvénient de la configuration antipodale est la polarisation croisée, qui est principalement observée à des fréquences plus élevées. Cela est dû à l'inclinaison des champs à fente, qui varie le long de la longueur du cône et qui est plus élevée à l'extrémité fermée de l'antenne, où les hautes fréquences sont rayonnées. À l'extrémité ouverte, la polarisation croisée est généralement négligeable en fonction de l'épaisseur du substrat, mais peut atteindre des valeurs supérieures à -5 dB et dépend fortement de la fréquence.

En dehors des problèmes de polarisation, les paramètres de configuration sont similaires à ceux de la conception originale de Vivaldi dans la direction du rayonnement longitudinal. Cependant, il peut y avoir un niveau plus élevé de lobes secondaires, en particulier lorsque des parties rayonnantes sont évasées et courbées pour minimiser la réflexion et la diffraction. Des

améliorations et des modifications ont été apportées à la conception antipodale, notamment une géométrie légèrement différente de la métallisation du bas-côté introduite dans les brevets de Nester et une version hybride exponentielle évasée de l'antenne Vivaldi antipodale décrite dans le brevet de Fischer.

### **I.10.2 Antenne Vivaldi a fente antipodale équilibré**

La précédente conception a présenté des problèmes de polarisation croisée, particulièrement accentués à des fréquences élevées, où l'angle d'inclinaison du champ électrique par rapport à l'axe physique de l'antenne augmentait considérablement. Ainsi, la polarisation était difficile à maintenir lorsque la fréquence de fonctionnement augmentait. Pour remédier à cela, Langley, Hall et Newham ont proposé une solution avec une antenne Vivaldi antipodale équilibrée, illustrée dans la figure 1.20 [32].

La polarisation croisée est réduite en ajoutant une autre couche de métallisation, créant ainsi une structure équilibrée tri-plaque (tri-pline) [14], en ajoutant un supplément de diélectrique et couche de métallisation qui équilibre la distribution du champ électrique dans la fente évasée. L'antenne commence dans une ligne micro-ruban.

Un côté de la structure d'entrée est ensuite évasé pour produire la moitié d'un Vivaldi classique. De l'autre côté, les plans de masse sont réduits à un ensemble équilibré de lignes qui sont évasées dans le sens opposé pour former la structure globale équilibrée [24].

Un autre aspect positif de cette conception est le fait que la ligne d'alimentation est créée par une ligne tri-plaque. Il s'agit de réduire le rayonnement de l'alimentation de l'antenne, ce qui pourrait se produire dans le cas des lignes d'alimentation ouvertes de la fente antipodale et la fente conique Vivaldi. Cette solution supprime les perturbations du diagramme de rayonnements causées par les lignes d'alimentation ouvertes. Il y a également quelques inconvénients de la conception équilibrée. Naturellement, la construction de l'antenne est plus compliquée en raison de la structure tri-plaque. La propriété principale de cette antenne est la polarisation croisée et les propriétés correspondantes ne diffèrent pas par rapport à l'antenne antipodale. Pour une vaste gamme de fréquence, une largeur de faisceau constant a été atteint, avec une directivité plus de 10 dB.

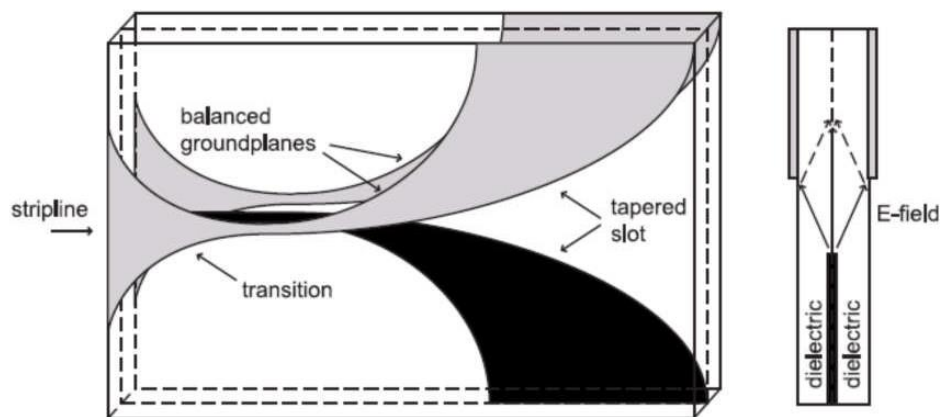


Figure I.23. Antenne antipodale équilibrée. [14]

## I.11 CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons abordé le sujet des antennes imprimées en présentant tout d'abord les critères d'évaluation de ces antennes. Ensuite, nous avons examiné les différentes formes d'antennes imprimées, leurs fréquences de résonance ainsi que les modes d'alimentation qui peuvent être utilisés. Nous avons également discuté des méthodes d'analyse employées pour étudier ces antennes. Dans un deuxième temps, nous avons examiné quelques techniques permettant d'élargir la bande passante des antennes imprimées, en nous concentrant sur les antennes planaires à ouverture qui ont été optimisées pour devenir des antennes larges bandes. Nous avons également abordé la thématique de l'antenne Vivaldi, en détaillant ses différentes formes et caractéristiques.



**BIBLIOGRAPHIE**

- [1] : B. CA, Antenna Theory: Analysis And Design, 3rd edition Wiley- Inter science , 2005.
- [2] : Hafiane.A, Thèse de Doctorat présentée à l'université de Marne la Vallée, Marne la vallée, ile de france , 2003.
- [3] : M. A. NIANG, THESE DE DOCTORAT L'UNIVERSITE PARIS-SACLAY PREPAREE A "l'université Paris-Sud", Paris, Paris, 2017.
- [4] : orange, «la polarisation d'une antenne,» [En ligne]. Available: <https://f5zv.pagesperso-orange.fr/RADIO/RM/RM08/RM08a/RM08a04.html>.
- [5] : A. S. & Y. Ikram, mémoire de projet fin d'étude, univversité de Blida 1: département d'électronique , 2015.
- [6] : H. Nadir, thèse de doctorat, Limoge , univesité de Limoge , 2018.
- [7] : L. R. M. & Travaux, «Quels sont les différents types d'antenne ?,» 27 avril 2017. [En ligne]. Available: <https://www.maison-travaux.fr/maison-travaux/conseils-pratiques/differents-types-dantenne-115029.html>.
- [8] : Saadi, D. J. I. D. E. L. CONTRIBUTION A L'ETUDE ET A LA CONCEPTION D'ANTENNES MICRORUBANS A LARGE BANDE. Diss. Université M'sila, 2020.
- [9] : M. S. Y. Wafa et M. K. B. B. , Projet de Fin d'Etudes Pour l'obtention du diplôme de Master en : Réseau de Télécommunications, Ain Temouchent, Université–Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib Faculté des Sciences et de Technologie Département d'électronique et de Télécommunications, 2021.
- [10] : F. Benamrane, thèse Master télécoms hyperfréquence 2011, Fés, Université Sidi Mohamed Ben Abdellah , 2011.
- [11] : M. T. Samira et M. Y. Khadra, Mémoire Présenté pour obtenir LE DIPLOME DE MASTER Filière : TELECOMMUNICATION, Bordj Bou Arreridj, Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj , 2021.
- [12] : M. B. Djaouida, Thèse Présentée pour l'obtention du diplôme de doctorat en science elctronique, M'sila, 2020.
- [13] : Presse, Anthony. Conception d'antennes souples et de conducteurs magnétiques artificiels en bande UHF. Diss. Rennes 1, 2015.
- [14]: J.NEVERLY « Design of Vivaldi antenna » these de doctorat, 2007 in Czech Technical University in Prague Faculty of Electrical Engineering.

- [15]: C.A Balanis, "Antenna Theory analysis and design", Second Edition, Chapter 2, Wiley, 2005.
- [16]: Schaubert, D., E. Kollberg, T. Korzeniowski, T. Thungren, J. Johansson, and K. Yngvesson, "Endfire Tapered Slot Antennas on Dielectric Substrates," IEEE Transactions on Antennas and Propagation, pp. 1392-1400. Dec 1985
- [17]: B. PANZER « Development of an Electrically Small Vivaldi Antenna » these de doctorat, in The CReSIS Aerial Vivaldi (CAV-A). December 2007
- [18]: N. P. Agrawal, G. Kumar, K.P. Ray, "New wideband monopole antennas", IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, Vol.1, pp. 248-251, July 1997.
- [19]: X. Qing, Z. N. Chen, M. Y. W. Chia, "UWB characteristics of disc cone antenna", IEEE international Workshop on antenna technology, pp. 91-100, March 2005.
- [20]: B. PANZER « Development of an Electrically Small Vivaldi Antenna » these de doctorat, December 2007, in The CReSIS Aerial Vivaldi (CAV-A).
- [21] R.C. Johnson. Antenna Engineering Handbook. McGraw-Hill, 1993.
- [22] Yngvesson, K.S., T.L. Korzeniowski, Y.-S. Kim, E.L. Kollberg, and J.F. Johansson, "The Tapered Slot Antenna – A New Integrated Element for Millimeterwave Applications," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Feb 1989, pp. 365-374.
- [23] Oraizi and Jam, "Optimum design of TSA profile," IEEE Trans. on Antennas and Propagation, Vol. 51, No. 8, August 2003, pp. 1987-1995.
- [24] R.Rajaraman « Design of a wideband VIVALDI antenna array for the snow radar» these de doctorat, Université de Kansas février 2004.
- [25]: Kotthaus, U., and B. Vowinkel, "Investigation of Planar Antennas for Submillimeter Receivers," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Feb 1989, pp. 2324-2327.
- [26]: Mirshekar-Syahkal, D., and H.Y. Wang, "Single and Coupled Modified Vshaped Tapered Slot Antennas," IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, Jun 1998.
- [27]: B.MARTIN « Etude et conception d'un étage de mise en forme d'impulsions ultra-large-bande de forte puissance » thèse de doctorat, octobre 2008, Université de Limoges.

[28] Gibson, P.J., "The Vivaldi Aerial," 9th European Microwave Conference, Brighton, UK, Oct 1979, pp. 101-105.

[29] H. Jasik, Antenna Engineering Handbook, McGraw-Hill, 1961.

[30] Gazit, "Improved design of a Vivaldi antenna," IEEE Proc. H, 1988, p89-92.

[31] Noronha et al, "Designing antennas for UWB systems," Microwaves & RF Journal, p. 53-61. June 2003

[32] J.D.S. Langley, P.S. Hall, and P. Newham. Balanced antipodal vivaldi antenna for wide bandwidth phased arrays. IEE Proc. Microw. Antennas Propag., 143:97-102,1996.

## CHAPITRE II : IMAGERIE MEDICALES

## **II.1 HISTOIRE DE L'IMAGERIE MEDICALE**

L'imagerie médicale a été introduite suite à la découverte des rayons X par le physicien allemand Wilhelm Röntgen en 1896. L'intérêt d'une telle découverte pour la médecine s'est rapidement développé, et en 1897, Antoine Béclère, chef de service à l'hôpital Tenon à Paris, a acquis un radioscope. Les premiers dépistages de la tuberculose ont été réalisés en utilisant des radiographies des poumons.

L'imagerie médicale a connu un développement majeur pendant la Première Guerre mondiale, notamment grâce à la mise en place de voitures radiologiques par Marie Curie, qui ont sillonné les champs de bataille pour détecter les éclats d'obus chez les soldats blessés. En 1934, la découverte de la radioactivité artificielle par Frédéric et Irène Joliot-Curie a ouvert la voie au développement des radioéléments de courte durée de vie. Ces éléments, associés à des molécules biologiques utilisées comme traceurs, ont permis de découvrir le fonctionnement de certains organes.

Depuis lors, l'imagerie médicale n'a cessé d'évoluer, de se perfectionner et de proposer des technologies de plus en plus précises, performantes et novatrices [1].

## **II.2 DEFINITION**

L'imagerie médicale consiste en l'utilisation de différentes techniques pour visualiser une partie du corps humain ou un organe sans nécessiter d'opération sur le patient. Elle permet ainsi de créer une image compréhensible pour les professionnels de santé afin d'établir un diagnostic et de suivre l'évolution d'un traitement. Au fil du temps, la pratique médicale a connu une évolution considérable, allant de la trépanation à la robotique chirurgicale. Aujourd'hui, grâce aux techniques d'imagerie modernes, le diagnostic est plus précis et les soins sont de meilleure qualité. Les radiologues peuvent diagnostiquer et traiter de manière quasiment non-invasive grâce à des techniques tomographiques, évitant ainsi le recours à la chirurgie invasive qui est désormais considérée comme une solution de dernier recours [2].

## **II.3 IMAGERIE ANATOMIQUE (STRUCTURELLE) ET FONCTIONNELLE**

Selon la nature des recherches, on distingue celles qui fournissent des propriétés structurelles de la zone étudiée (IRM, Rayons X..), de celles qui restituent des aspects fonctionnels (TEP, IRMF...), d'où on va faire la différence entre les deux aspects :

**II.3.1 Imagerie structurelle**

Permet d'obtenir des informations sur l'anatomie et la structure des organes (leur taille, leur volume, leur localisation, la forme d'une Éventuelle lésion, etc.)

**II.3.2 Imagerie fonctionnelle**

L'imagerie médicale a révolutionné le domaine de la médecine en offrant un accès rapide et peu invasif à des informations médicales autrefois invisibles à la clinique diagnostique. Souvent, plusieurs modalités sont utilisées pour établir un seul diagnostic. Dans certains cas, le radiologue doit examiner à la fois l'aspect structurel et fonctionnel d'une zone d'intérêt, en utilisant généralement des modalités avec un décalage dans le temps. Les informations recueillies doivent ensuite être fusionnées pour établir un diagnostic précis et efficace [3].

**II.4 DIFFERENTES MODALITES DE L'IMAGERIE MEDICALE**

Il existe de nombreux dispositifs d'acquisition d'images médicales qui fournissent des informations différentes en fonction de la méthode physique utilisée pour observer les tissus du corps humain. Certains procédés offrent une information anatomique (imagerie structurelle), tandis que d'autres détectent la fonctionnalité des organes en fournissant une carte d'activité.

**II.4.1 Rayons X**

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques du même type que la lumière, mais invisibles et très énergétiques. Ils peuvent donc pénétrer profondément la matière vivante.



*Figure II.1. Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen. [4]*

#### II.4.1.1 Scanner (Tomodensitométrie)

La tomodensitométrie, également connue sous le nom de scanner en termes scientifiques, fonctionne sur le même principe que la radiologie, qui utilise une source de rayons X. Elle permet l'étude de diverses parties du corps humain, telles que le cerveau, la cage thoracique, l'abdomen et les os, permettant ainsi de détecter des anomalies qui ne seraient pas visibles sur des radiographies [5].

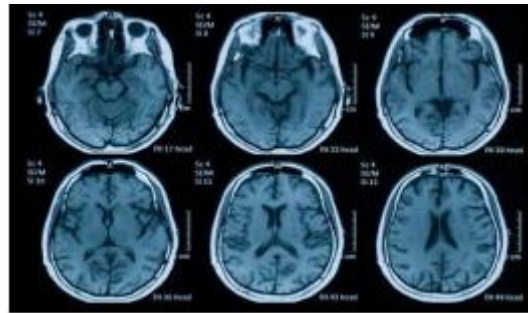


Figure II.2. Image médicale par scanner. [4]

#### II.4.1.2 Radiographie

La radiographie est l'une des techniques d'imagerie médicale qui repose sur l'utilisation des rayons X, découverts par le physicien allemand Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, qui a remporté le prix Nobel de physique en 1901 pour ses premières radiographies d'intérêt médical. Elle est utilisée à des fins diagnostiques et thérapeutiques. La radiographie fournit des images du corps humain en utilisant de faibles doses de rayons X. Elle enregistre sur un film photographique l'image projetée en transparence aux rayons X d'une région anatomique. Les radiographies sans préparation sont dites simples ou standards (radiographie osseuse, pulmonaire, etc.), et permettent principalement d'obtenir des images en deux dimensions des structures osseuses et articulaires. La radiographie est notamment utilisée en orthopédie et en rhumatologie. Il est également possible de visualiser certains organes ou parties creuses, habituellement invisibles aux rayons X, en les remplissant d'un produit de contraste opaque aux rayons X, appelé radiographie de contraste. Les radiographies des reins sont des examens des reins et des voies urinaires qui utilisent les rayons X, généralement aidés d'un produit opaque aux rayons X, qui peut être injecté par diverses voies. Découverte il y a plus de 100 ans, la radiographie reste un outil de diagnostic incontournable dans de nombreux domaines de la médecine [6].

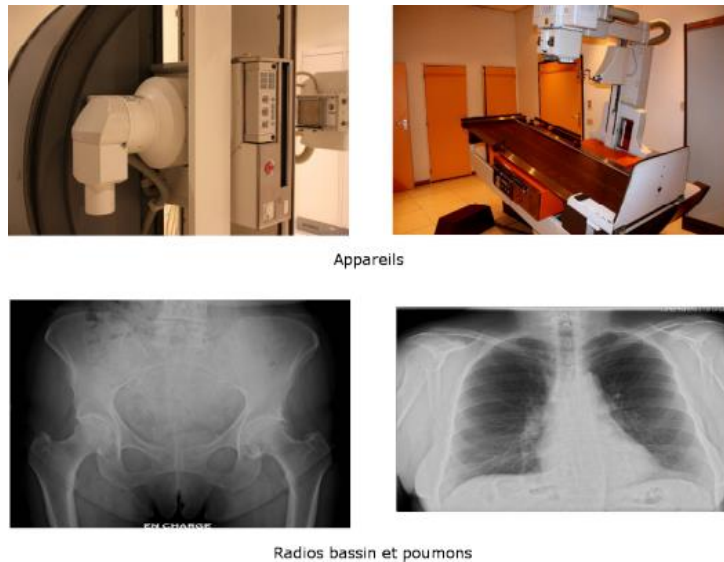


Figure II.3. Radiologie-rayons-X.

### II.4.1.3 Mammographie

La mammographie, également appelée mastographie, est un examen radiologique du ou des seins qui permet d'obtenir des images de l'intérieur du sein à l'aide de rayons X et de détecter certaines anomalies. Elle est réalisée dans deux circonstances : dans le cadre d'un dépistage ou d'un diagnostic précoce du cancer du sein. Quelle que soit la circonstance, deux clichés (photos) sont réalisés par sein, un cliché de face et un en oblique, ce qui permet de comparer les deux côtés de chaque sein. Dans la grande majorité des cas, la mammographie est le premier examen d'imagerie effectué [7].

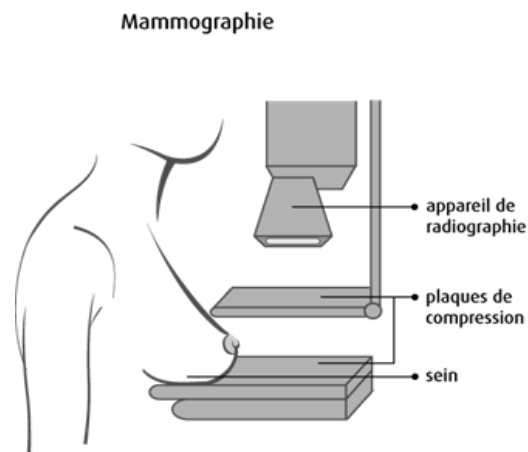


Figure II.4. Mammographie.



Il y a 2 types de mammographie, chacun étant réalisé pour des raisons différentes.

#### **II.4.1.3.1 Mammographie de dépistage**

La mammographie de dépistage est un examen utilisé pour dépister le cancer du sein chez les femmes qui ne présentent aucun symptôme ou anomalie mammaire. Lors de cette procédure, les deux seins sont examinés pour détecter des anomalies telles que des masses ou des zones de tissu anormales qui pourraient être trop petites pour être détectées par la palpation. Cette méthode de dépistage permet de surveiller l'évolution du tissu mammaire au fil du temps et facilite la détection précoce du cancer du sein.

#### **II.4.1.3.2 Mammographie diagnostique**

La mammographie diagnostique a pour objectif de détecter des anomalies mammaires telles qu'une masse ou une région suspecte. Il est possible que vous remarquiez vous-même un tel problème et en parliez à votre médecin, ou qu'il soit détecté lors d'un examen clinique des seins ou d'une mammographie de dépistage. La mammographie diagnostique dure généralement plus longtemps que la mammographie de dépistage et fournit des images plus détaillées du sein sous différents angles, afin de permettre une analyse plus précise d'une région particulière. Les deux seins sont généralement examinés lors d'une mammographie diagnostique pour que le médecin puisse comparer les tissus de chaque sein [8].

### **II.4.2 Ultrason**

#### **II.4.2.1 Echographie ultrasons**

C'est une technique d'imagerie médicale qui repose sur l'utilisation des ultrasons pour explorer les tissus. Une sonde émettrice d'ultrasons est placée sur la peau du patient, comme un stylo, et les ultrasons émis pénètrent dans les tissus, avant de revenir sous la forme d'un écho capté par la sonde. Le traitement informatique des données permet alors d'obtenir une image en noir et blanc des tissus examinés.

L'échographie peut être utilisée pour étudier plusieurs organes tels que l'abdomen, le petit bassin, le cou (ganglions, foie, rate, pancréas...) ainsi que les vaisseaux (veines et artères), les ligaments et le cœur. Elle permet de détecter d'éventuelles anomalies pouvant affecter ces organes, telles que des tumeurs, des infections ou des malformations. Parfois, elle peut également guider un prélèvement en profondeur.

L'examen est réalisé par un radiologue et nécessite que le patient se déshabille selon la zone à examiner. Pendant l'examen, le patient est allongé sur une couchette, et un gel froid est appliqué sur la peau pour améliorer le contact avec la sonde. Cette sonde est ensuite déplacée pour examiner la zone à étudier [9].

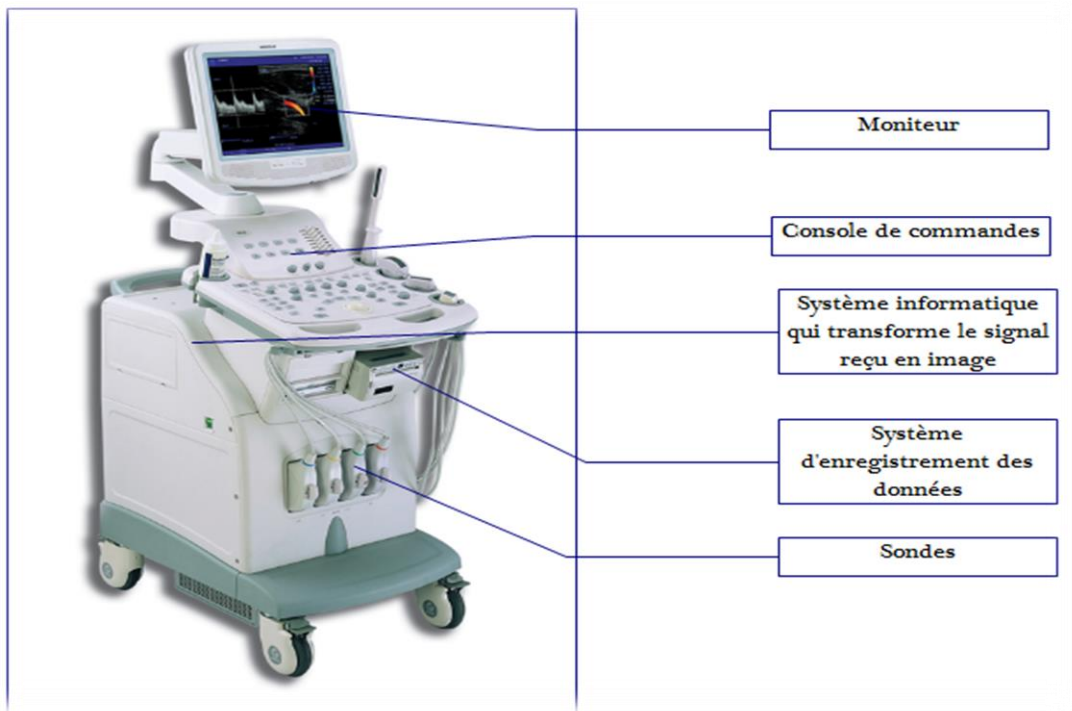


Figure II.5.Appareil d'Echographie.



Figure II.6.Image obtenue par échographie.

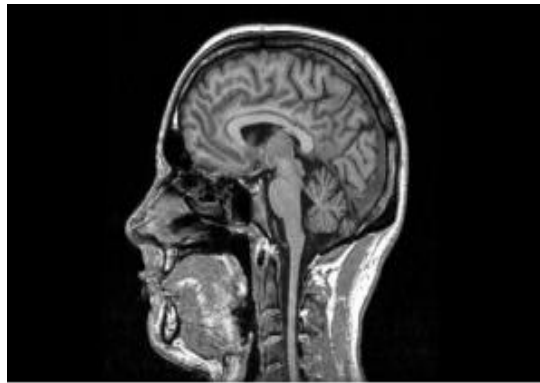
### II.4.3 Imagerie par résonance magnétique (IRM)

La technique de résonance magnétique nucléaire (RMN) a été développée il y a environ 50 ans. La description fondamentale du phénomène de la RMN est basée sur les lois simples de la mécanique générale.

#### II.4.3.1 Principe de l'IRM

L'IRM est une technique de diagnostic médical puissante qui permet d'obtenir des images tridimensionnelles et en coupe d'une grande précision anatomique. Cette technique radiologique récente est non invasive et ne présente aucun effet secondaire connu. Elle est basée sur le phénomène physique de résonance magnétique nucléaire, qui consiste à observer la réponse des noyaux soumis à un champ magnétique extérieur et à une excitation électromagnétique. En

observant la résonance magnétique nucléaire des protons de l'eau contenue dans l'organisme, on peut obtenir une image tridimensionnelle de la répartition de l'eau dans le corps d'un patient. L'intensité recueillie pour un élément de volume dépend de la concentration d'eau à l'endroit considéré. Selon la méthode utilisée, on peut augmenter le contraste entre deux voxels en variant les temps de relaxation des spins nucléaires, ce qui permet d'observer des altérations des tissus, telles que des tumeurs, grâce aux différences de densité et de relaxation de l'eau [10].



*Figure II.7.IRM cérébrale.*

## **II.5 AVANTAGES ET LES INCONVENIENTS DE L'IMAGE MEDICALE**

### **II.5.1 Radiologie**

La radiologie est un moyen rapide, simple et peu coûteux pour obtenir des images des organes, ce qui en fait l'un des moyens les plus utilisés. Cependant, la qualité d'image n'est pas optimale car la radiologie fournit des images des organes dans toute leur épaisseur, ce qui ne permet pas de voir toutes les connexions. De plus, la radiologie comporte des risques pour le patient et le manipulateur. Afin de limiter ces risques, il est recommandé que le patient n'effectue pas trop fréquemment des examens radiologiques, car cela peut provoquer des altérations graves au niveau de certains tissus. Les manipulateurs doivent également se protéger en utilisant des protections plombées telles que des tabliers, des gants et des vitres.

### **II.5.2 Scanner**

Le principal avantage du scanner est sa capacité à fournir en quelques secondes une image en 3D de très bonne qualité, offrant une grande précision anatomique. Cela permet d'obtenir des détails très fins sur la structure examinée. Cependant, il y a deux inconvénients à prendre en compte. Tout d'abord, le coût de l'examen est élevé en raison du coût élevé de l'appareil. Ensuite, il y a le risque d'exposition aux rayons X, qui peut être dangereux à long terme.

**II.5.3 Echographie**

L'échographie médicale présente l'avantage de ne présenter aucun danger pour le patient et peut donc être répétée sans risque. C'est la seule technique d'imagerie qui permet d'obtenir des images du fœtus sans nuire à sa santé. De plus, il n'y a pas d'allergie ni de contre-indication concernant cette technique. Elle est également indolore pour le patient et ne nécessite, sauf cas particuliers, ni hospitalisation ni anesthésie.

**II.5.4 IRM**

Il convient de préciser que l'IRM est une méthode coûteuse, en raison notamment du coût élevé de l'appareil et des produits de contraste. De plus, l'IRM peut être contre-indiquée pour certaines personnes, notamment celles qui ont des implants métalliques ou des stimulateurs cardiaques, car elle peut causer des interférences avec ces dispositifs. Enfin, l'IRM peut être bruyante et nécessiter la mise en place de bouchons d'oreille ou d'écouteurs pour protéger les oreilles du patient.

**II.6 IMAGERIE MEDICALE DANS LE DIAGNOSTIC DU CANCER  
DU SEIN**

L'imagerie médicale joue un rôle important dans le diagnostic du cancer du sein. Les techniques d'imagerie médicale les plus couramment utilisées dans le dépistage et le diagnostic du cancer du sein comprennent la mammographie, l'échographie mammaire et l'IRM mammaire.

La mammographie est la technique d'imagerie médicale la plus couramment utilisée pour dépister le cancer du sein chez les femmes. Elle consiste en une radiographie du sein qui permet de détecter des masses ou des calcifications suspectes.

L'échographie mammaire est souvent utilisée en complément de la mammographie pour mieux caractériser les masses ou les lésions qui ont été détectées. Elle est également utilisée chez les femmes présentant des seins denses ou chez les femmes enceintes.

L'IRM mammaire est une technique d'imagerie plus avancée qui est souvent utilisée pour le dépistage du cancer du sein chez les femmes ayant un risque élevé de développer la maladie. L'IRM mammaire peut détecter des lésions qui ne sont pas visibles sur la mammographie ou l'échographie.

Dans certains cas, une biopsie mammaire peut être nécessaire pour confirmer un diagnostic de cancer du sein. Les techniques d'imagerie médicale, telles que la mammographie, l'échographie mammaire et l'IRM mammaire, peuvent également être utilisées pour guider la biopsie et aider à cibler la zone à prélever.

En somme, l'imagerie médicale est un outil important pour le dépistage et le diagnostic précoce du cancer du sein, ce qui peut conduire à un traitement plus efficace et à une meilleure survie des patients. Il est important que les femmes suivent les recommandations de dépistage du cancer du sein de leur médecin, en fonction de leur âge et de leurs antécédents médicaux [11].

## **II.7 EXAMENS EN SUIVI POST-CANCER DU SEIN**

Après le traitement du cancer du sein, le suivi médical régulier est important pour détecter toute récurrence de la maladie ou l'apparition de nouveaux cancers du sein. Les examens de suivi peuvent varier en fonction du type de cancer du sein, du stade de la maladie et du traitement reçu, mais voici quelques examens couramment utilisés :

1. Mammographie : les mammographies sont généralement recommandées tous les 6 à 12 mois pendant les deux premières années après le traitement du cancer du sein, puis tous les deux ans après cela. La mammographie peut détecter des changements dans le sein qui pourraient indiquer une récurrence.
2. Examen clinique des seins : un examen clinique des seins par un professionnel de la santé est généralement recommandé tous les 3 à 6 mois pendant les deux premières années après le traitement du cancer du sein, puis tous les six mois à un an après cela.
3. Échographie mammaire : une échographie mammaire peut être utilisée pour aider à évaluer des changements dans le sein qui ont été détectés lors d'une mammographie ou lors d'un examen clinique des seins.
4. Imagerie par résonance magnétique (IRM) : l'IRM mammaire peut être utilisée pour le dépistage du cancer du sein chez les femmes à haut risque de développer la maladie. Elle peut également être utilisée pour surveiller les femmes ayant déjà été traitées pour un cancer du sein.
5. Tests sanguins : les tests sanguins, tels que la mesure du taux de marqueurs tumoraux, peuvent être utilisés pour surveiller les femmes ayant déjà été traitées pour un cancer du sein.

Il est important que les femmes discutent avec leur médecin de la fréquence et des types d'examens de suivi appropriés pour leur cas particulier. Les examens de suivi réguliers peuvent aider à détecter les récurrences de cancer du sein à un stade précoce, ce qui peut améliorer les chances de réussite du traitement et de survie à long terme.

**II.8 ANATOMIE DU SEIN**

Le sein est une glande mammaire située sur la poitrine féminine. Il est composé de plusieurs structures anatomiques, notamment :

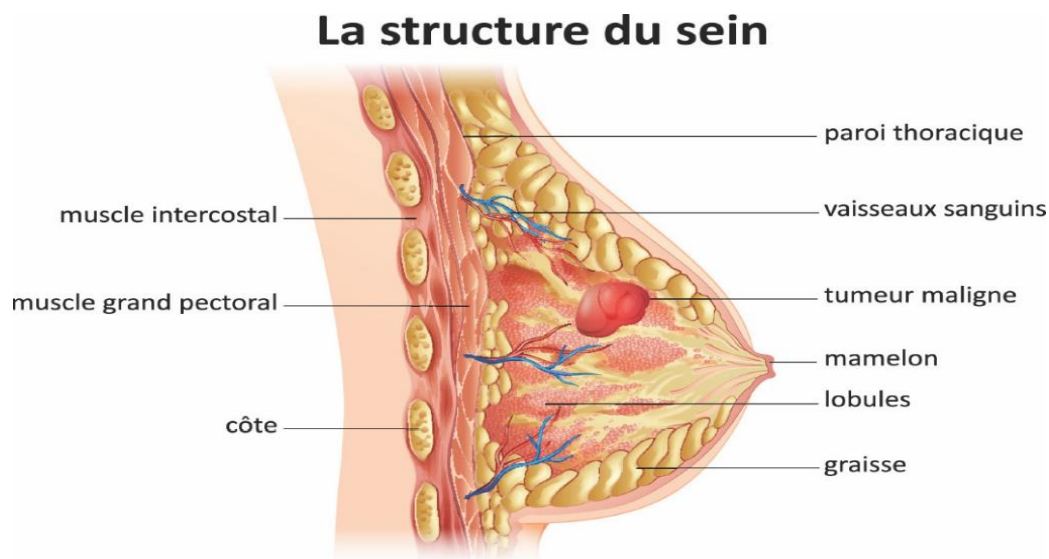
1. Les lobes : le sein est divisé en plusieurs lobes qui contiennent des glandes mammaires qui produisent le lait maternel pendant l'allaitement.
2. Les canaux : les lobes sont reliés entre eux par des canaux lactifères qui transportent le lait des glandes mammaires vers le mamelon.
3. Le mamelon : le mamelon est une petite élévation située au centre du sein. Il est entouré de l'aréole, qui est une zone de peau pigmentée.
4. Le tissu adipeux : le sein est également constitué de tissu adipeux, qui donne au sein sa forme et sa texture.
5. Les ganglions lymphatiques : les ganglions lymphatiques sont situés dans le sein et dans l'aisselle. Ils font partie du système lymphatique, qui est responsable de la circulation de la lymphe, un liquide clair qui aide à éliminer les déchets et les bactéries de l'organisme. Les ganglions lymphatiques du sein peuvent être affectés en cas de cancer du sein, ce qui peut contribuer à la propagation de la maladie.

En somme, le sein est une glande complexe qui joue un rôle important dans la production de lait maternel et la santé reproductive des femmes. La connaissance de l'anatomie du sein est essentielle pour la compréhension de l'évaluation et de la prise en charge des pathologies mammaires, y compris le cancer du sein [12].

**II.9 CANCER DU SEIN**

Le cancer du sein est une maladie qui se caractérise par la présence d'une tumeur maligne dans les tissus mammaires. Les facteurs de risque incluent l'âge, les antécédents familiaux, les mutations génétiques, l'exposition à des hormones, l'obésité, la consommation d'alcool et le manque d'activité physique. Les symptômes peuvent inclure une masse dans le sein, une modification de la taille ou de la forme, une douleur, une rougeur, un écoulement de liquide ou un durcissement du mamelon. Les méthodes de dépistage incluent la mammographie, l'échographie et l'IRM, et le traitement peut inclure la chirurgie, la radiothérapie, la chimiothérapie, l'hormonothérapie et la thérapie ciblée. Le cancer du sein peut également se manifester par des affections non cancéreuses ou des tumeurs non cancéreuses telles que l'hyperplasie atypique et les papillomes intra canaux, ainsi que par des types moins fréquents

tels que le cancer inflammatoire du sein, la maladie de Paget du sein et le cancer du sein triple négatif [13].



*Figure II.8. Schéma d'une vue latérale du sein.*

## II.10 DIFFERENCE ENTRE TUMEURS BENIGNES ET TUMEURS MALIGNES

Les tumeurs peuvent être classées en deux catégories : les tumeurs bénignes et les tumeurs malignes.

### II.10.1 Tumeur bénigne

Les tumeurs bénignes sont des masses de cellules qui se développent lentement et ne se propagent pas dans les tissus voisins ou à d'autres parties du corps. Elles ne sont pas cancéreuses et ne mettent pas la vie en danger, sauf dans de rares cas où elles peuvent causer des problèmes de santé en comprimant les tissus environnants ou en produisant des hormones [14].

### II.10.2 Tumeur maligne

Les tumeurs malignes, en revanche, sont des masses de cellules cancéreuses qui se développent rapidement et ont la capacité d'envahir les tissus voisins et de se propager à d'autres parties du corps, formant des métastases. Les cellules cancéreuses sont anormales et ont des fonctions altérées, telles que la capacité à se diviser et à croître de manière incontrôlable, à échapper aux mécanismes de mort cellulaire programmée (apoptose) et à éviter la réponse immunitaire de l'organisme. Les tumeurs malignes sont donc très dangereuses et peuvent mettre la vie en danger [15].

Les tumeurs bénignes sont généralement traitées par ablation chirurgicale ou surveillance régulière pour surveiller leur croissance. Les tumeurs malignes, quant à elles, nécessitent une intervention médicale plus agressive, telle que la chirurgie, la radiothérapie, la chimiothérapie, l'hormonothérapie ou la thérapie ciblée, selon le type et le stade de la maladie.

**II.11 TYPES DE TUMEURS DU SEIN**

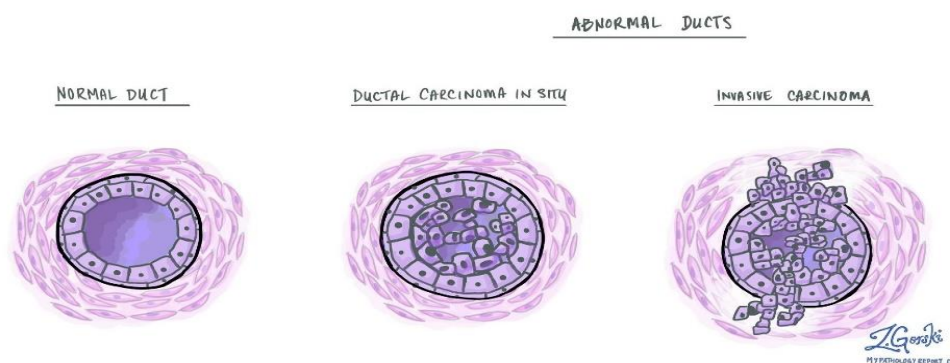
Il y a différents types de tumeurs du sein, la plupart débutant dans les canaux et les tissus lobulaires. Les stades précoces des tumeurs malignes sont souvent caractérisés par le carcinome canalaire in situ (CCIS) et le carcinome lobulaire in situ (CLIS) [16].

**II.11.1 Cancer canalaire in situ ou carcinome canalaire in situ (CCIS)**

Le carcinome canalaire in situ (CCIS), également connu sous le nom de cancer canalaire in situ, est un type de cancer du sein qui se développe dans les canaux lactifères des glandes mammaires. Il est considéré comme un stade précoce du cancer du sein, car les cellules cancéreuses sont confinées aux canaux et n'ont pas envahi les tissus environnants [17].

Bien que le CCIS soit techniquement considéré comme un cancer, il est souvent traité plus comme une condition précancéreuse car il n'a pas la capacité de se propager à d'autres parties du corps. Cependant, si le CCIS n'est pas traité, il peut se développer en un cancer invasif, qui peut alors se propager à d'autres parties du corps [17].

Le traitement du CCIS dépend de plusieurs facteurs, tels que la taille et la localisation de la lésion, ainsi que l'état de santé général de la personne atteinte. Les options de traitement peuvent inclure la chirurgie, la radiothérapie et les médicaments anti-cancéreux tels que le tamoxifène. Il est important que les personnes atteintes de CCIS consultent leur médecin pour déterminer le traitement le plus approprié pour leur cas individuel [17].



*Figure II.9. Carcinome canalaire in situ (CCIS).*



### II.11.2 Cancer carcinome lobulaire in situ (CLIS)

Le carcinome lobulaire in situ (CLIS) est une condition dans laquelle des cellules anormales se développent dans les lobules des glandes mammaires. Contrairement au carcinome canalaire in situ (CCIS), qui se développe dans les canaux lactifères, le CLIS se développe dans les lobules [18].

Comme le CCIS, le CLIS est considéré comme une lésion précancéreuse et n'a pas la capacité de se propager à d'autres parties du corps. Cependant, le CLIS peut augmenter le risque de cancer du sein invasif, en particulier si la personne atteinte a également des antécédents familiaux de cancer du sein [18].

Le traitement du CLIS peut inclure une surveillance étroite pour détecter les signes de changements ou de développement d'un cancer invasif, ainsi que des options de prévention telles que la prise de médicaments anti-cancéreux comme le tamoxifène ou une prophylaxie chirurgicale telle qu'une mastectomie prophylactique [18].

Il est important que les personnes atteintes de CLIS discutent de leurs options de traitement avec leur médecin pour déterminer le plan de traitement le plus approprié pour leur cas individuel [18].

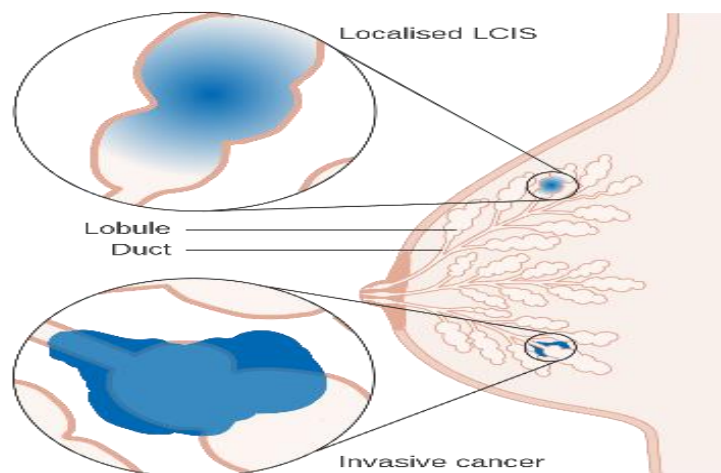


Figure II.10. carcinome lobulaire in situ (CLIS).

## II.12 DIFFERENTS STADES DU CANCER

Le cancer est une maladie complexe qui peut se présenter sous différentes formes et stades, en fonction de son type et de son stade de développement. En général, les différents stades du cancer sont déterminés en fonction de la taille de la tumeur, de sa propagation dans les tissus voisins et de sa dissémination dans d'autres parties du corps [19].

Voici une description générale des différents stades du cancer :

- **Stade 0** : Le cancer est présent uniquement dans la couche superficielle des cellules, sans avoir envahi les tissus voisins ou les ganglions lymphatiques. Ce stade est également appelé cancer in situ [20]
- **Stade I** : Le cancer est relativement petit et limité à l'organe d'origine, sans s'être propagé aux tissus voisins ou aux ganglions lymphatiques [20].
- **Stade II** : Le cancer est plus avancé que le stade I, avec une tumeur plus grande ou une propagation limitée aux tissus voisins ou aux ganglions lymphatiques [20].
- **Stade III** : Le cancer s'est propagé aux tissus voisins et/ou aux ganglions lymphatiques régionaux, mais n'a pas encore atteint les organes distants [20].
- **Stade IV** : Le cancer s'est propagé à des organes distants, tels que le foie, les poumons, le cerveau ou les os. Ce stade est également appelé cancer métastatique [20]

Il est important de noter que chaque type de cancer peut avoir ses propres critères pour déterminer les différents stades, et que la classification peut varier en fonction des systèmes utilisés par les professionnels de la santé. Il est également important de souligner que le stade du cancer peut avoir une influence sur les options de traitement et le pronostic du patient.

### **II.13 CONCLUSION**

Dans ce chapitre, nous avons commencé par une introduction sur l'imagerie médicale et les différentes techniques de dépistage du cancer du sein sont présentées ainsi que les avantages et les inconvénients de chacune d'elles qui ont montré la nécessité d'une technique de dépistage complémentaire et /ou alternative moins cher pour la détection précoce et le diagnostic du cancer du sein et plus confortable pour les femmes . Puis une définition du cancer du sein, les différents types de cancer et les différentes formes sont ensuite présentés.

**BIBLIOGRAPHIE**

- [1] : [http : //www.assistancescolaire.com/enseignant/lycee/ressources/base-documentaire-en-physiquechimie/histoire-de-l](http://www.assistancescolaire.com/enseignant/lycee/ressources/base-documentaire-en-physiquechimie/histoire-de-l)
- [2] : BENTATA, Réda. Segmentation d'images tomographiques par Émission de positons. 2012. Thèse de doctorat. Université d'Oran1-Ahmed Ben Bella.
- [3] : BENTATA, Réda. Segmentation d'images tomographiques par Émission de positons. 2012. Thèse de doctorat. Université d'Oran1-Ahmed Ben Bella
- [4] : S.Chabane et N. Hadda Che, Segmentation d'images mammographies. Mémoire de Master en vue d'obtenir le diplôme de master professionnel en administration et sécurité des réseaux. Université Abderrahmane Mira BÈjaÔa.2017.
- [5] : MEKHALDI Nadia, Analyse des images médicales par des techniques hybrides : Application ‡ la détection des kastes réseaux. Diplôme magister en informatique. Université de science et de la technologie d'Oran Mohamed Boudiaf.2014.
- [6] : MECHTA, Chahinez . Interprétation des images mammographies par l'ontologie. Diplôme de Magi stère en Informatique. Université des sciences et de la technologie d'Oran Mohamed Boudiaf.2013
- [7] : M. B. Djaouida, Thèse Présentée pour l'obtention du diplôme de doctorat en science elctronique, M'sila, 2020.
- [8] : <http://tpebaudechahdeldicque.e-monsite.com/pages/ii-les-di§erents-principes-d-imageriemedicale-2/ii-les-diferents-principes-d-imagerie-medicale.htm>
- [9] : LEFEVRE, Sébastien. Elaboration et validation d'un outil mathématique de segmentation et de reconstruction volumique sur imagerie IRM de tumeurs cérébrales. Mémoire pour l'obtention du diplôme d'études approfondies, 1999.
- [10] : Tanter, M., Bercoff, J., Sinkus, R., Deffieux, T., Gennisson, J. L., & Fink, M. (2007). L'élastographie par ultrasons ou résonance magnétique: de nouveaux outils de diagnostic en cancérologie. *Médecine Nucléaire*, 31(4), 132-141.
- [11] : Casoli, V., & Vacher, C. (2022, November). Embryologie et anatomie du thorax et du sein. In *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique* (Vol. 67, No. 5-6, pp. 278-290). Elsevier Masson.
- [12] : Fallone, F., Deudon, R., Muller, C., & Vaysse, C. (2018). Cancer du sein, obésité et tissu adipeux-Un trio à haut risque. *médecine/sciences*, 34(12), 1079-1086.

- [13]** : Lemarié, E., Diot, P., Magro, P., & De Muret, A. (2005). Tumeurs médiastinales d'origine embryonnaire. *EMC-Pneumologie*, 2(2), 105-125.
- [14]** : Bouthaina, B., & Boutabet Nada, M. Z. (2022). Analyse de l'expression différentielle des gènes dans le cancer colorectal: Etude bioinformatique.
- [15]** : Z. katbay, THESE DE DOCTORAT EN CO-TUTELLE, 2018
- [16]** : Keïta, M. M. (2018). Cancer du sein chez les femmes de moins de 35 ans au mali profils épidémiologiques et histopathologies.
- [17]**: Platt, E., Camilleri, J. P., & Freeman, H. (2021). Partie 1: Quelques bases pour comprendre. In *Le Cancer du sein* (pp. 17-28). EDP Sciences.
- [18]** : Vrignaud, P. (2011). Modèles précliniques en oncologie. *Bulletin du cancer*, 98(11), 1355-1361.
- [19]** : Cherifi, S., & Koriche, T. (2018). Etude épidémiologique sur le cancer du col utérin réalisée au niveau de l'Hôpital Chahids Mahmmoudi Tizi-Ouzou (Doctoral dissertation, Université Mouloud Mammeri).

## CHAPITRE III : PRESENTATION DES METAMATERIAUX

### III.1 INTRODUCTION

La science et la technologie ont une soif insatiable des matériaux meilleurs et plus performants et qui peuvent promettre des perspectives sans limites. De par leurs caractéristiques électromagnétiques intéressantes et peu communes, les métamatériaux sont aujourd'hui largement utilisés dans la conception des antennes, en particulier des antennes micro-rubans. Ce chapitre est consacré à une présentation générale des métamatériaux. Nous présentons, en premier lieu, la définition ainsi qu'un bref historique des métamatériaux. Nous allons par la suite exposer les différentes applications des MMT dans plusieurs domaines. Enfin nous donnons l'approche qui permettra l'extraction des paramètres effectifs de ces milieux à partir des coefficients de réflexion et de transmission. Ces deux coefficients sont obtenus à partir des simulations numériques.

### III.2 HISTORIQUE

Bien avant l'apparition du terme "métamatériaux", les humains ont cherché à surpasser les propriétés des matériaux traditionnels, comme en témoigne la coupe de Lycurgus. Cette coupe est constituée de verre contenant des nanoparticules d'or et d'argent, ce qui provoque un changement de couleur de la coupe selon qu'elle est observée en lumière transmise ou réfléchie [1].



*Figure III.1. Coupe de Lycurgus en lumière réfléchie à gauche, en lumière transmise à droite [2].*

En 1967, Victor Veselago a réalisé un premier pas vers les méta-matériaux tels qu'ils sont compris aujourd'hui, en publiant une étude théorique sur la propagation d'ondes électromagnétiques dans un milieu matériel en fonction des valeurs de permittivité diélectrique et de perméabilité magnétique relatives du milieu [1]. Cette étude a jeté les bases de la recherche sur les méta-matériaux et a permis de développer de nouveaux matériaux aux propriétés électromagnétiques inhabituelles, telles que la réfraction négative et l'indice de réfraction nul.

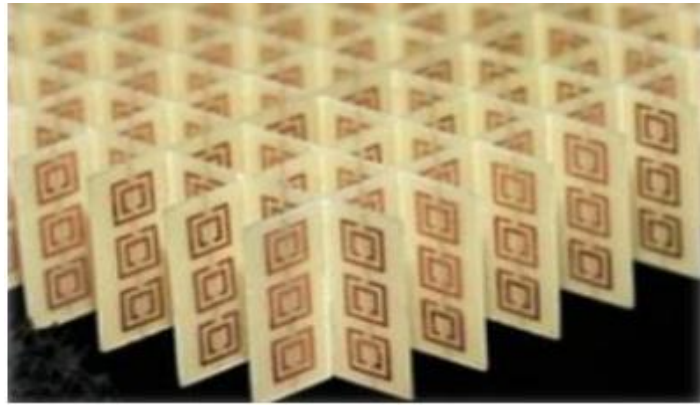


Figure III.2. Photographie du premier méta-matériau à indice de réfraction négatif réalisé par l'équipe de David Smith en 2000. [2]

Ce n'est qu'en 1999 que l'équipe de John Pendry [3] va changer cet état de fait en montrant dans un article de physique théorique qu'il est possible de générer une réponse magnétique à partir d'objets amagnétiques. La solution proposée est un milieu composé de résonateurs conducteurs (circuits RLC), sensibles au champ électrique, ayant une forme d'anneaux ouverts (« split-ring resonators » - SRR) de taille inférieure à la longueur d'onde d'utilisation [1].

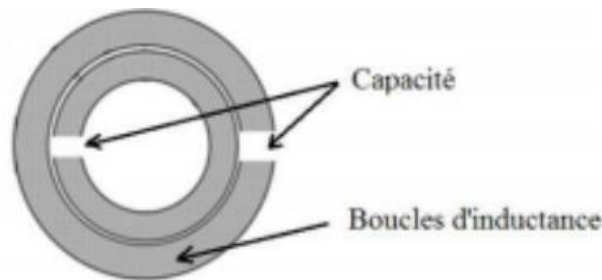


Figure III.3. Schéma du premier SRR imaginé par John Pendry [3].

Le premier méta matériau, qui fonctionne dans le domaine des micro-ondes, a permis de vérifier les prédictions de Viktor Veselago et de démontrer le phénomène de réfraction négative.

### III.3 DEFINITION DES METAMATERIAUX

Les méta-matériaux (MMTs) sont des matériaux artificiels qui possèdent des propriétés électromagnétiques distinctes de celles des matériaux naturels. L'une de ces propriétés clés est l'indice de réfraction négatif, qui est caractérisé par des valeurs de permittivité ( $\epsilon < 0$ ) et de perméabilité ( $\mu < 0$ ) négatives [4].

La permittivité  $\epsilon$  et la perméabilité  $\mu$  sont reliés à l'indice réfraction par la relation suivante [5] :

$$n = \pm \sqrt{\epsilon_r \mu_r} \quad (\text{Eq III.1})$$

L'indice de réfraction permet de classer les matériaux en fonction de leurs valeurs de permittivité  $\epsilon$  et de perméabilité  $\mu$ . Cette classification repose sur les quatre combinaisons possibles de ces deux paramètres : (+, +), (+, -), (-, +), et (-, -). Un diagramme ( $\epsilon$ -  $\mu$ ) illustre ces différentes combinaisons [5].

### III.4 CLASSIFICATION DES METAMATERIAUX

Il existe quatre catégories de matériaux, selon le signe de leur permittivité et perméabilité, comme indiqué dans la figure suivante :

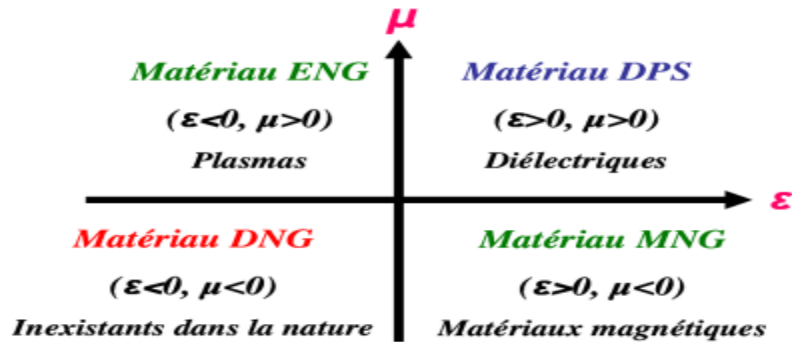


Figure III.4. Classement des matériaux en fonction du signe de leur permittivité  $\epsilon$  et perméabilité  $\mu$ .

#### III.4.1 Matériaux doublement positifs (DPS) ( $\epsilon > 0$ et $\mu > 0$ )

Les matériaux doublement positifs (DPS) sont des matériaux artificiels ayant des propriétés électromagnétiques inhabituelles. Ils sont caractérisés par une permittivité électrique ( $\epsilon$ ) et une perméabilité magnétique ( $\mu$ ) positives, ce qui signifie que ces matériaux ont une réponse électromagnétique positive dans les deux domaines de la permittivité et de la perméabilité.

Cela signifie que les ondes électromagnétiques se propagent plus rapidement dans ces matériaux que dans le vide, car leur indice de réfraction est inférieur à 1. Les DPS sont donc considérés comme des matériaux méta matériaux, c'est-à-dire des matériaux artificiels conçus pour avoir des propriétés électromagnétiques spécifiques.

Les applications potentielles des DPS sont nombreuses, notamment dans la conception d'antennes, de dispositifs optiques, de capteurs et de dispositifs de manipulation de l'énergie électromagnétique. Cependant, leur fabrication et leur utilisation restent un domaine de recherche actif et complexe en raison de la difficulté de produire des matériaux répondant aux exigences spécifiques des applications visées.



### III.4.2 Matériaux doublement négatifs (DNG) ( $\epsilon < 0$ et $\mu < 0$ )

Afin d'obtenir un milieu présentant à la fois une permittivité et une perméabilité négatives, une structure composite alternant des Résonateurs en Anneau Fendu (RAF) et des fils conducteurs a été proposée [6].

À l'époque, ce milieu avait un indice de réfraction négatif près de la fréquence de résonance des Résonateurs en Anneau Fendu. Smith et ses collègues ont démontré expérimentalement l'existence d'un tel matériau pour la première fois dans [7]. Ils ont effectué des mesures de transmission sur le réseau de fils métalliques, le RAF, ainsi que sur la structure périodique formée par l'association des deux réseaux. Leurs résultats ont montré qu'il existait une bande de fréquence où la permittivité effective et la perméabilité étaient toutes deux négatives [6].

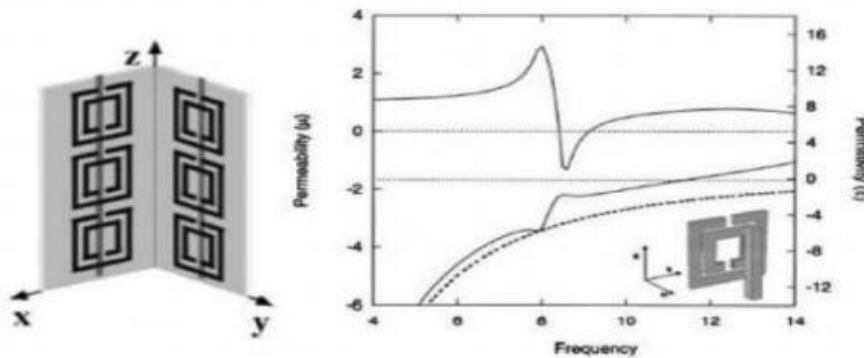


Figure III.5. (a) cellule DNG-"SRR+Tige", (b) perméabilité et permittivité de la cellule "SRR+Tige"[8].

### III.4.3 Matériaux à perméabilité négative (MNG) ( $\epsilon > 0$ et $\mu < 0$ )

L'atténuation de l'onde le long de l'axe  $\vec{z}$ , la puissance active nulle et la puissance réactive dépendante de  $\vec{z}$  sont des caractéristiques de la structure artificielle à résonance magnétique sans matériau magnétique appelée SRR (Swiss-Roll). Cette structure est composée d'un cylindre de rayon  $R = 8$  mm sur lequel est enroulée une spirale conductrice isolée de  $N$  tours et de longueur  $200$  mm. L'espacement entre les tours est noté  $dc$  et il n'y a pas de contact électrique entre les couches. Lorsqu'un champ magnétique alternatif est appliqué le long de l'axe du cylindre, un courant est induit dans le conducteur, créant ainsi une capacité qui complète le circuit résonant et permet la circulation du courant. La structure résonne dans le domaine des radiofréquences, avec une amplitude significative. En respectant l'inégalité  $\lambda \gg R$ , le milieu constitué d'un réseau de rouleaux suisses peut être considéré comme un milieu homogène. [6]

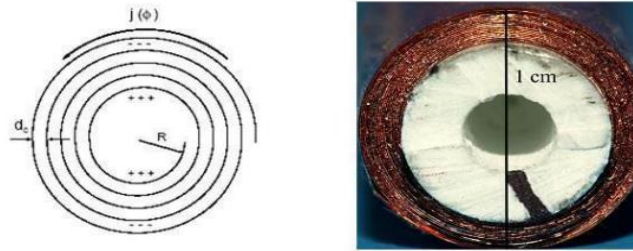


Figure III.6. La structure rouleau de suisse.

- La relation de la perméabilité effective est donnée donc par : [6]

$$\mu_{eff} = 1 - \frac{F}{1 + \frac{2\sigma_i}{\omega R \mu_0 (N-1)} - \frac{dc_0^2}{2\pi^2 \omega^2 R^3 (N-1)}} \quad (\text{Eq III2})$$

$c_0$  : vitesse de la lumière dans le vide.

$\omega$  : Pulsation angulaire.

$\sigma_i$  : Feuille spirale à une conductivité.

$\varepsilon$  : Permittivité d'un l'isolant entre les couches conductrices.

$\mu_0$  : La perméabilité du vide.

F : Taux de remplissage de matériau qui magnétiquement actif.

- La perméabilité effective peut donc s'écrire sous la forme suivante : [5]

$$\mu_{eff} = 1 - \frac{F\omega^2}{\omega^2 - \omega_0^2 + i\gamma\omega} \quad (\text{Eq III3})$$

- La pulsation de résonance est donnée par :

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{dc_0}{2\pi^2 R^2 (N-1)}} \quad (\text{Eq III4})$$

- L'amortissement de la résonance est donné par le facteur :

$$\tau = \frac{2\sigma}{\omega R \mu_0 (N-1)} \quad (\text{Eq III5})$$

#### III.4.4 Matériaux a permittivité négative (ENG) ( $\varepsilon < 0$ et $\mu > 0$ )

Pendry décrit une structure comportant une matrice carrée de fils métalliques parallèles de longueur infiniment fine, incorporée dans un milieu diélectrique et caractérisé par un  $\varepsilon < 0$  [10].

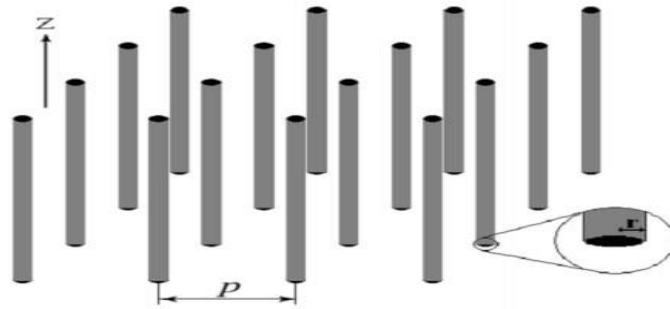


Figure III.7. Méta-matériaux ENG formé par un réseau de tige métallique [9].

Avec une taille moyenne de  $p$  cellules beaucoup plus petite que la longueur d'onde guidée ( $P \ll \lambda_g$ ), cette structure peut être considérée comme homogène. Lorsque le champ électrique  $E$  est excité parallèlement à l'axe des fils, cela induit un courant le long de ces derniers et génère des moments dipolaires équivalents.

$$\epsilon_{eff} = 1 - \frac{\omega_{pe}^2}{\omega^2 + i\omega\omega_c} \tag{Eq III6}$$

$\omega_{pe}$ : La pulsation du plasma électrique.

$\omega_c$  : La pulsation de collision.

En considérant la forme suivante de la fréquence plasma électrique :

$$\omega_{pe}^2 = \frac{pe^2}{\epsilon_0 m_{eff}} \tag{Eq III7}$$

$p$  : La densité des électrons.

$e$  : La charge des électrons.

$m_{eff}$ : La masse effective des électrons.

### III.5 EXTRACTON DE PARAMETRES EFFECTIFS

La méthode classique pour extraire les paramètres effectifs d'un matériau est connue sous le nom de méthode de Nicolson-Ross-Weir (NRW), largement utilisée dans la caractérisation des matériaux [10] [11]. Cette méthode consiste à inverser les formules de Fresnel pour les coefficients de réflexion et de transmission d'un matériau d'épaisseur  $d$  (figure II8). Bien qu'elle ait été initialement appliquée aux méta-matériaux isotropes en incidence normale [11] [12], la méthode a ensuite été étendue aux méta-matériaux bi-anisotropes et à l'incidence optique [13]. Tout d'abord, on calcule l'impédance d'onde et l'indice de réfraction, puis on en déduit la permittivité et la perméabilité effectives.

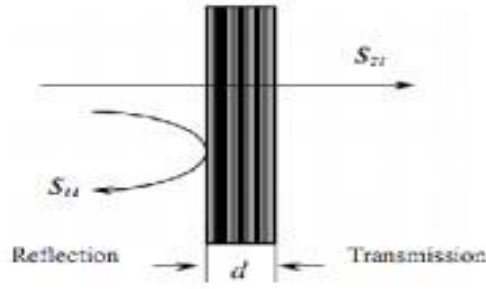


Figure III.8. Coefficients de réflexion et de transmission à travers un matériau homogène.

- **Théorie de la méthode**

La méthode d'inversion repose sur la modélisation du méta-matériau, illuminé par une onde plane incidente, par un matériau homogène isotrope d'épaisseur d. Elle consiste à déduire la permittivité et la perméabilité effectives à partir des coefficients de réflexion et de transmission, obtenus par des simulations numériques. Cette méthode d'inversion peut également être appliquée pour la caractérisation expérimentale de méta-matériaux, lorsque les différents coefficients de la matrice S sont connus. Les coefficients de transmission et de réflexion des ondes électromagnétiques à travers un matériau homogène d'épaisseur d sont exprimés en fonction de l'indice de réfraction n et de l'impédance z du matériau, par les relations suivantes [14].

$$t'^{-1} = \left[ \cos(nkd) - \frac{i}{2} \left( z + \frac{1}{z} \right) \sin(nkd) \right] \tag{Eq III8}$$

$$\frac{T}{t'} = -\frac{1}{2} i \left( z + \frac{1}{z} \right) \sin(nkd) \tag{Eq III9}$$

Le coefficient de transmission normalisé est donné par  $t' = t \exp(jkd)$ , où d est l'épaisseur du matériau et k représentent le vecteur d'onde dans le vide de l'onde plane incidente.

À une fréquence donnée, la plupart des matériaux présentent un indice de réfraction n, qu'ils soient continus ou non. Cependant, il n'est généralement pas possible d'attribuer une impédance z à un matériau non-continu, sauf si la longueur d'onde à l'intérieur du matériau est beaucoup plus grande que les dimensions des éléments constitutifs du milieu. Dans notre cas, cette condition est respectée car les dimensions géométriques sont très petites par rapport à la longueur d'onde.

Les équations sont inversées, et les relations de z et n sont donnés par :

$$z = \pm \sqrt{\frac{(1+r)^2 - t'^2}{(1-r)^2 - t'^2}} \tag{Eq III10}$$

$$\cos(nkd) = \left[ \frac{1}{2t} \mathbf{1} - \left( r^2 - t'^2 \right) \right] \tag{Eq III11}$$

Le signe devant la racine carrée de  $z$  est choisi en fonction de la condition de passivité du milieu, qui exige que la partie réelle de l'impédance soit positive ( $\text{Re}(z) > 0$ ). Comme l'indice de réfraction  $n$  est complexe, ses parties réelle et imaginaire sont données par :

$$\text{Im} = \pm \text{Im} \left[ \cos^{-1} \left( \frac{1}{2t'} [1 - (r^2 - t'^2)] \right) \right] \quad (\text{Eq III12})$$

$$\text{Re} = \pm \text{Re} \frac{1}{kd} \left[ \cos^{-1} \left( \frac{1}{2t'} [1 - (r^2 - t'^2)] \right) \right] \quad (\text{Eq III13})$$

Où  $m$  un entier.

Grâce à l'argument physique stipulant que l'amplitude de l'onde doit décroître à l'intérieur de la structure, l'ambiguïté sur le signe de l'équation () peut être levée en prenant  $\text{Im}(n) > 0$ . Cependant, le choix de l'entier  $\mu$  peut être plus délicat et conduire à des ambiguïtés en raison de la branche choisie de la fonction arccos dans le plan complexe. Ces ambiguïtés peuvent attribuer un indice négatif à n'importe quel matériau, en particulier pour les matériaux dispersifs avec une grande épaisseur, où les branches peuvent être proches les unes des autres, rendant le choix de la branche correcte difficile. Pour cette raison, de meilleurs résultats sont généralement obtenus en utilisant un matériau de faible épaisseur, comme cela est couramment utilisé pour l'analyse de matériaux continus [14].

Les expressions de la permittivité  $\epsilon$  et de la perméabilité  $\mu$  peuvent être obtenues à partir des équations suivantes :

$$\epsilon = n/z \qquad \mu = nz \qquad (\text{Eq III14})$$

Ces deux équations fournissent une interprétation directe des propriétés du matériau. Les valeurs complexes dispersives des paramètres  $n$  et  $z$ , et donc celles de  $\epsilon$  et  $\mu$ , dépendent de la fréquence et doivent respecter des conditions de causalité.

### **III.6 APPLICATIONS DES METAMATERIAUX**

L'objectif des méta-matériaux est d'explorer des applications qui pourraient utiliser ces matériaux dans des dispositifs micro-ondes réels offrant ainsi de meilleures performances que les dispositifs utilisant des matériaux conventionnels.

#### **III.6.1 Cape d'invisibilité**

En 2006, John Pendry a conçu la première cape d'invisibilité en micro-ondes à partir d'un méta-matériau qu'il avait développé. Ce méta-matériau permet de contrôler et de manipuler les champs électromagnétiques, ce qui permet de détourner les ondes centimétriques et micro-ondes. La cape d'invisibilité est composée de mini-circuits dont la taille est inférieure à la longueur d'onde, disposés selon une architecture en anneaux concentriques, ce qui lui confère sa propriété particulière [15].

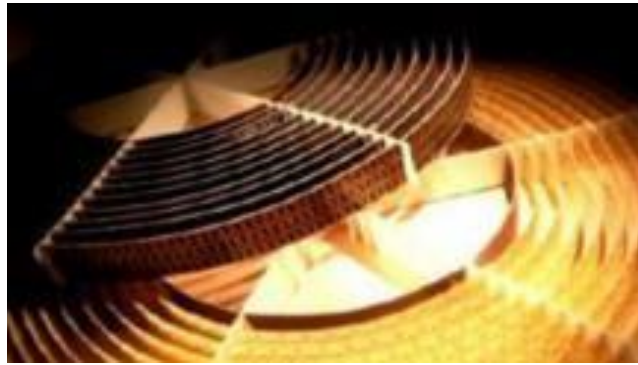


Figure III.9. Cape d'invisibilité de J. Pendry. [10]

### III.6.2 Lentilles parfaites

Les méta-matériaux ont relancé l'idée de super lentilles qui permettraient de résoudre des détails inférieurs à la longueur d'onde, permettant ainsi d'observer des objets nanométriques grâce à un rayonnement électromagnétique visible. L'idée développée par Pendry [1] consiste à utiliser une lentille plane d'indice de réfraction égal à -1 pour focaliser le champ lointain, transporter et amplifier la partie évanescente du champ.

Ainsi, les lentilles d'indice négatif pourraient surmonter la limitation de résolution imposée par la longueur d'onde et permettraient l'observation de détails jusqu'ici inaccessibles, d'où l'appellation de "lentilles parfaites" donnée par Pendry.

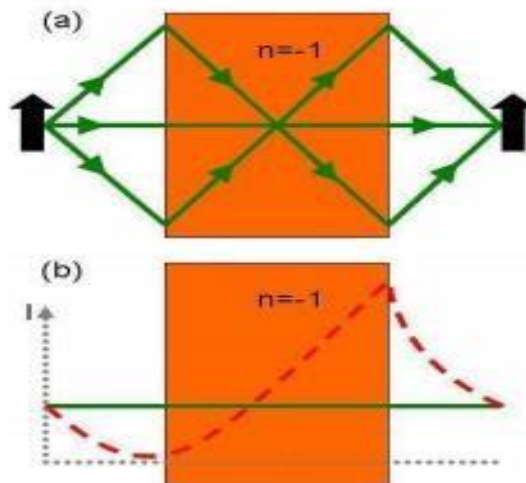


Figure III.10. (a) Lentille parfaite de Pendry d'indice de réfraction négatif. (b) Lentille parfaite de Smith d'indice de réfraction négatif. [1]

### III.6.3 Miniaturisation

Pour miniaturiser une antenne, il est nécessaire de la réduire en taille de manière à répondre à des exigences spécifiques en termes de surface et de volume.

La miniaturisation d'une antenne repose sur la manipulation des courants qui circulent à travers elle. En ajustant la trajectoire, la vitesse ou la réflexion de ces courants, il est possible de réduire la taille de l'antenne [16].

### III.6.4 Applications liées aux antennes

Les antennes jouent un rôle essentiel dans la transmission des signaux radiofréquences. Depuis l'avènement des métamatériaux en 2001, les chercheurs ont exploré l'utilisation de ces matériaux pour créer des structures d'antennes avec des caractéristiques améliorées ou configurables. Ces améliorations incluent la taille, la fréquence de résonance, la bande passante, le gain, la polarisation et les diagrammes de rayonnement, comme le mentionne. [17].

La figure III-11 présente l'association d'un méta matériau et d'une antenne patch, où le métamatériau est positionné au-dessus de l'antenne.

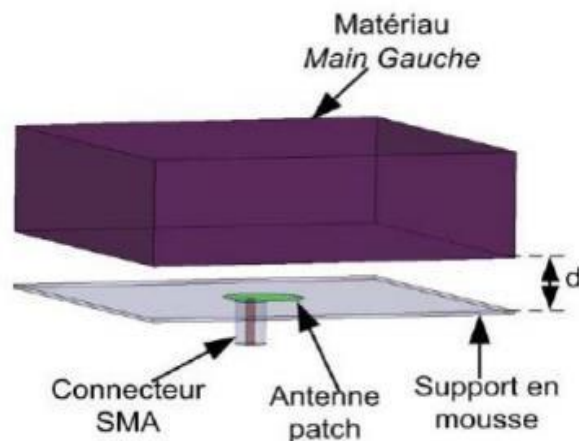


Figure III.11. Schéma du dispositif où le méta matériau Main.

## III.7 CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons présenté une introduction générale sur les métamatériaux, en mettant en évidence leurs caractéristiques distinctives telles que la permittivité et la perméabilité négatives, qui les différencient des matériaux naturels classiques. De plus, nous avons décrit une approche permettant de calculer les paramètres effectifs des éléments constitutifs du métamatériau. Dans le chapitre suivant, nous aborderons l'application des métamatériaux à la miniaturisation d'une antenne Vivaldi. Nous concevrons et simulerons les structures à l'aide du logiciel de conception CST-MWS.

**BIBLIOGRAPHIE**

[1] : Christophe COUTANT, « Synthèse, assemblage et caractérisation de matériaux plasmoniques pour une application aux méta-matériaux », Thèse de doctorat, Université de BORDEAUX, le 16 Décembre 2014.

[2] : KDROUCI, A. Conception d'une antenne patch inspirée des méta-matériaux pour les applications RFID, mémoire de master, université de Tlemcen 2021.

[3]: C. F. Bohren and J. Huffman, Absorption and Scattering of Light by Small Particles. Wiley-VCH, 1983.

[4] : Hafedh Ben IBRAHIM GAHA, Analyse et Conception des Antennes Fractales Applications aux Télécommunications Large Bande, thèse de doctorat de l'institut national polytechnique de Toulouse (France) et de docteur de l'école nationale d'ingénieurs de Tunis de l'université Tunis el Manar (Tunis), Juillet 2007.

[5] : Sidhoumimane.SebbaneNadjima Ikram, « Miniaturisation d'une Antenne Micro-ruban par l'utilisation des Méta-matériaux », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen, le 30/09/2020.

[6] : BERRIAH AMIN.BELGUIDOUM DJABER, « Etude et développement de prototypes d'antennes souples à base de Méta-matériaux », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen, le 15 juin 2016.

[7] : Mélusine Pigeon, « Etude et réalisation d'antennes ultra-compactes à base des méta-matériaux Application à la réalisation d'une antenne GNSS miniature », thèse doctorat de l'Université de TOULOUSE, 28 novembre 2011.

[8] : Hicham LALJ, « Conception et caractérisation de filtres et systèmes antennaires reconfigurables chargés par des résonateurs Méta-matériaux sub-longueurs d'onde » thèse doctorat, INSA de Rennes 2014.

[9] : DjerdaAasma.Hamdani Imane, « Conception d'antennes planaires à base de méta-matériaux et son application pour la 5ème generation-5G », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen, le 22 Septembre 2020.

[10]: A. M. Nicolson ET G. F. Ross, « Measurement of the intrinsic properties of materials by time domain techniques ». IEEE Trans. Instr. Measurements, vol. 19, pages 377–382, 1970.

[11]: W. B. Weir, « Automatic measurement of complex dielectric constant and permeability at microwave frequencies ». Proceedings of the IEEE, vol. 62, pages 33–36, 1974.



[12]: D. R. Smith, D. C. Vier, N. Kroll, and S. Schultz, « Determination of effective permittivity and permeability of metamaterials from reflection and transmission coefficients », Physical Review B, vol. 65, no. 19, 2002.

[13]: X. Chen, T. M. Grzegorzczak, « Robust method to retrieve the constitutive effective parameters of meta-materials ».Phys. Rev. E 70, 016608, 2004.

[14]: D. R. Smith, D. C. Vier, N. Kroll, and S. Schultz, « Determination of effective permittivity and permeability of meta-materials from reflection and transmission coefficients », Physical Review B, vol. 65, no. 19, 2002.

[15] : M.DJERROUD.Tarik, « Méta-matériaux, applications aux antennes pour la téléphonie mobile », mémoire de fin d'étude, université Abderrahmane MIRA-Béjaïa, 2013.

[16] : Mélusine Pigeon, « Etude et réalisation d'antennes ultra-compactes à base des méta-matériaux Application à la réalisation d'une antenne GNSS miniature », thèse doctorat de l'Université de TOULOUSE, 28 novembre 2011.

[17] : DahmaniSabra.KouadriKawther, « Etude et conception des antennes planaires ULB à base de méta-matériaux », Mémoire de fin d'étude, Université de 8Mai 1945 – Guelma, Juillet 2019.

## CHAPITRE IV : SIMULATION ET REALISATION

## IV.1 INTRODUCTION

Le but de ce chapitre est de concevoir des antennes Vivaldi miniaturisées pour des applications médicales. Tout d'abord, nous allons décrire brièvement le logiciel utilisé, à savoir CST Micro-Wave Studio (MWS). Ensuite, nous allons étudier l'antenne Vivaldi initiale rayonnant à la fréquence 5.3GHz, en effectuant plusieurs simulations pour trouver les paramètres internes tels que les paramètres S et la bande passante, ainsi que les caractéristiques externes telles que le gain et les diagrammes de rayonnement. Nous allons ensuite concevoir une structure personnalisée de l'antenne Vivaldi dans le but d'augmenter le gain, la méthode la plus efficace pour y parvenir consiste à concevoir un réseau d'antennes à 2 ensuite à 4 éléments.

Par la suite, nous allons faire une miniaturisation de l'antenne initiale par la méthode d'insertion différentes cellules méta-matériaux sur le plan de masse et du patch, ensuite les deux réseaux d'antennes afin de diminuer la taille et l'espace de cette dernière tout en gardant les mêmes propriétés et paramètres de l'antenne initiale.

Pour conclure, nous allons présenter les résultats de simulation sous l'environnement CST Studio Suite pour évaluer les performances de l'antenne proposée en termes de coefficient de réflexion, de rapport d'onde stationnaire (VSWR), de diagramme de rayonnement, de gain, d'efficacité, et de rapport de miniaturisation pour les antennes après miniaturisation. Nous allons également effectuer des comparaisons générales avec d'autres antennes et présenter nos conclusions finales.

### IV.1.1 Présentation du logiciel Micro-Wave Studio de CST

Le logiciel CST (Computer Simulation Technology) Micro-Wave Studio est une solution logicielle destinée à la conception électromagnétique de composants haute fréquence tels que les lignes de transmission, les filtres, les antennes, et bien plus encore. Fondé sur la résolution des équations de Maxwell, le logiciel utilise la technique Finite Integral (FIT) et peut être considéré comme une méthode FDTD (Finite Difference Time Domain) très puissante.

Les méthodes numériques basées sur la technique Finite Integral (FIT) permettent une discrétisation spatiale précise qui permet de décrire directement en 3D tous les composants du système, ce qui le rend applicable à de nombreux problèmes électromagnétiques. Les applications couvrent un large éventail de domaines, allant du calcul de champs statiques aux problèmes haute fréquence dans les domaines temporel et fréquentiel.

Pour résoudre numériquement les équations de Maxwell, un domaine de calcul doit être défini. L'espace est donc divisé en cellules de base, également appelées mailles parallélépipédiques. La discrétisation résultante est volumétrique et chaque cellule du maillage est cubique. Une fois les

composants modélisés, une procédure de maillage automatique peut être appliquée avant de démarrer le moteur de simulation.

L'outil Time Solver remplace les dérivées partielles par des différentiels. Cet outil d'analyse temporelle est très avantageux en termes de temps de calcul [1].

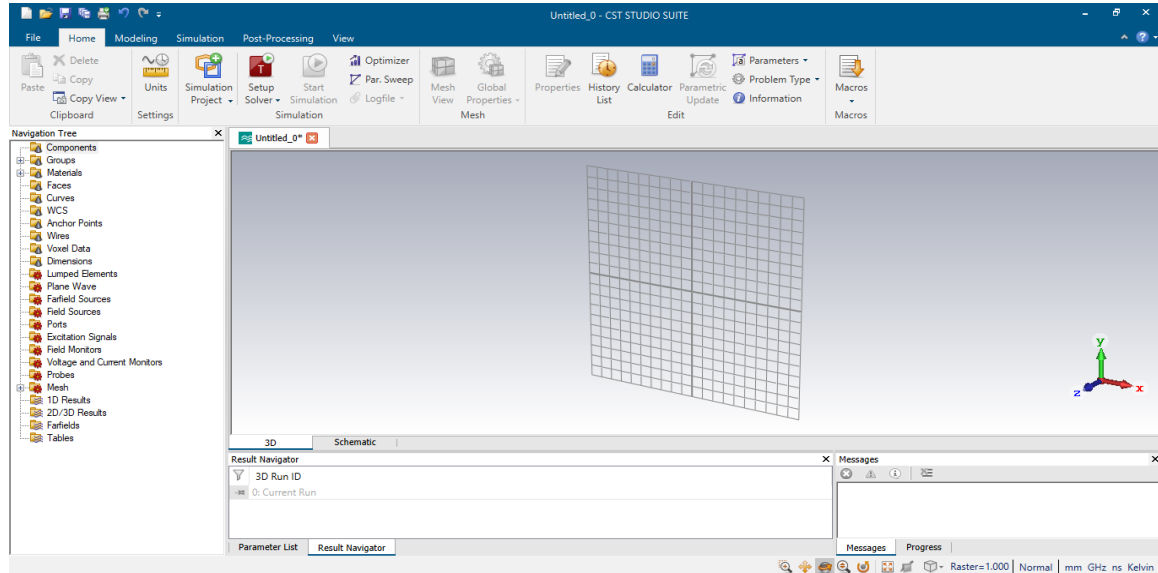


Figure IV.1. Interface du CST [1].

## IV.2 CAHIER DES CHARGES

Ce projet consiste à réaliser une antenne Vivaldi à la fréquence de 5.3 GHz qui représente l'une des fréquences utilisées pour les applications médicales.

Le cahier des charges nous impose les valeurs caractérisant des différents éléments de l'antenne :

- Permittivité diélectrique du substrat  $\epsilon_r = 4.3$  (FR4).
- Hauteur du substrat diélectrique :  $h_s = 1.6\text{mm}$ .
- Fréquence de résonance que l'on désire :  $= 5.3\text{GHz}$ .
- Adaptation à 50 Ohm.
- Alimentation par ligne microstrip.
- Epaisseur de la métallisation :  $h_c = 0.035\text{mm}$ .

## IV.3 CONCEPTION D'UNE ANTENNE VIVALDI ANTIPODALE (AVA) A OUVERTURE ELLIPTIQUE

### IV.3.1 Paramètres de conception de l'antenne Vivaldi

Une antenne AVA à ouverture elliptique est composée de deux grandes parties, une pour la ligne d'alimentation micro-ruban à la fente constituant l'antenne et l'autre constituée de deux faces

métalliques symétriques qui s'évasent elliptiquement donnant la forme de la fente (antenne) comme montré sur la Figure IV.2.

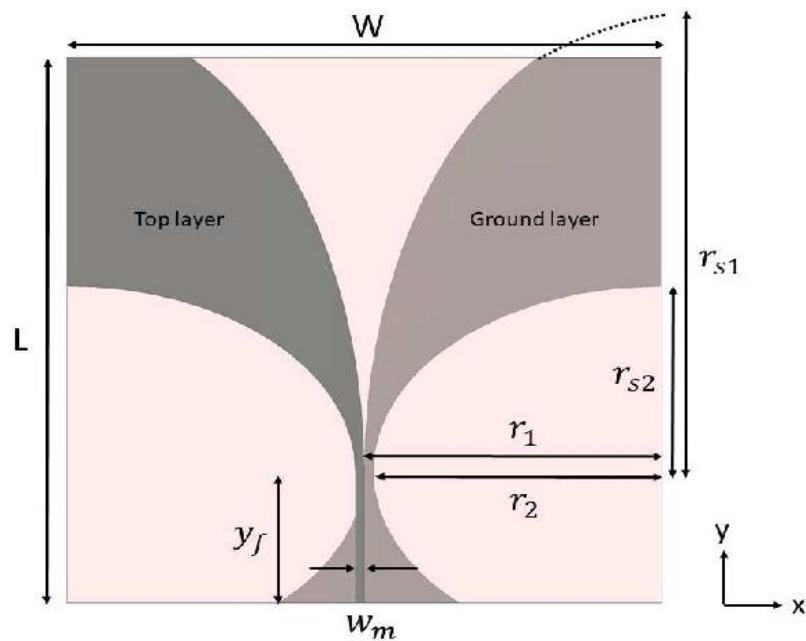


Figure IV.2. structure de l'antenne Vivaldi antipodale [2].

Le calcul des différents paramètres de l'antenne est donné par les relations suivantes :

➤ **La largeur du substrat**

$$W = \frac{c}{2fl} \sqrt{\frac{2}{(\epsilon_r + 1)}} \quad \text{(Eq IV.1)}$$

$c$  : Vitesse de la lumière

$fl$  : Fréquence de travail la plus basse

$\epsilon_r$  : Permittivité du substrat

➤ **La longueur du substrat :**

$$L = \frac{c}{2fh} \sqrt{\frac{2}{(\epsilon_r + 1)}} \quad \text{(Eq IV.2)}$$

$fh$  : Fréquence de travail la plus haut

➤ **La largeur de la ligne micro ruban**

$$w_m = \frac{120\pi}{\sqrt{\epsilon_r}} \frac{h}{Z_n} \quad \text{(Eq IV.3)}$$

$h$  : Épaisseur du substrat

$Z_n$  : L'impédance caractéristique

➤ Le grand rayon de l'aile

$$r_{s1} = \frac{w}{2} + \frac{w_m}{2} \tag{Eq IV.4}$$

➤ Le petit rayon de l'aile

$$r_{s2} = \frac{w}{2} - \frac{w_m}{2} \tag{Eq IV. 5}$$

➤ La longueur de la ligne micro ruban

$$y_f = 0,06 * \lambda_g \tag{Eq IV.6}$$

$$\lambda_g = \frac{\lambda_0}{\sqrt{c\epsilon_r}} \tag{Eq IV.7}$$

$\lambda_0$  : La longueur d'onde dans l'air libre

$c\epsilon_r$  : Permittivité effective du substrat

$$r_1 = r_{s2} - w_m \tag{Eq IV.8}$$

Le tableau suivant montre les dimensions que nous avons calculées avec les équations précédentes :

Paramètres	$r_{s2}$	$r_{s1}$	$r_1$	W	L	$w_m$	$y_f$
Valeurs (mm)	37.24	82.98	31.27	73.23	88.54	5.81	14.74

Tableau IV-1. Dimensions des paramètres de l'antenne Vivaldi.

### IV.3.2 Propriétés du Substrat

Pour le choix de notre substrat, on a pris le FR4, ce choix était pris en raison de la disponibilité de ce matériau au niveau des laboratoires de recherches.

Les principaux avantages du FR-4 sont sa conductivité thermique, son isolation électrique, sa polyvalence, son coût abordable et sa conformité aux normes industrielles. Ces caractéristiques en font un choix populaire et fiable pour la fabrication de circuits imprimés dans de nombreuses applications électroniques.

## IV.4 DESIGN FINAL DE L'ANTENNE VIVALDI ANTIPODALE

Maintenant, avec toutes les dimensions calculées, nous pouvons représenter l'antenne Vivaldi initiale à 5.3 GHz sur la figure IV.3, simulée avec le logiciel de conception CST.

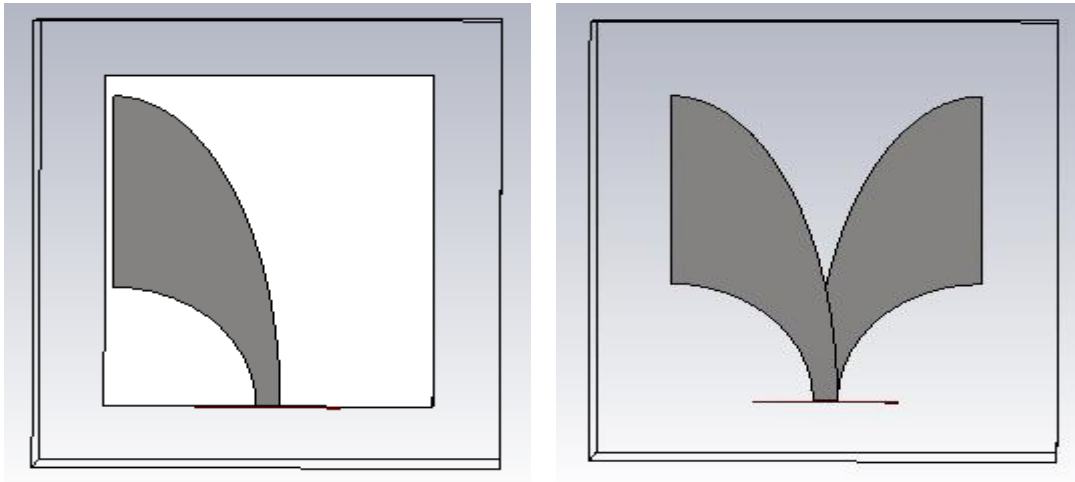


Figure IV.3. Antenne Vivaldi Antipodale (patch et plane de mass)

### IV.5 RESULTATS DE CONCEPTION ET DE SIMULATION DE L'ANTENNE VIVALDI

#### IV.5.1 Coefficient de réflexion S11

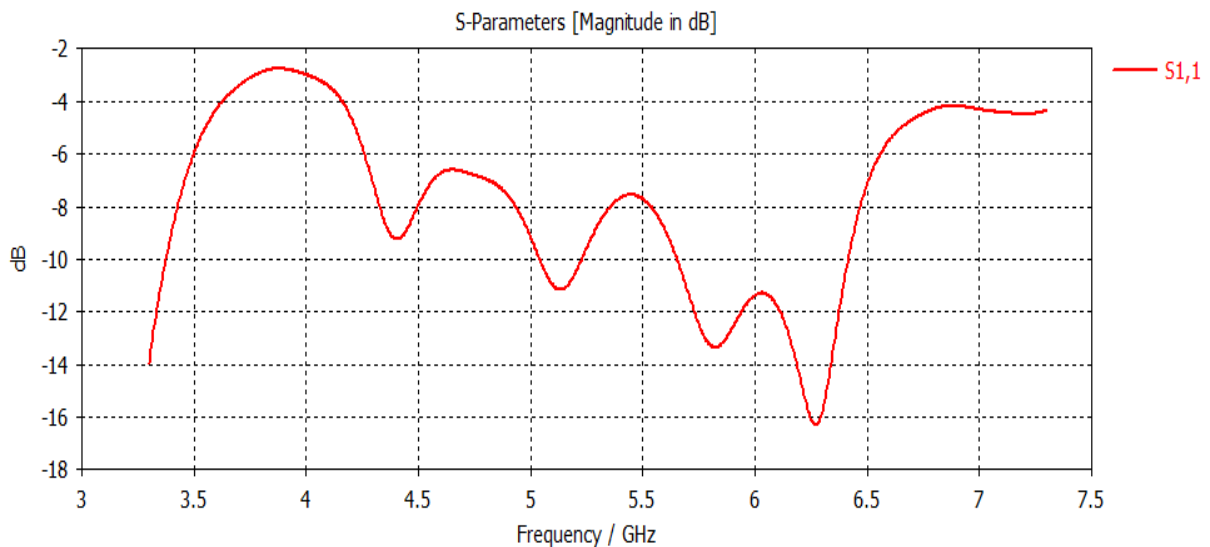


Figure IV.4. S<sub>11</sub> avant l'adaptation.

Après simulation de l'antenne, on a obtenu un coefficient de réflexion S<sub>11</sub> égale à -16.2 dB pour une fréquence de 6.3 GHz donc l'antenne ne résonne pas dans la fréquence désirée.

IV.5.2 Taux d'onde stationnaire VSWR

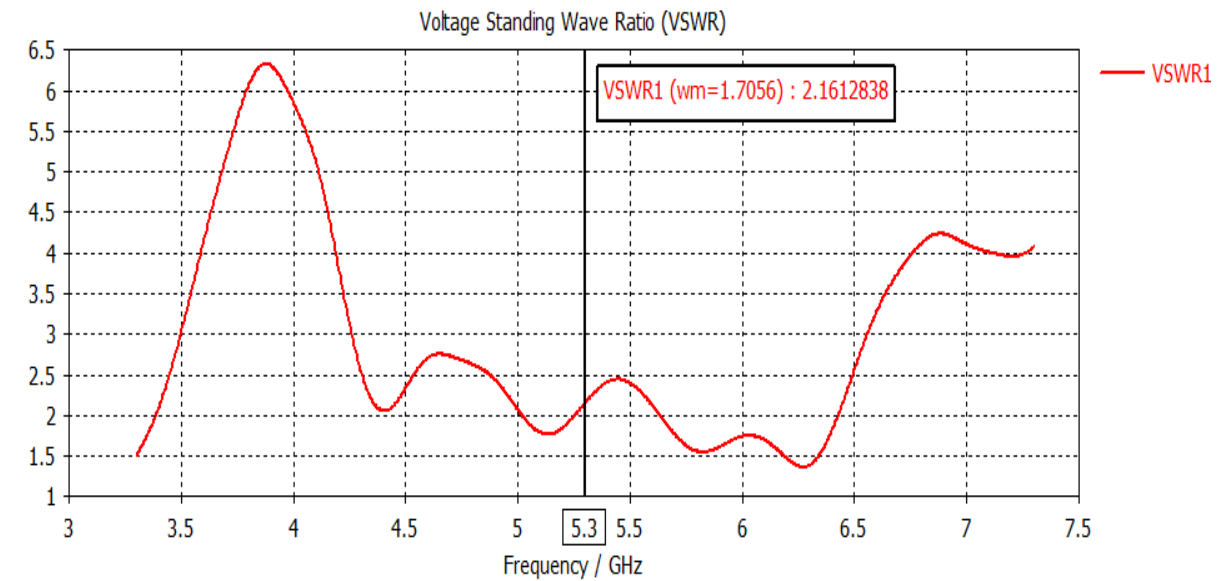


Figure IV.5. VSWR Avant l'adaptation.

Après avoir analysé attentivement les figures IV.4 et IV.5, nous avons remarqué que les résultats obtenus ne satisfaisaient pas nos attentes.

IV.5.3 Redimensionnement de la géométrie de l'antenne

En conséquence, nous avons pris la décision de modifier la largeur de la ligne micro-ruban  $w_m$  ( $w_m = 5.21$ ). Les résultats obtenus après ces modifications sont présentés sur les figures suivantes:

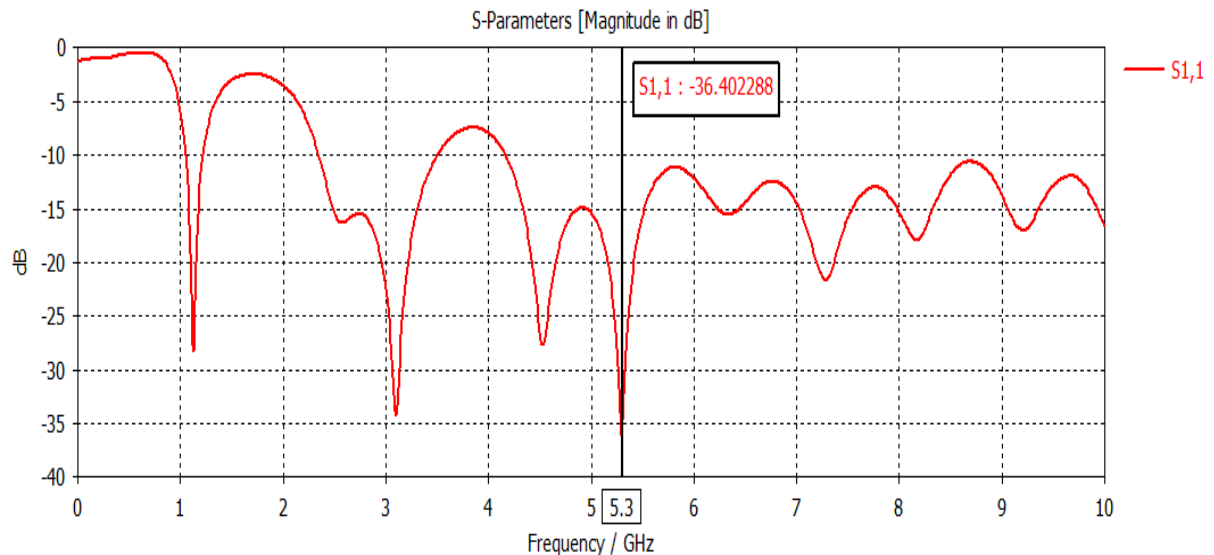


Figure IV.6. S11 après l'adaptation.



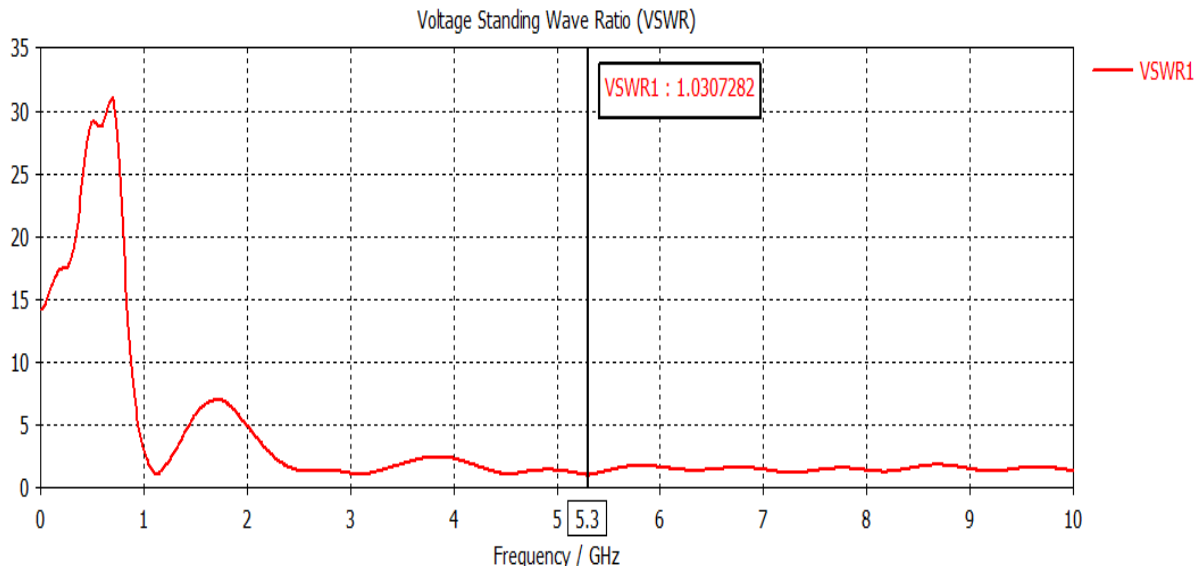


Figure IV.7. VSWR Après l'adaptation.

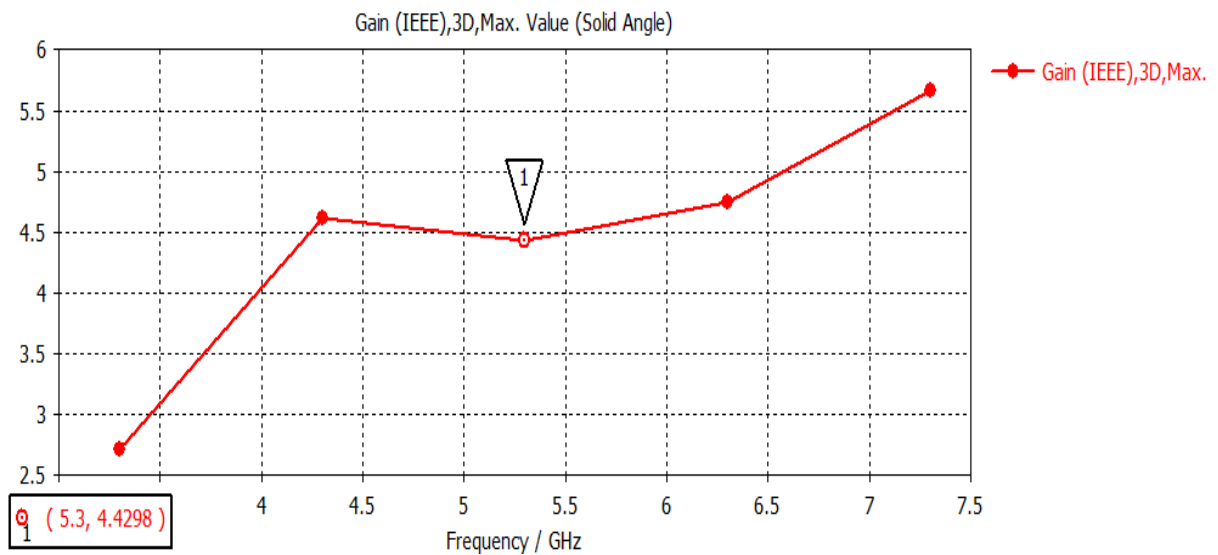


Figure IV.8. le gain d'antenne.

Les Figures IV-6, IV-7 et IV-8 illustrent une adaptation réussie, où le coefficient de réflexion  $S_{11}$  atteint un niveau proche de  $-36.40$  dB à la fréquence de résonance de 5.3 GHz. De plus, le VSWR est égal à 1.0307282, ce qui indique une bonne correspondance d'impédance. En ce qui concerne le gain de l'antenne, il est d'environ 4.4298 dBi.

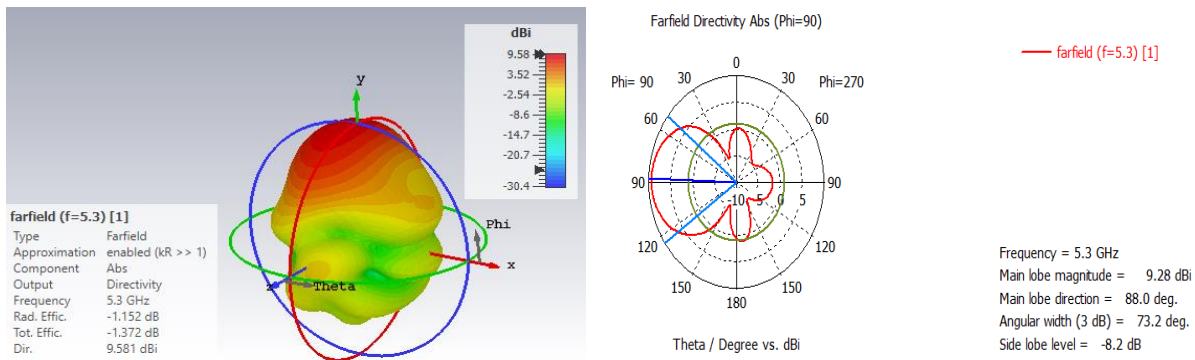


Figure IV.9.a-Diagramme de rayonnement en 3D. b-Diagramme de rayonnement en présentation polaire.

Le diagramme de rayonnement de l'antenne révèle que la magnitude du lobe principal est de 9.28 dB à la fréquence de 5.3 GHz, et sa direction principale est de 88 degrés. La largeur angulaire du lobe principal est de 73.2 degrés, tandis que le lobe latéral atteint -8.2 dB. La directivité de l'antenne est mesurée à 9.581 dB comme représenté sur la figure IV-9.

## IV.6 CONCEPTION ET SIMULATION DES CELLULES SRR ET CSRR

### IV.6.1 Conception et simulation de la cellule SRR ou RAF

Depuis l'introduction de la première structure du résonateur en anneau fendu (RAF) par Pendry, destinée à être utilisée dans la fabrication de métamatériaux, plusieurs circuits spéciaux ont été largement développés [3]. Une cellule RAF, également connue sous le nom de résonateur en anneau fendu (SRR), est constituée de deux bandes ouvertes concentriques formant un anneau fendu. Ces bandes sont généralement imprimées sur un substrat diélectrique mince et utilisées comme cellule dans une rangée périodique infinie. La réponse électromagnétique de cette structure présente des caractéristiques particulières, notamment en ce qui concerne son comportement résonant [4].

Dans cette partie, nous nous concentrons sur l'étude du résonateur en anneau fendu carré, le SSR, conçu pour fonctionner à une fréquence de 5,3 GHz. Ce résonateur est réalisé en cuivre d'une épaisseur de 1,56 mm, déposé sur un substrat diélectrique de type FR4 ayant une permittivité de 4,3. Le SSR étudié a un côté extérieur de 5,8 mm, une largeur de piste de 0,2 mm et une coupure sur l'un de ses côtés avec un espace de 0,3 mm. Les deux anneaux sont concentriques et espacés de 0,15 mm, et l'anneau interne a un côté extérieur de 5,4 mm. Les simulations sont effectuées à l'aide du logiciel CST.

Selon les conditions de la limite, deux cas peuvent se présenter. Les murs électriques sont appliqués le long de l'axe y, tandis que les murs magnétiques le sont le long de l'axe z, permettant ainsi une propagation le long de l'axe x. Les murs électriques et magnétiques sont définis dans le logiciel CST en tant que Perfect E et Perfect H. Pour l'excitation, nous utilisons deux ports d'excitation. Pendant la simulation, le champ magnétique doit être parallèle à l'axe des anneaux, et

seule une seule couche sera considérée pour la propagation du champ magnétique afin d'assurer un bon couplage magnétique.

L'ensemble des résonateurs et du substrat est placé dans une boîte de rayonnement (BOX) de dimensions  $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ , déclarée dans le logiciel CST comme Radiation Box comme le montre la figure IV-10.

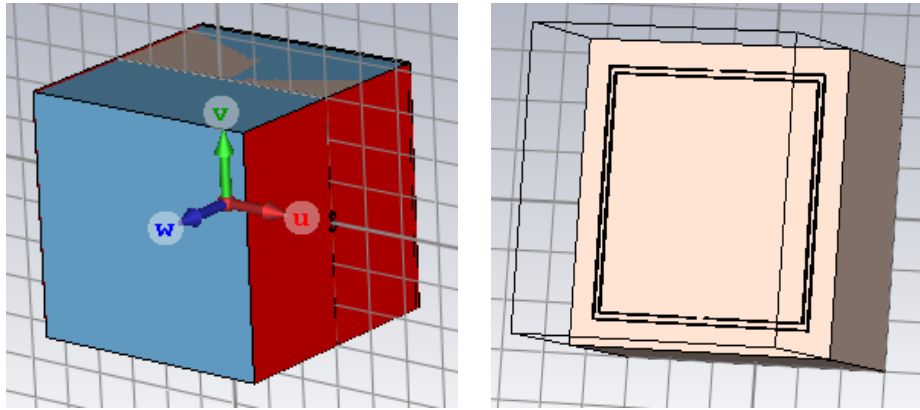


Figure IV.10.Représentation d'une unité d'une cellule RAF carré (SRR).

Le résultat de simulation de SRR est présenté sur les figures suivantes :

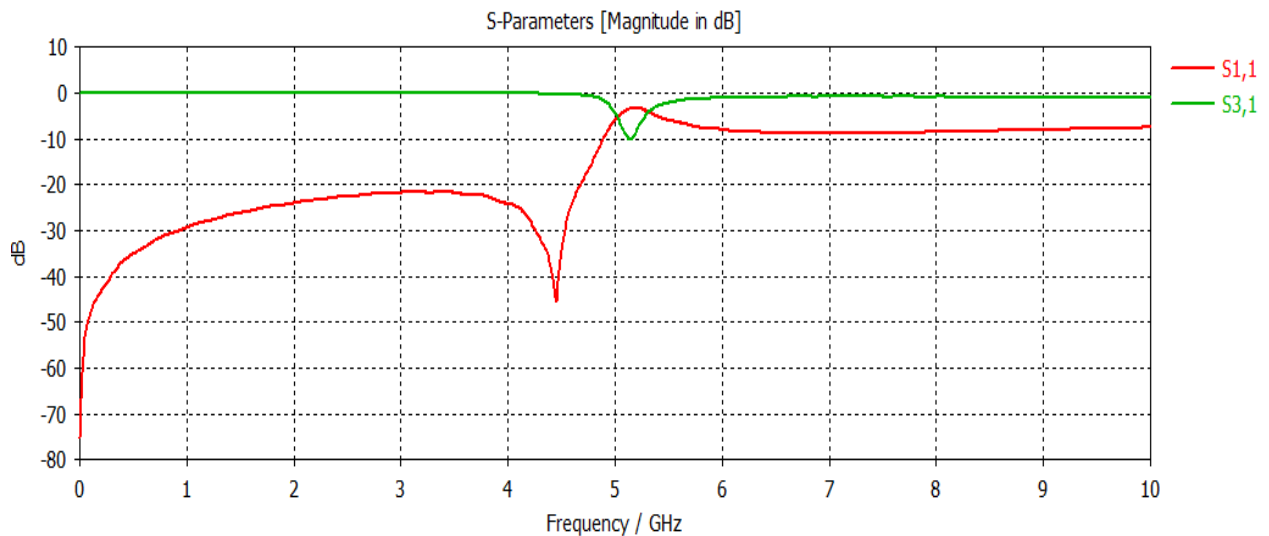


Figure IV.11.Représentation des paramètres (S).

La figure IV-11 représente les coefficients de réflexion S<sub>11</sub> et de transmission S<sub>31</sub> en dB suite à la simulation de la RAF carré présenté dans la figure. Nous pouvons observer que le Coefficient de réflexion S<sub>11</sub> est inférieur a -10 dB. Nous remarquons aussi que la RAF présente un coefficient de réflexion S<sub>11</sub> de -44.83 dB pour une fréquence de 4.45 GHz et une transmission S<sub>31</sub> de -10.13 dB pour une fréquence de 5.13 GHz. Cette résonance est une résonance magnétique et électrique obtenue suite à une pénétration du champ à travers les anneaux et produit un courant induit circulant sur les anneaux et aussi excite les coupures des anneaux.

Nous pouvons constater que le champ est maximal dans le gap de l'anneau extérieur qui est résonant. Cette figure met en évidence l'effet capacitif entre les anneaux ce qui explique l'accumulation du champ électrique dans l'ouverture de l'anneau, ce qui justifie l'effet capacitif de notre résonateur dans cette zone.

#### IV.6.2 Conception et simulation de la cellule CSRR

La figure IV-12 donne la représentation de la cellule complémentaire du résonateur en anneau fendu (SRR), appelée également CSRR ou "fente split-résonateur en anneau", est une contrepartie double du SRR. Elle est constituée de fentes de même dimension que le SRR correspondant. Par le principe de dualité, les propriétés du CSRR sont en relation duelle avec celles du SRR. Alors que le SRR agit comme un dipôle magnétique ponctuel, le CSRR présente un dipôle électrique ponctuel avec une polarisation négative. Les deux cellules, SRR et CSRR, ont approximativement la même fréquence de résonance en raison de leurs dimensions partagées.

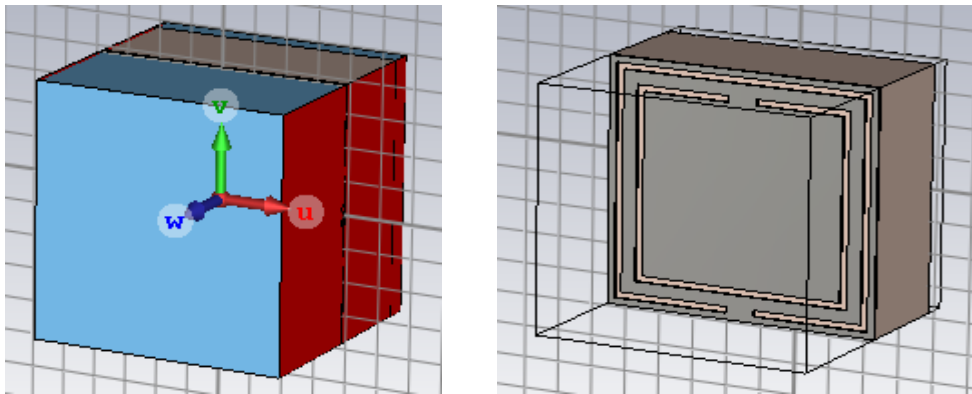


Figure IV.12. Représentation d'un résonateur complémentaire en anneau fendu (CSRR) carré.

Le résultat de simulation de CSRR est présenté sur les figures suivantes :

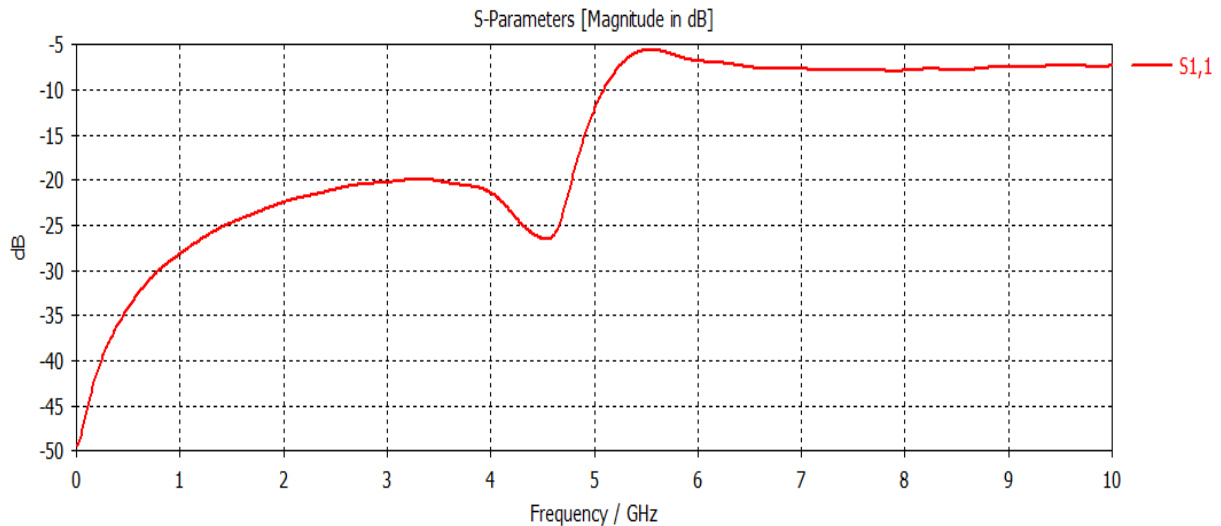


Figure IV.13. Coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ) pour la CSRR.

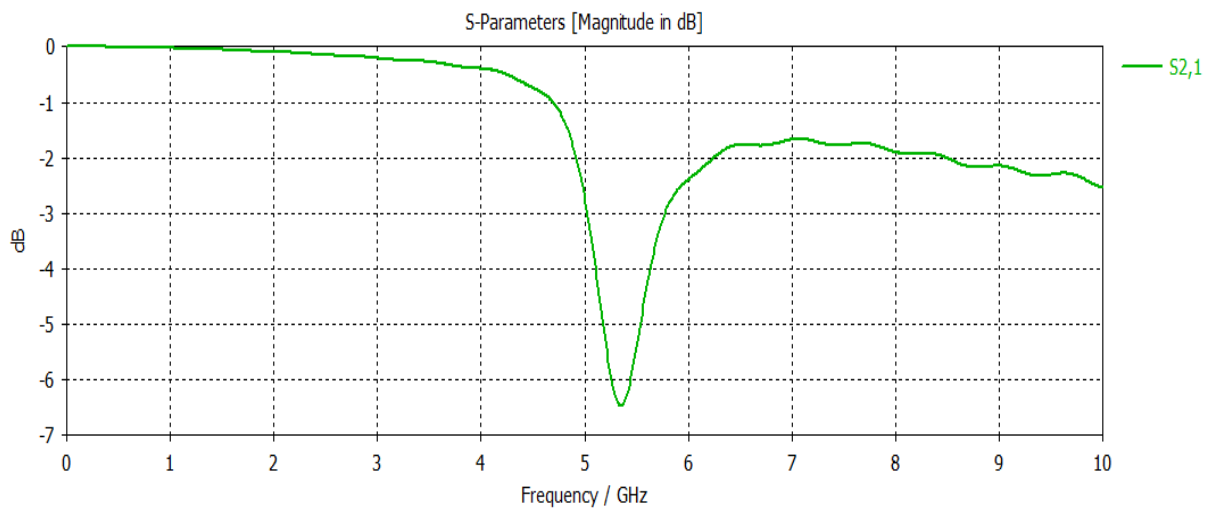


Figure IV.14. Coefficient de transmission ( $S_{21}$ ) pour la CSRR.

Nous remarquons sur les figures IV.13 et IV.14 respectivement que la CSRR présente un coefficient de réflexion  $S_{11}$  de -26.56 dB pour une fréquence de 4.54 GHz et une transmission  $S_{21}$  de -6.47 dB pour une fréquence de 5.35 GHz. Les deux SRR et CSRR présentent approximativement la même fréquence de résonance en raison de leurs dimensions partagées.

#### IV.7 CONCEPTION ET SIMULATION DES ANTENNES VIVALDI ASSOCIEES AUX CELLULES CSRR

Dans cette partie, nous avons utilisé l'unité CSRR pour charger l'antenne patch. L'objectif était de déterminer le placement optimal du CSRR sur le patch afin d'étudier l'effet des modifications apportées à la cellule CSRR sur les performances des antennes. Cela inclut des changements tant au niveau du nombre de CSRR que de leur placement sur le patch et le plan de masse. Pour illustrer les

différentes étapes de notre étude, nous avons utilisé une unité CSRR résonante à 5,3 GHz, ainsi qu'un patch conçu dans la section précédente pour fonctionner à la même fréquence.

Dans le cadre de notre étude, nous utilisons la cellule CSRR résonante à la fréquence de 5.3 GHz, ainsi que le patch adapté à la fréquence conçue de 5.3 GHz, comme décrit dans les parties précédentes. Ces éléments sont utilisés pour illustrer les différentes étapes de notre recherche.

#### IV.7.1 Interprétation des résultats de la 1<sup>ère</sup> simulation

Après la mise en place des cellules CSRR sur l'antenne Vivaldi nous avons obtenus la structure IV-15.

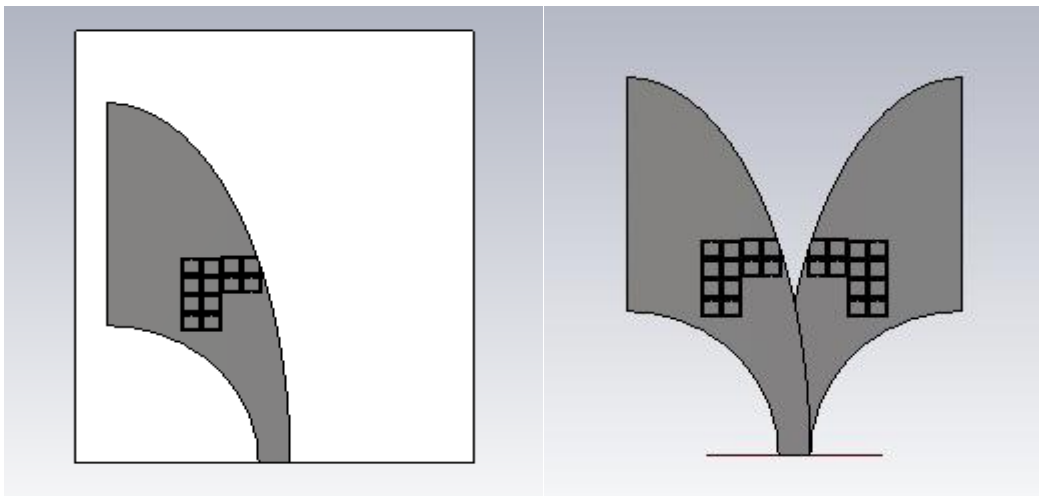


Figure IV.15. Antenne Vivaldi avec les cellules CSRR Avant l'adaptation (avec et sans substrat).

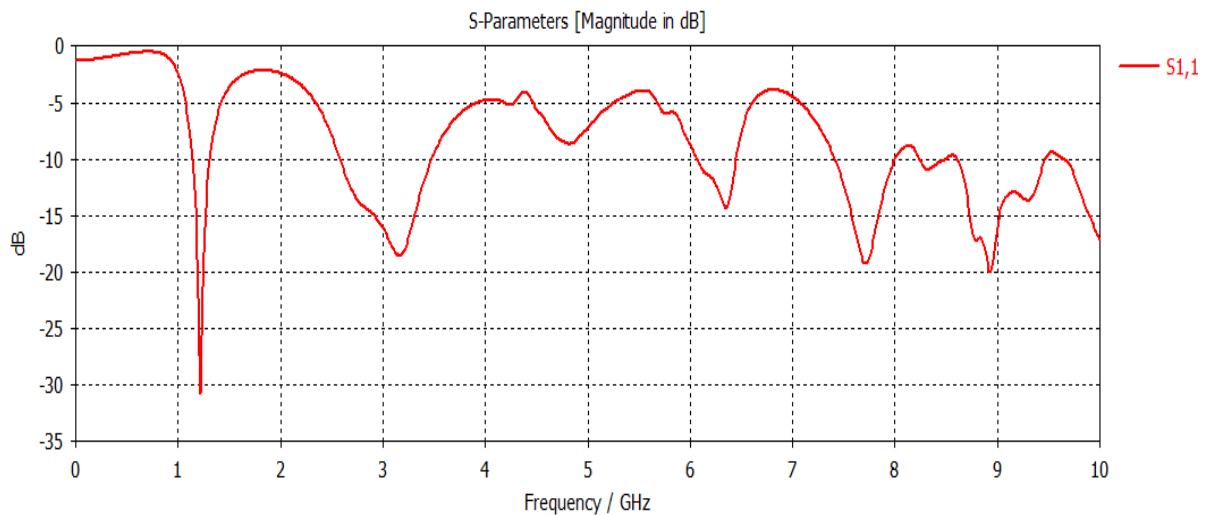


Figure IV.16. Coefficient de réflexion S11 de l'antenne miniaturisé Avant l'adaptation.

Il est observé sur la figure IV-16 que l'adaptation n'est pas optimale à la fréquence de 5.3 GHz. Dans ce cas, il est recommandé de modifier les paramètres de l'antenne afin d'améliorer son adaptation à la fréquence souhaitée. Cela peut inclure des ajustements au niveau de la géométrie, des dimensions,

des matériaux utilisés ou d'autres paramètres pertinents pour l'antenne. En effectuant ces ajustements, il est possible d'optimiser l'adaptation de l'antenne à la fréquence spécifique que l'on souhaite atteindre.

**IV.7.2 Résultats du 2<sup>ème</sup> simulation**

Après avoir apporté des modifications à la géométrie de l'antenne et effectué quelques ajustements au niveau du patch, nous obtenons la nouvelle forme de l'antenne Vivaldi qui résonne à une fréquence de 5,3 GHz, comme représenté sur la figure IV-17.

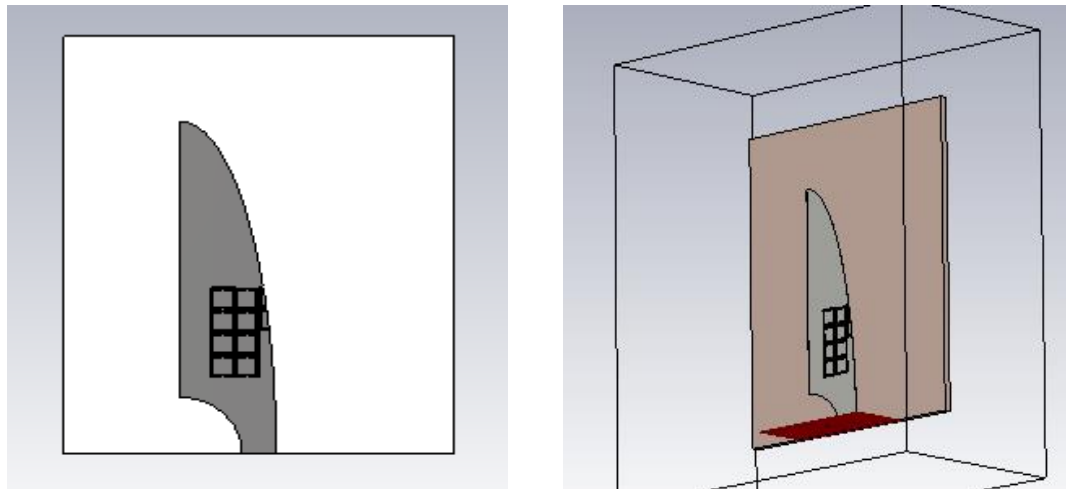


Figure IV.17. Antenne Vivaldi avec les cellules CSRR Après l'adaptation.

Paramètres	$r_{s2}$	$r_{s1}$	$r_1$	W	L	$w_m$	$y_f$
Valeurs (mm)	14.75	55.72	9.55	60	70	5.20	14.74

Tableau IV-2. Dimensions des paramètres de l'antenne Vivaldi Avec méta.

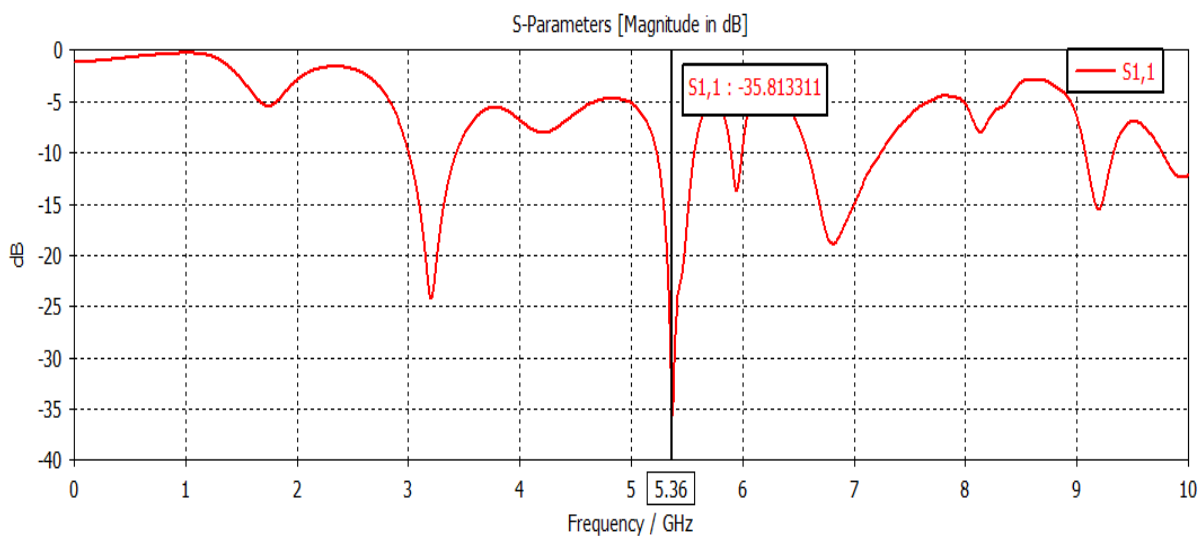


Figure IV.18. Coefficient de réflexion S11 de l'antenne miniaturisé Après l'adaptation.

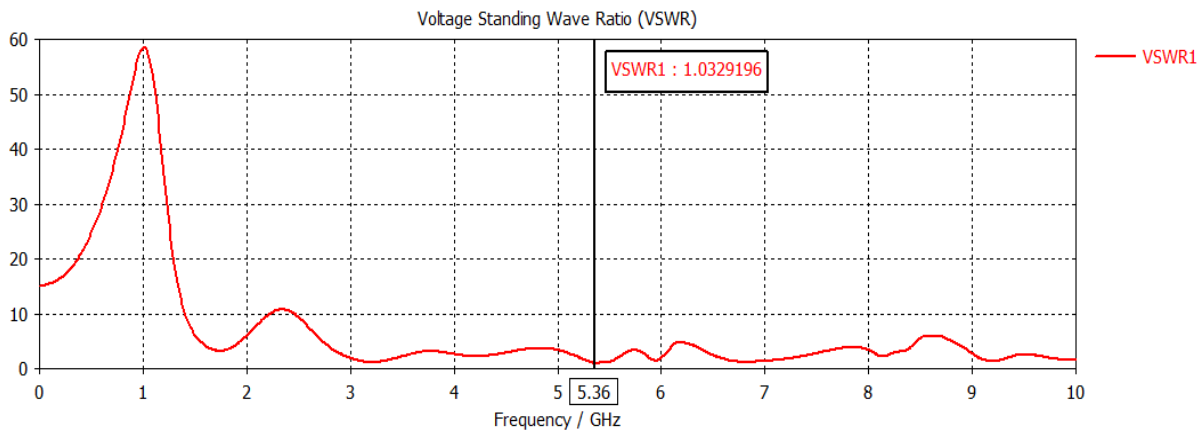


Figure IV.19. VSWR de l'antenne miniaturisée Après l'adaptation

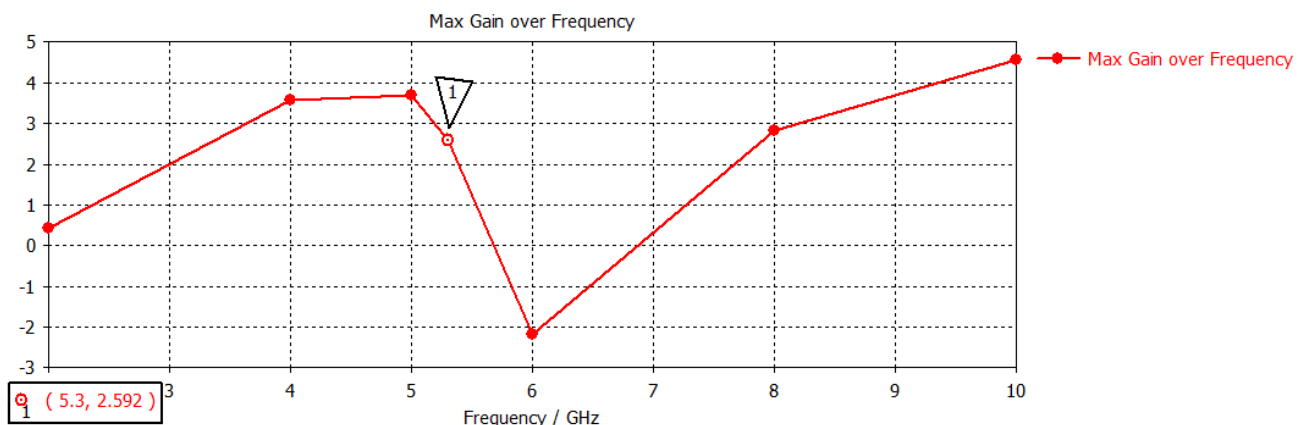


Figure IV.20. Le gain de l'antenne miniaturisé Après l'adaptation.

Les figures IV-18, IV-19 et IV-20 montrent que l'adaptation est bien réalisée, le coefficient de réflexion  $S_{11}$  atteint un niveau proche de  $-35.81\text{dB}$  à la fréquence de résonance  $5.36\text{ GHz}$ , un VSWR égale à  $1.0329103$  et concernant le gain d'antenne est au tour de  $2.592\text{dBi}$ .

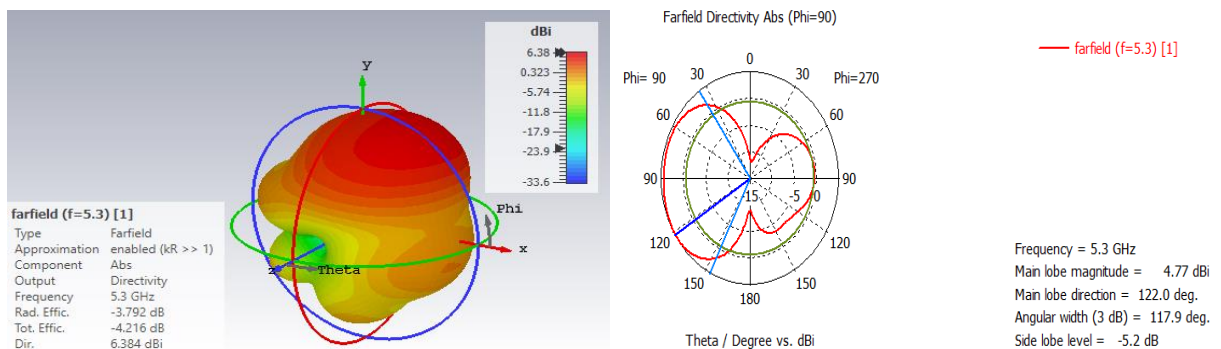


Figure IV.21. a- Diagramme de rayonnement de l'antenne miniaturisé Après l'adaptation. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire.



Ce diagramme de rayonnement indique que la magnitude du lobe principal de l'antenne est de 4.77dB à la fréquence de 5.3 GHz et la direction du lobe principal à 122 degrés. Il a une largeur angulaire de 117.9 degrés avec lobe latéral de -5.2 dB avec une directivité de 6.384 dB comme représenté sur la figure IV-21.

#### IV.8 RESEAU D'ANTENNES

On définit un réseau d'antennes comme un ensemble d'éléments rayonnants identiques qui sont disposés de manière géométrique pour émettre ou recevoir une même fréquence.

En utilisant des poids d'amplitude et de phase pour modifier le signal appliqué ou reçu par chaque élément, il est possible d'obtenir des diagrammes de rayonnement spécifiques, tels que des diagrammes très directionnels, ou des diagrammes sur un solide donné, ou encore des diagrammes avec une suppression directionnelle spécifique. Par conséquent, le diagramme de rayonnement d'un réseau est déterminé par plusieurs facteurs, tels que la configuration du réseau, le nombre d'éléments dans cette configuration, la distance entre les éléments et le diagramme de rayonnement de l'élément de base.

En général, l'utilisation d'un réseau permet aux concepteurs de disposer d'une plus grande liberté pour répondre aux exigences de l'environnement [5].

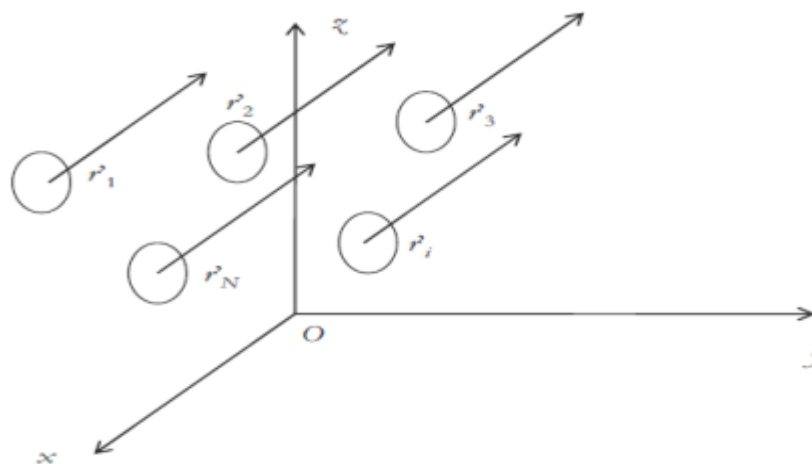


Figure IV.22.Exemple de la géométrie d'un réseau d'antennes. [5]

##### IV.8.1 Types de réseaux d'antennes microbandes

La conception et la réalisation d'un réseau d'antennes performant sont des tâches complexes, car le couplage entre les antennes élémentaires peut influencer les caractéristiques de rayonnement et d'adaptation. Plusieurs facteurs doivent donc être pris en compte, tels que le gain, le diagramme de rayonnement, la taille maximale de l'antenne, le nombre d'éléments rayonnants requis et la distance entre deux éléments rayonnants. Les antennes en réseau peuvent adopter différentes configurations géométriques [6].

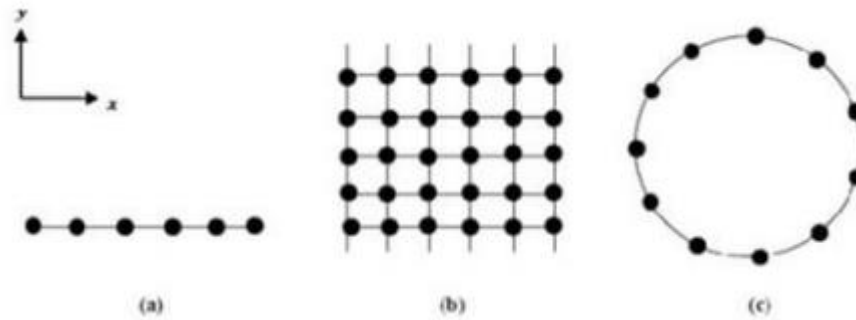


Figure IV.23. Différentes configurations géométriques des réseaux, (a) linéaire, (b) planaire et (c) circulaire. [5]

#### IV.8.1.1 Réseaux linéaires

Un réseau linéaire uniforme est une structure antenne très simple et largement utilisée. Il est composé d'une série d'éléments rayonnants identiques et alignés, espacés par une distance uniforme appelée pas de réseau  $d$ . La Figure IV-24 illustre la géométrie d'un réseau linéaire d'antennes [7].

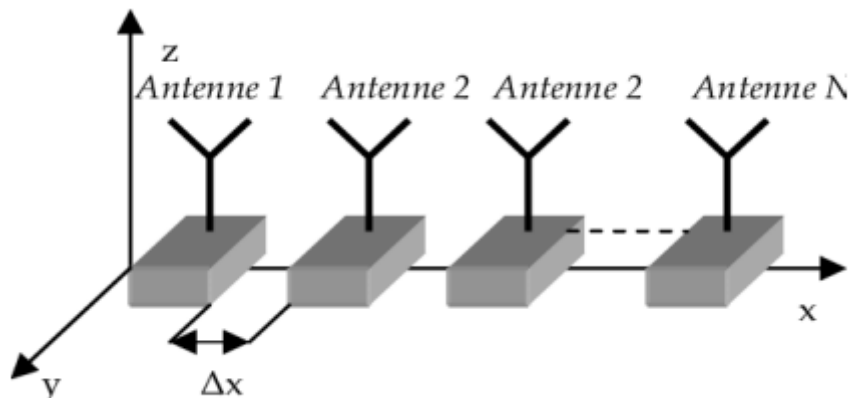


Figure IV.24. Réseau d'antenne linéaire. [8]

#### IV.8.1.2 Réseaux planaires

Un réseau planaire est un réseau d'antennes disposé dans un plan. Il peut adopter différentes formes géométriques, telles qu'un maillage rectangulaire, triangulaire ou circulaire [9]. Cela est illustré dans la Figure IV-25.

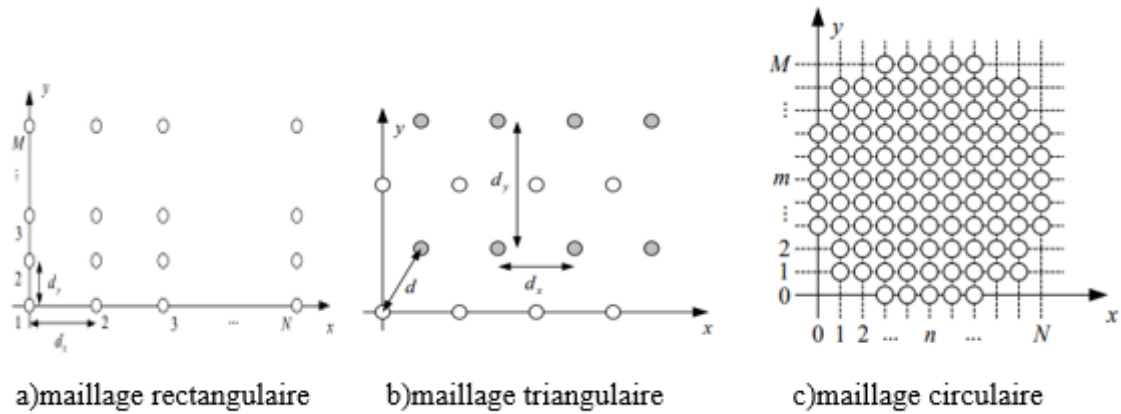


Figure IV.25. Architecture d'un réseau planaire. [9]

**IV.8.1.3 Réseaux circulaires**

Le réseau circulaire est un type de réseau dans lequel les éléments rayonnants sont disposés le long d'un cercle de rayon "a" [9]. Cette disposition est illustrée dans la Figure IV-26.

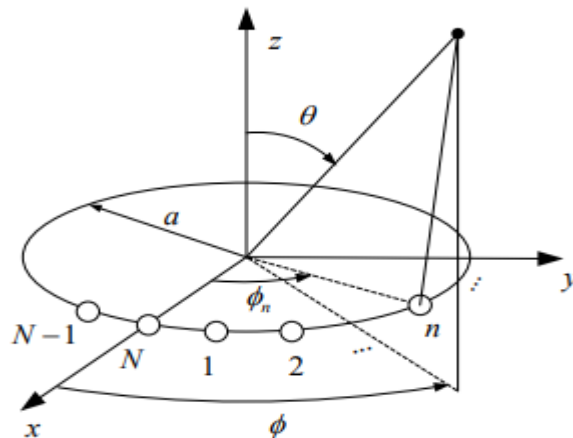


Figure IV.26. Géométrie d'un réseau circulaire.

**IV.8.2 Techniques d'alimentation d'un réseau d'antennes imprimées**

Le choix du réseau d'alimentation est influencé par plusieurs facteurs, tels que la bande passante requise, le gain d'antenne souhaité, la perte d'insertion, l'angle du faisceau, le niveau du réseau/lobe latéral, la capacité de gestion de l'alimentation et la polarisation [10]. Ces facteurs doivent être pris en compte lors de la sélection du réseau d'alimentation approprié pour une application donnée.

**IV.8.2.1 Alimentation série**

Dans le réseau d'antennes considéré, les éléments rayonnants sont disposés de manière linéaire et connectés entre eux par plusieurs lignes micro-ruban. Chaque ligne micro-ruban est équipée d'un déphaseur en entrée [11]. Cette configuration est illustrée dans la Figure IV-27.



Figure IV.27. Alimentation en série. [11]

#### IV.8.2.2 Alimentation parallèle

Le circuit d'alimentation du réseau d'antennes est équipé d'une entrée et de plusieurs sorties, le nombre de sorties étant égal au nombre d'éléments rayonnants. La synthèse du réseau consiste à calculer les coefficients de pondération et les déphasages des signaux qui sont envoyés à chaque élément [6]. Ces paramètres sont déterminés afin d'optimiser les performances globales du réseau d'antennes.

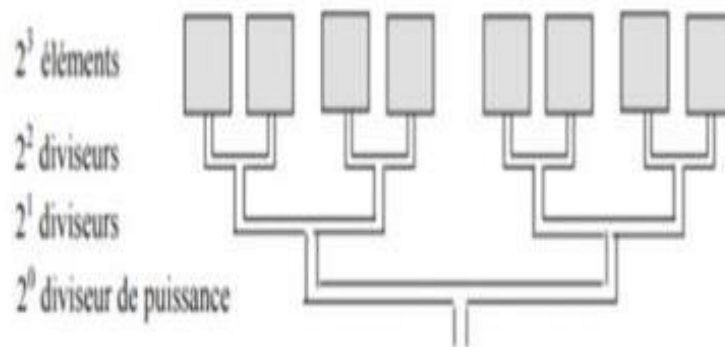


Figure IV.28. Alimentation en parallèle. [5]

#### IV.9 MISE EN PLACE D'UN RESEAU D'ANTENNES VIVALDI

Pour obtenir un diviseur de puissance sous la forme d'une jonction en T avec un bon rayonnement, les étapes suivantes doivent être suivies :

- L'impédance d'entrée de la première alimentation  $Z_0 = 50\Omega$ .
- L'impédance d'entrée de la deuxième alimentation  $Z_1 = 75\Omega$  ou  $Z_1 = 100\Omega$

Avec  $Z_0 = nZ_s$

- $n$  : est le nombre de branches.
- $Z_0$  : est l'impédance d'entrée.
- $Z_s$  : est l'impédance de sortie

L'impédance d'entrée de la troisième source d'alimentation est la même que la première impédance d'entrée.

On a utilisé les impédances  $Z_0$  et  $Z_s$  pour obtenir le meilleur résultat possible.

Pour  $Z = 50\Omega$  :

- $L_f = \lambda/2 = 28.30 \text{ mm}$
- $W_f = 3.058 \text{ mm}$

Pour  $Z = 75\Omega$  :

- $L_f = \lambda/4 = 14.15 \text{ mm}$
- $W_f = 1.423 \text{ mm}$

Pour  $Z = 100\Omega$  :

- $L_f = \lambda/4 = 14.15 \text{ mm}$
- $W_f = 0.7658 \text{ mm}$

Avec  $W_f$  et  $L_f$  sans la largeur et la longueur de la ligne micro ruban.

Cette nouvelle technique de diviseur de fréquence est conçue pour augmenter le gain et améliorer le résultat du paramètre S11 pour obtenir un bon rayonnement du réseau d'antennes, et l'antenne utilisée dans ce réseau est l'antenne Vivaldi conçue plus tôt dans ce chapitre, à l'exception de la jonction en T.

#### IV.9.1 Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 2 éléments

Pour la conception de nos réseaux d'antennes, nous utilisons les mêmes dimensions mentionnées précédemment.

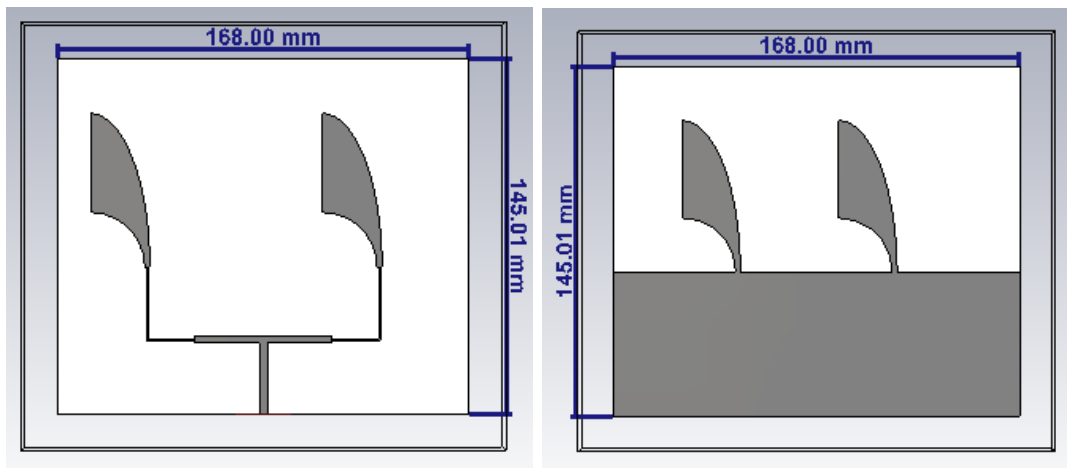


Figure IV.29. réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 2 éléments (patch et plane de mass).

Le tableau suivant représente les nouvelles dimensions du substrat d'un réseau d'antenne sans méta à 2 éléments :

Paramètres	W (mm)	L (mm)	h (mm)
Valeurs (mm)	168	145.01	1.56

Tableau IV-3. Dimensions de substrat de réseau d'antenne sans méta à 2 éléments.

Les résultats de la simulation sont présentés sur les figures suivantes :

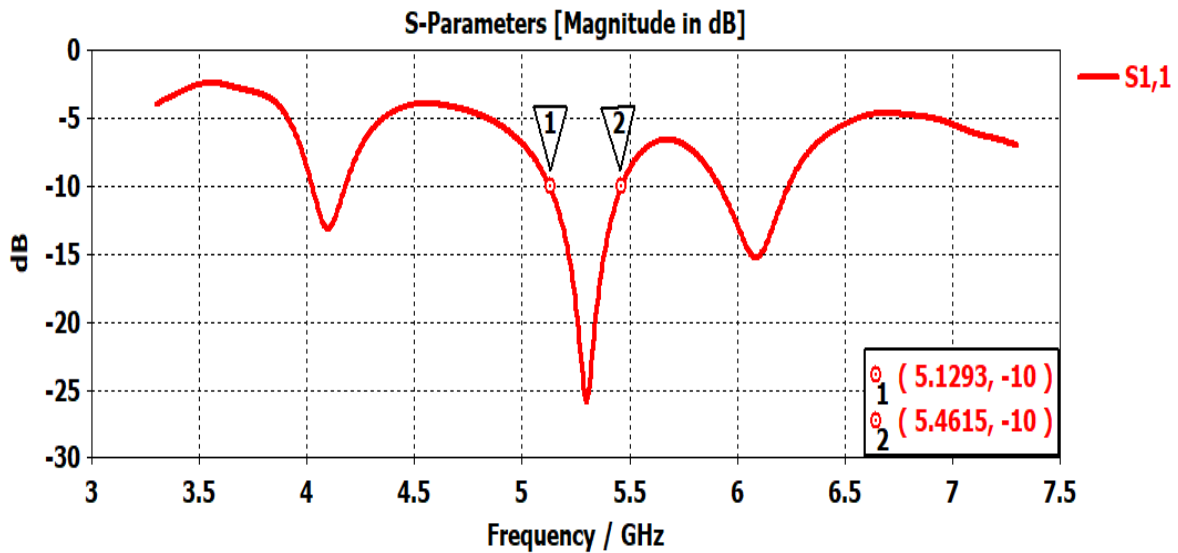


Figure IV.30. Coefficient de réflexion S<sub>11</sub> d'un réseau d'antenne sans méta à 2 éléments.

La figure IV-30 illustre une adaptation réussie, car le coefficient de réflexion S<sub>11</sub> atteint un niveau proche de -25,83 dB à la fréquence de résonance de 5,3 GHz. Cela confirme que l'antenne est bien adaptée à cette fréquence spécifique.

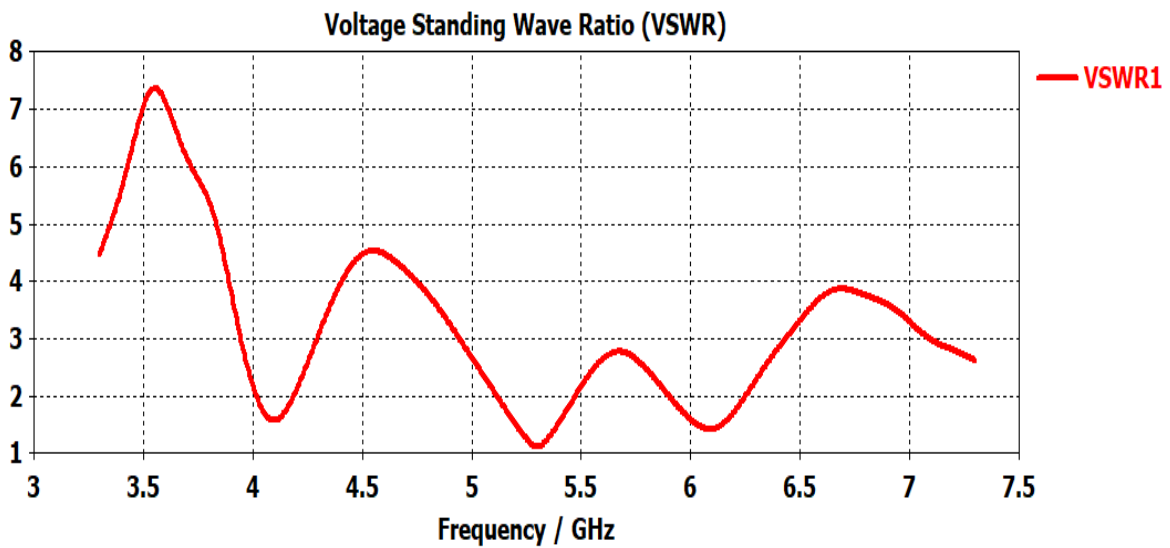


Figure IV.31. Le VSWR d'un réseau d'antenne sans méta a 2 éléments.

En examinant le rapport d'ondes stationnaires VSWR, nous constatons un résultat de VSWR égale à 1.107 qui est inférieur à la limite de 2 ou 1,118. Cela indique une amélioration significative de l'adaptabilité de l'antenne par rapport aux résultats précédents, comme donné sur la figure IV-31.

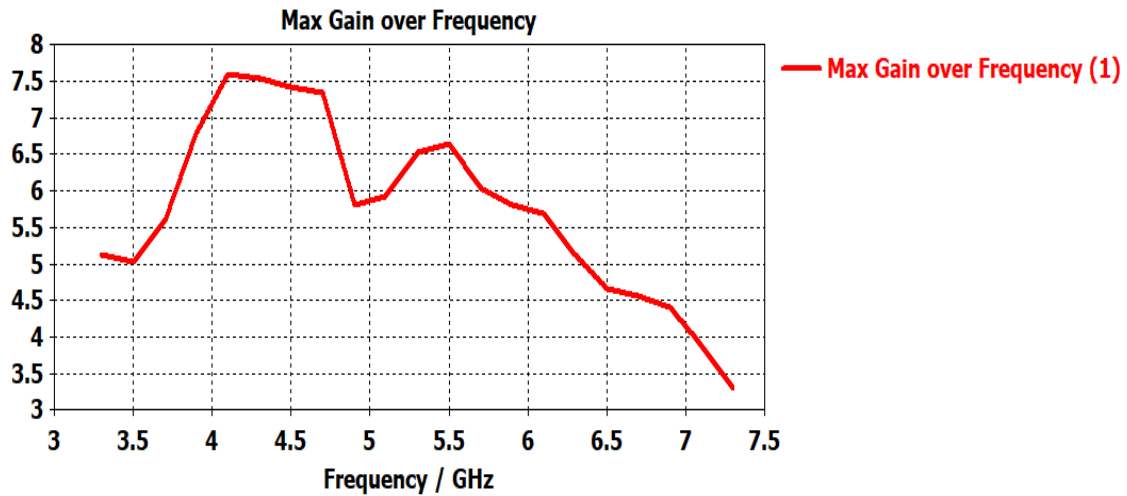


Figure IV.32. Le gain d'un réseau d'antenne sans méta à 2 éléments.

Il a été observé que le gain est de 6.529 dBi, ce qui représente une augmentation significative par rapport à un seul élément répondant aux exigences de cette conception, comme montré sur la figure IV-32.

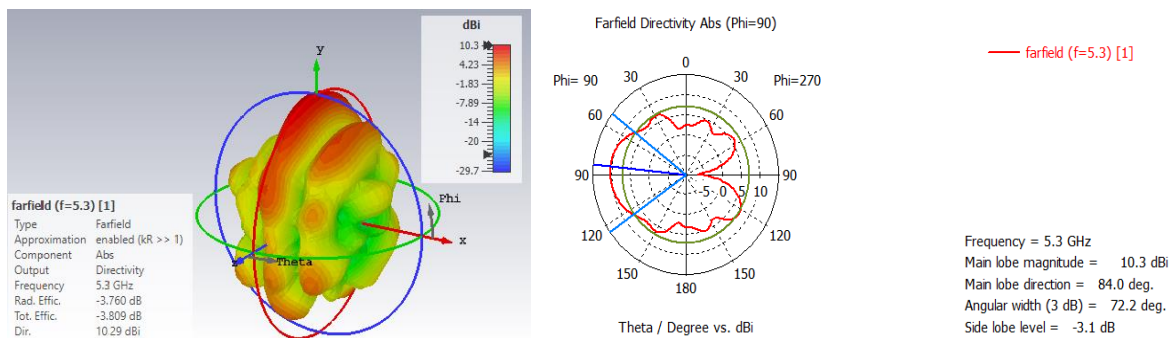


Figure IV.33. a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne sans méta à 2 éléments. b-Diagramme de rayonnement en présentation polaire.

Le diagramme de rayonnement de l'antenne indique que la magnitude du lobe principal est de 10.3 dB à la fréquence de 5.3 GHz, et que la direction du lobe principal est de 84 degrés. La largeur angulaire du lobe principal est de 72.2 degrés, avec un lobe latéral atteignant -3.1 dB. La directivité de l'antenne est mesurée à 10.29 dB, comme représenté sur la figure IV-33.

### IV.9.2 Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 4 éléments

La figure IV-34 représente un réseau d'antennes à 4 éléments sans méta, tout en conservant le même format utilisé dans le réseau d'antennes à deux éléments :

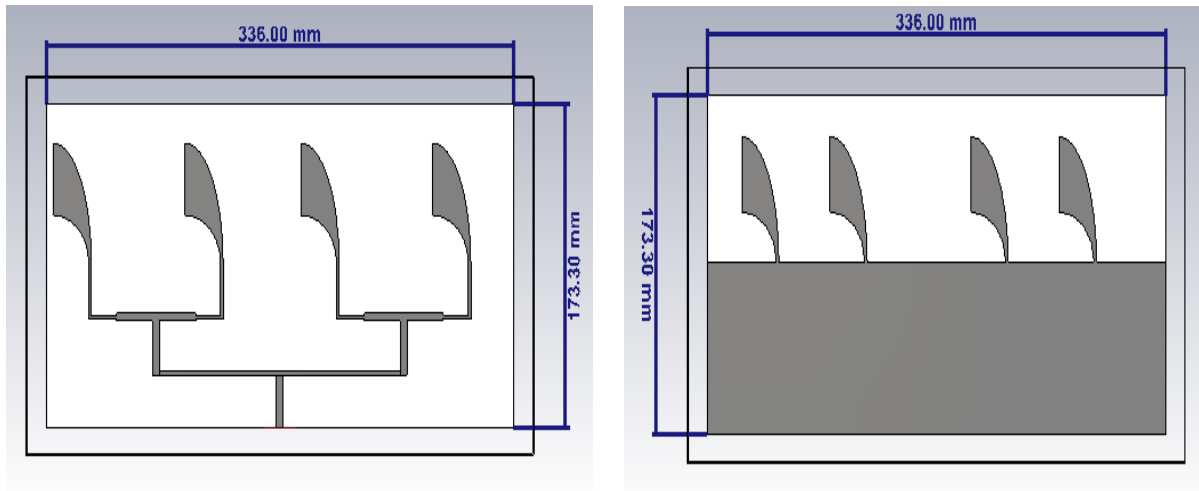


Figure IV.34. Réseau d'antennes Vivaldi sans méta à 4 éléments (patch et plane de mass).

Le tableau suivant représente les nouvelles dimensions du substrat d'un réseau d'antenne sans méta à 4 éléments :

Paramètres	W (mm)	L (mm)	h (mm)
Valeurs (mm)	336	173.30	1.56

Tableau IV-4. Dimensions de substrat de réseau d'antenne sans méta à 4 éléments.

Les résultats de la simulation sont présentés sur les figures suivantes :

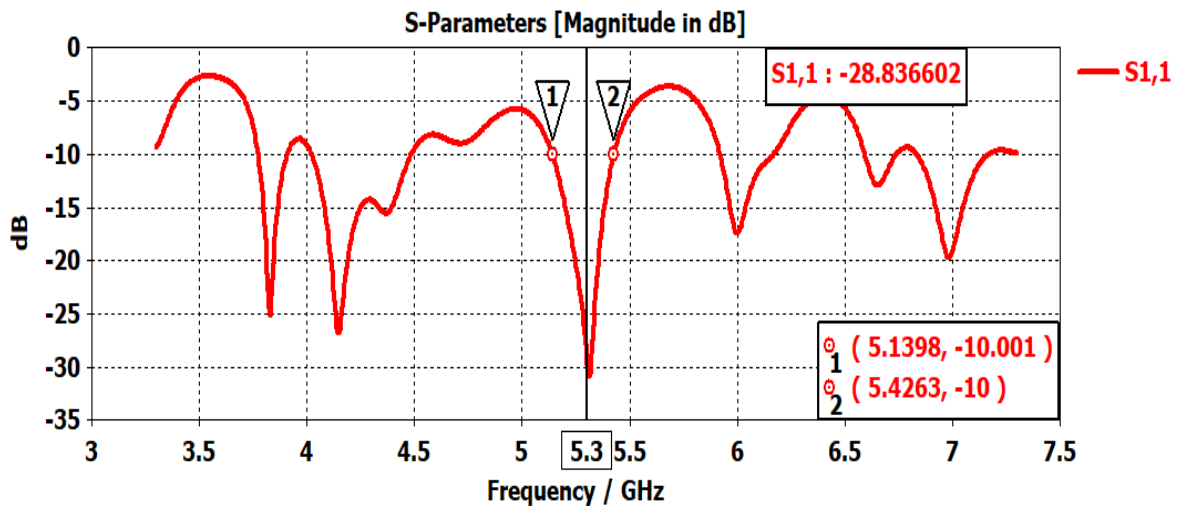


Figure IV.35. Coefficient de réflexion ( $S_{11}$ ) d'un réseau d'antenne sans méta à 4 éléments.

La figure IV-35 montre que l'adaptation est bien réalisée puisque le coefficient de réflexion  $S_{11}$  atteint un niveau proche de -30.82dB à la fréquence de résonance 5.3 GHz.



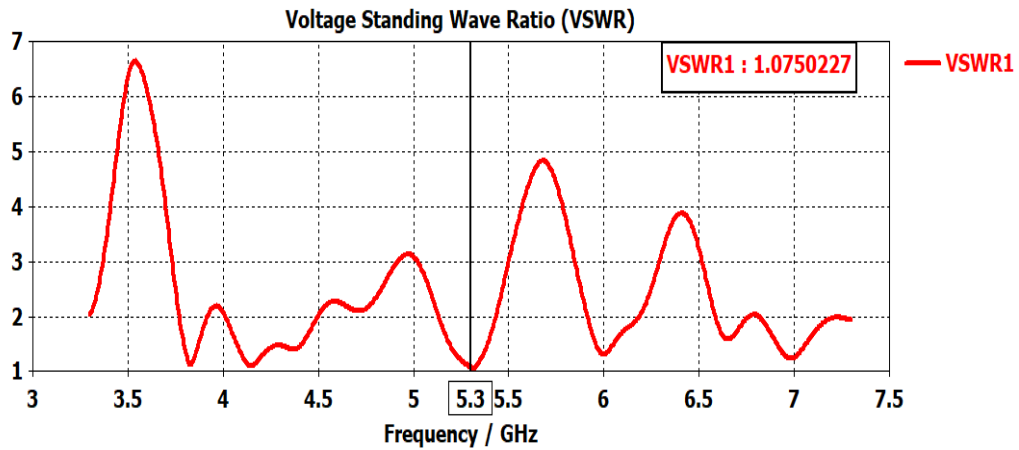


Figure IV.36. Le VSWR d'un réseau d'antenne sans méta à 4 éléments.

En examinant le rapport d'ondes stationnaires VSWR, nous constatons un résultat de VSWR égale à 1.06. Ce chiffre indique une amélioration significative de l'adaptabilité de l'antenne par rapport aux résultats précédents, comme montré sur la figure IV-36.

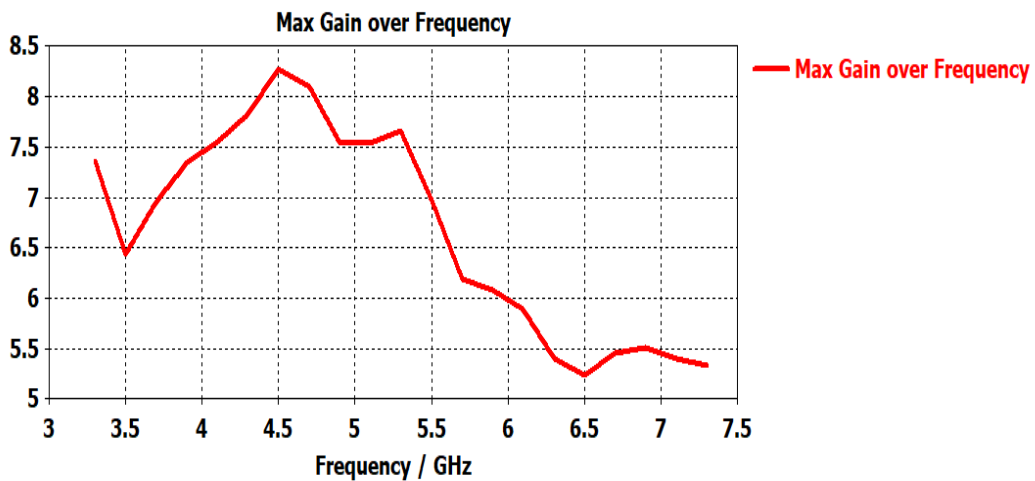


Figure IV.37. Le gain d'un réseau d'antenne sans méta a 4 éléments.

Tout comme le réseau à deux éléments, le gain du réseau à quatre éléments qui satisfait aux exigences de cette conception est encore augmenté à 7.659 dBi, comme donné sur la figure IV-37.

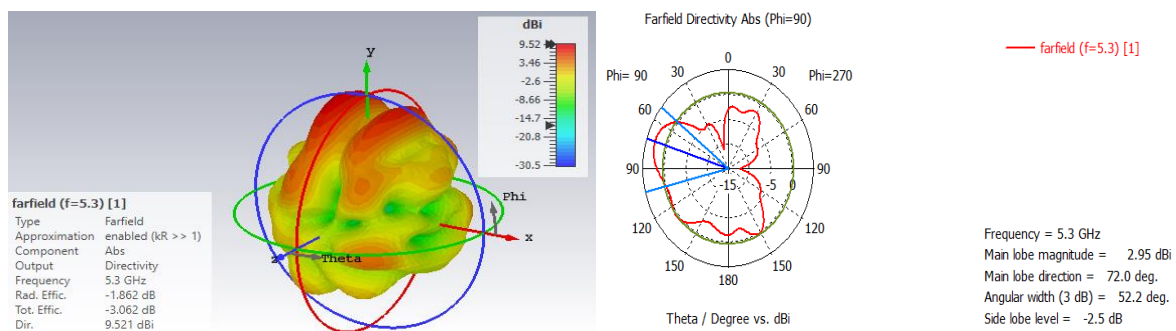


Figure IV.38.a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne sans méta a 4 éléments. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire.

Le diagramme de rayonnement de l'antenne montre que la magnitude du lobe principal est de 2.95 dB à la fréquence de 5,3 GHz. La direction du lobe principal est de 72 degrés, tandis que la largeur angulaire du lobe principal est de 52.2 degrés. Le lobe latéral atteint un niveau de -2.5 dB. La directivité de l'antenne est mesurée à 9,521 dB, comme représenté sur la figure IV-38.

**IV.9.3 Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 2 éléments**

La figure IV-39 illustre un réseau d'antenne à deux éléments avec 10 cellules méta-matériaux incrustées sur le patch et le plan de masse en même temps.

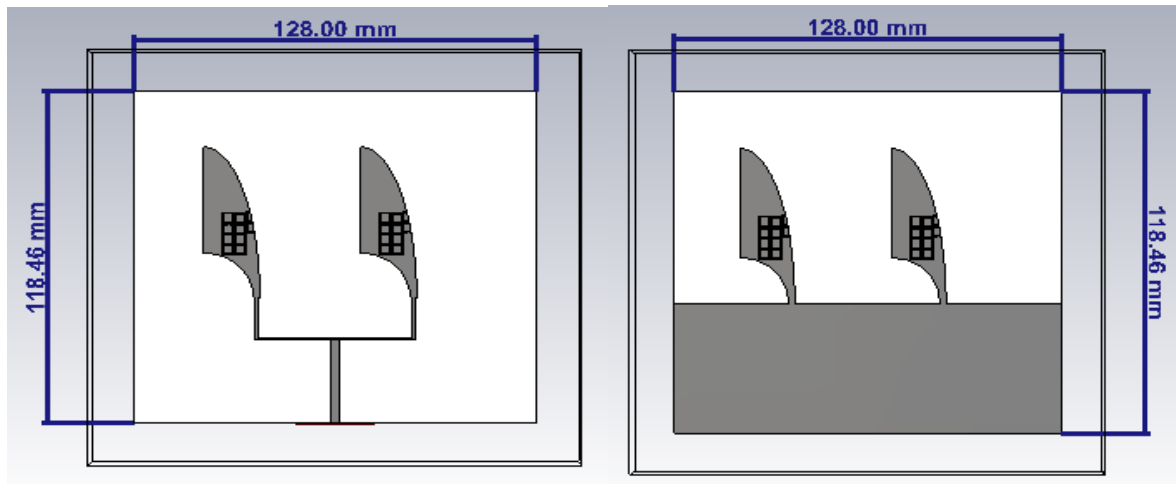


Figure IV.39. Réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 2 éléments (patch et plane de mass).

Voici les nouvelles dimensions du substrat d'un réseau d'antennes avec méta à 2 éléments, telles que présentées dans le tableau suivant :

Paramètres	W (mm)	L (mm)	h (mm)
Valeurs (mm)	128	118.46	1.56

Tableau IV-5. Dimensions de substrat de réseau d'antenne avec méta-matériaux à 2 éléments.

Les résultats de la simulation sont présentés sur les figures suivantes (IV-40, IV-41, IV-42) :

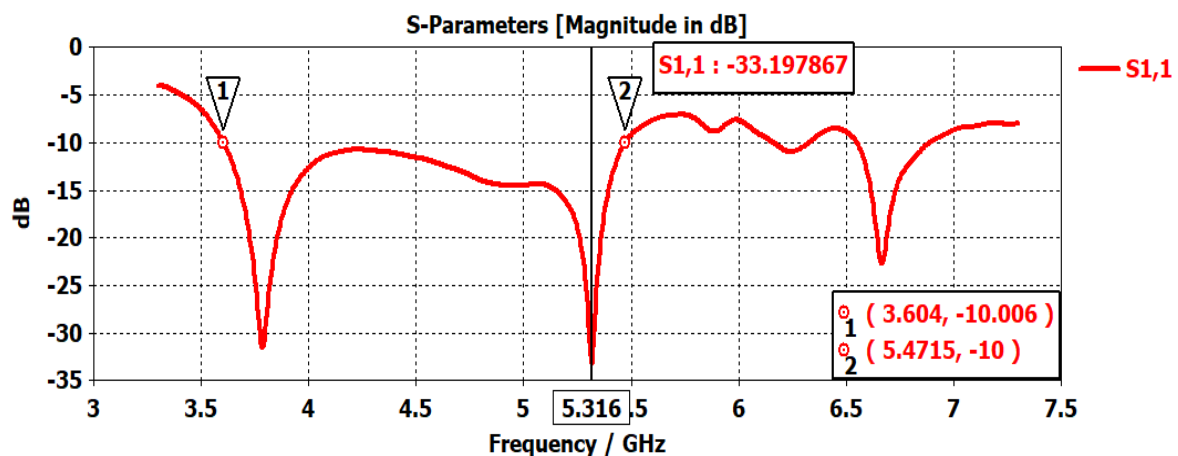


Figure IV.40. Coefficient de réflexion S11 d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments.

La figure IV.41 montre que l'adaptation est bien réalisée puisque le coefficient de réflexion  $S_{11}$  atteint un niveau proche de -33.20dB à la fréquence de résonance 5.316 GHz.

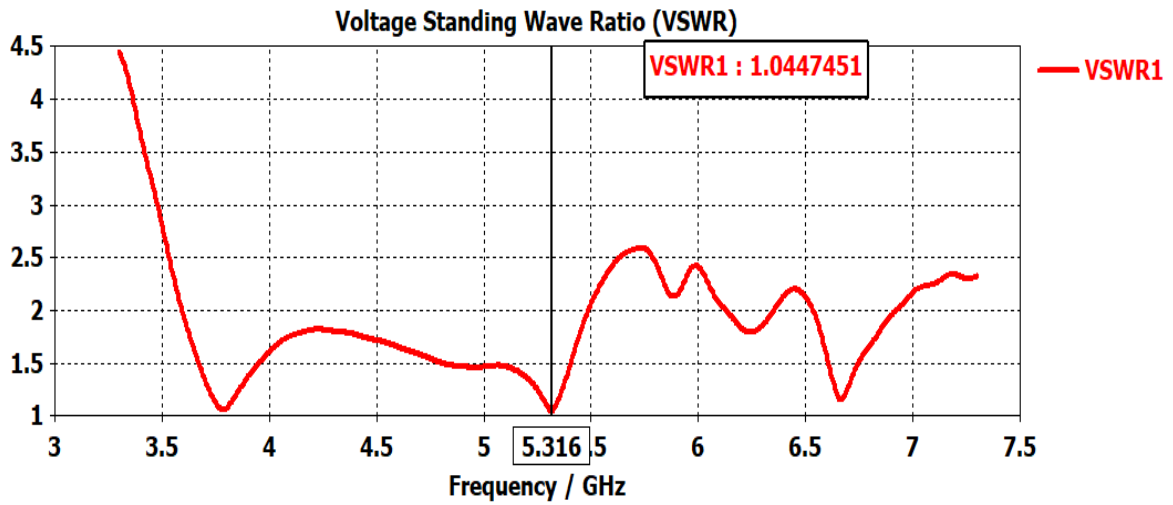


Figure IV.41. Le VSWR d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments.

En analysant le rapport d'ondes stationnaires VSWR, nous constatons un résultat de VSWR égale à 1.044. Ce chiffre indique une amélioration significative de l'adaptabilité de l'antenne par rapport aux résultats précédents.

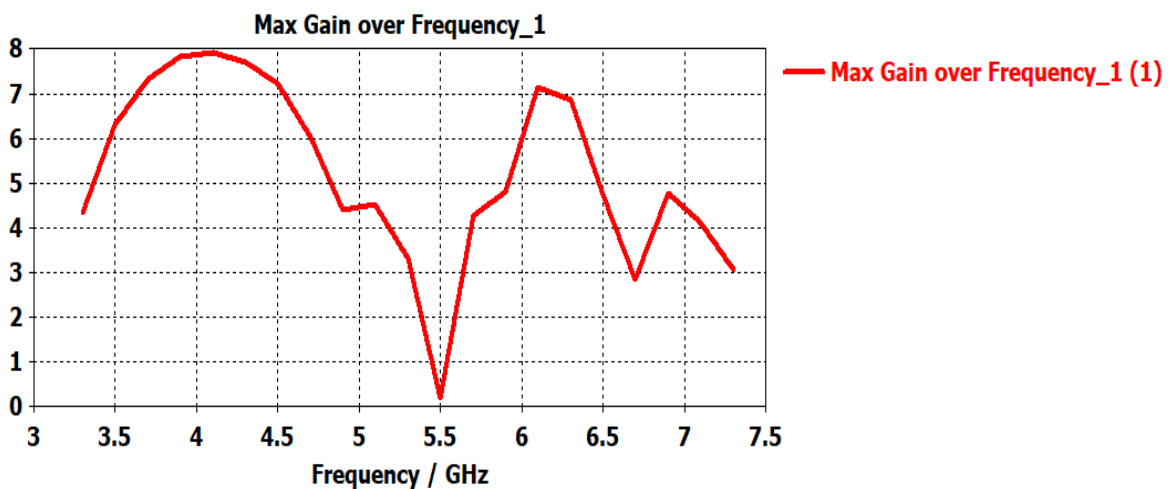


Figure IV.42. Le gain d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments.

Il a été observé que le gain est de 3.3252 dBi, ce qui représente une augmentation significative par rapport à un seul élément répondant aux exigences de cette conception.

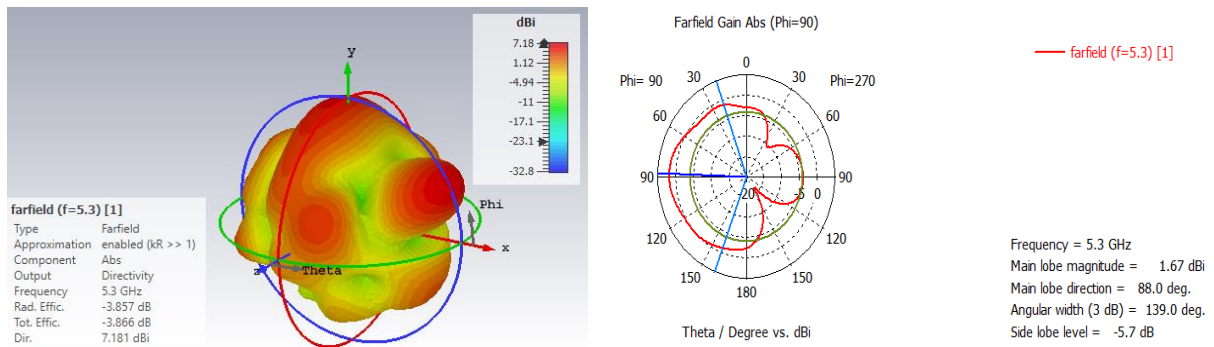


Figure IV.43.a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne Avec méta à 2 éléments. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire.

Le diagramme de rayonnement de l'antenne indique que la magnitude du lobe principal est de 1.67 dB à la fréquence de 5,3 GHz. La direction du lobe principal est de 88 degrés, tandis que la largeur angulaire du lobe principal est de 139 degrés. Le lobe latéral atteint un niveau de -5,7 dB. La directivité de l'antenne est mesurée à 7.181 dB, comme représenté sur la figure IV-43.

➤ **Taux de miniaturisation d'un réseau d'antennes à 2 éléments**

Taux miniaturisation = 1- (Surface antenne miniaturisée) / (Surface antenne initiale)

$$\text{Taux de miniaturisation} = 1 - (128 \cdot 118.46) / (168 \cdot 145.01) = 0.37$$

Un taux de miniaturisation pour le réseau d'antenne à 4 éléments égal 37 %.

**IV.9.4 Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments**

La figure IV.44 illustre la représentation d'un réseau d'antenne à 4 éléments avec des cellules CSRR incrustées sur le patch et le plan de masse de l'antenne.

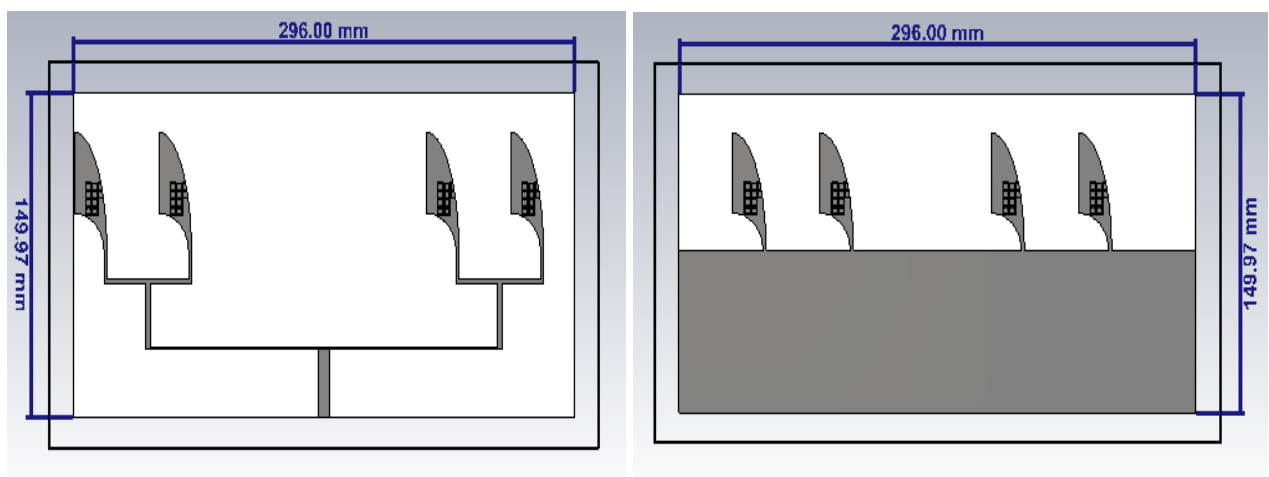


Figure IV.44.Réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments(patch et plane de mass).

Voici les nouvelles dimensions du substrat d'un réseau d'antennes avec méta à 4 éléments, telles que présentées dans le tableau suivant :

Paramètres	W (mm)	L (mm)	h (mm)
Valeurs (mm)	296	149.97	1.56

Tableau IV-6. Dimensions de substrat de réseau d'antenne avec métamatériaux à 4 éléments.

Les résultats de la simulation sont présentés sur les figures suivantes :

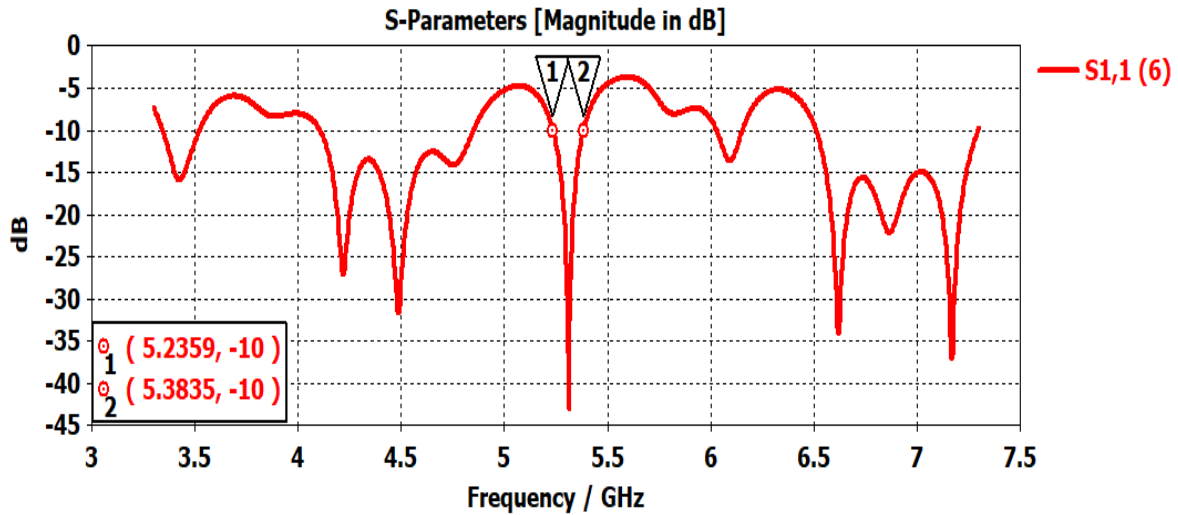


Figure IV.45. Coefficient de réflexion S<sub>11</sub> d'un réseau d'antenne Avec méta a 4 éléments.

La figure IV-45 illustre une adaptation réussie, car le coefficient de réflexion S<sub>11</sub> atteint un niveau proche de -43.06 dB à la fréquence de résonance de 5.312 GHz. Cela confirme que l'antenne est bien adaptée à cette fréquence spécifique.

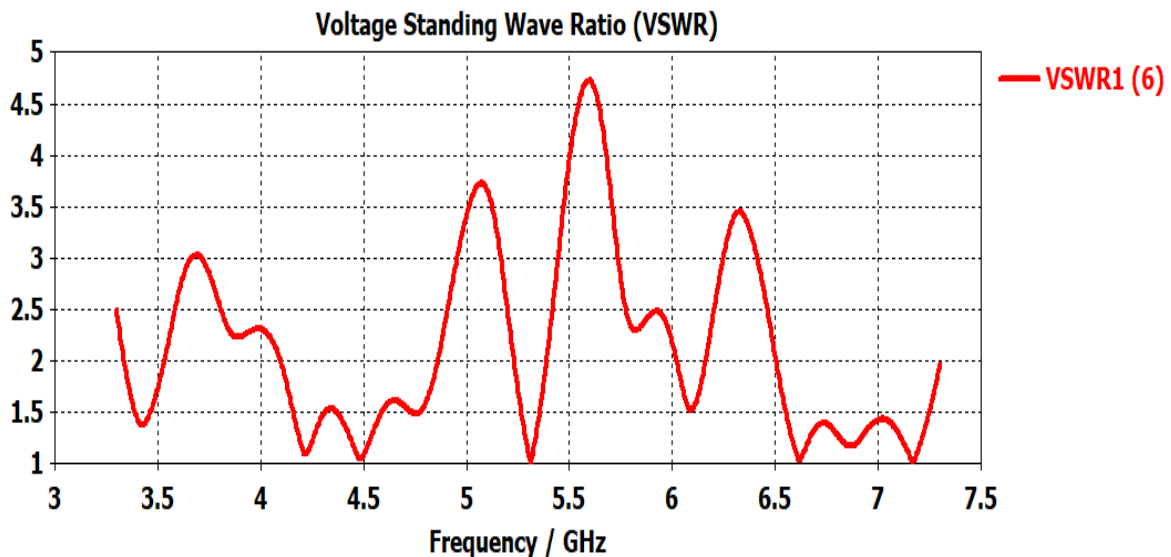


Figure IV.46. Le VSWR d'un réseau d'antenne Avec méta à 4 éléments.

Selon la figure IV-46, nous pouvons observer que le VSWR est inférieur à 2 et égal à 1.014. Cela confirme que nos réseaux sont bien adaptés autour de la fréquence de résonance de 5.312 GHz.

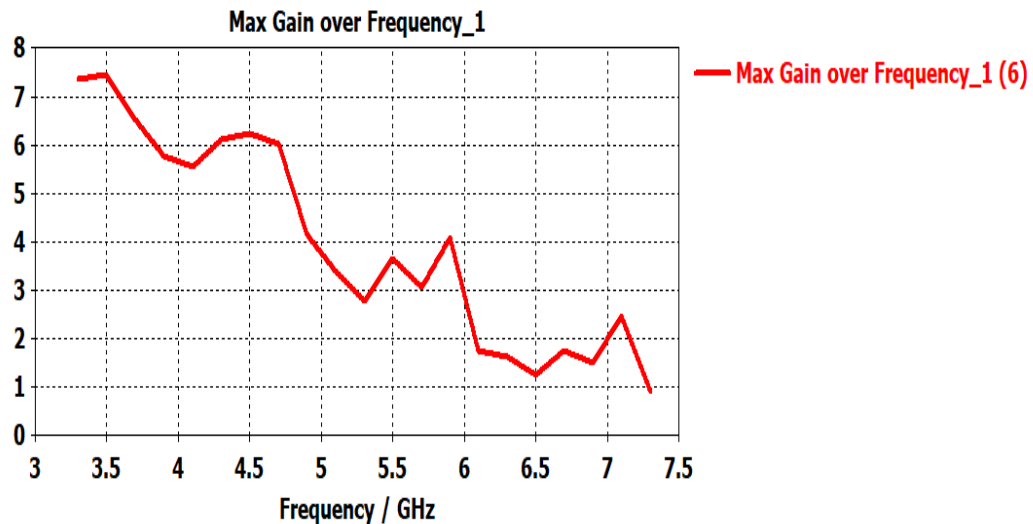


Figure IV.47. Le gain d'un réseau d'antenne Avec méta à 4 éléments.

Tout comme le réseau à deux éléments, le réseau à quatre éléments qui répond aux exigences de cette conception présente également une augmentation du gain à la fréquence de 5 GHz, atteignant 3.587 dB. Cette amélioration du gain démontre l'efficacité du réseau à quatre éléments pour répondre aux besoins de la conception.

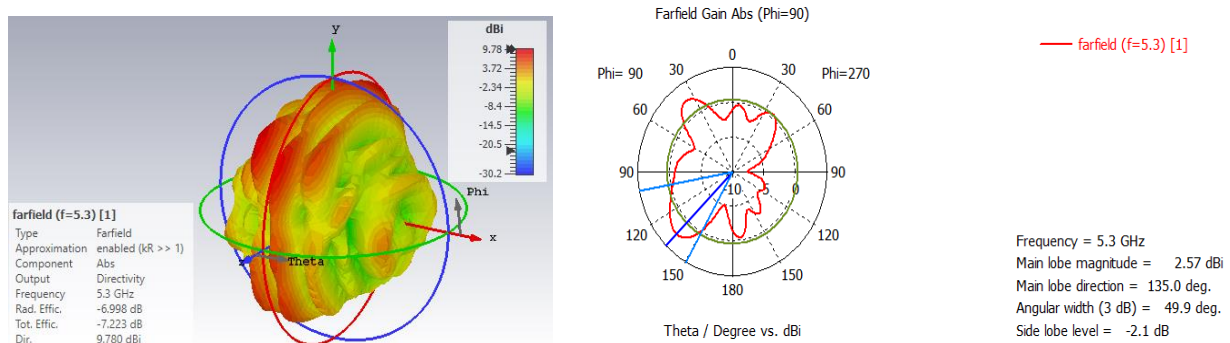


Figure IV.48. a-Diagramme de rayonnement d'un réseau d'antenne Avec méta a 4 éléments. b- Diagramme de rayonnement en présentation polaire.

Le diagramme de rayonnement de l'antenne montre que la magnitude du lobe principal est de 2.57 dB à la fréquence de 5,3 GHz. La direction du lobe principal est de 135 degrés, avec une largeur angulaire du lobe principal de 49,9 degrés. Le lobe latéral atteint un niveau de -2,1 dB. La directivité de l'antenne est mesurée à 9.78 dB, comme représenté sur la figure IV-48.

➤ **Taux de miniaturisation d'un réseau d'antennes à 4 éléments**

Taux miniaturisation = 1- (Surface antenne miniaturisée) / (Surface antenne initiale)

Taux de miniaturisation=  $1-(296*149.97) / (336*173.30) = 0.23$ .

Un taux de miniaturisation pour le réseau d'antenne à 4 éléments égal 23% .

**IV.10 MODELE DE SEIN**

Afin d'explorer l'interaction entre l'antenne conçue et le sein, un modèle de fantôme du sein a été élaboré. Ce modèle se compose de trois couches distinctes : la peau, la graisse et la tumeur.

Chaque couche du fantôme du sein possède des propriétés diélectriques dispersives, incluant la permittivité et la conductivité. Les composants de ce fantôme sont les suivants :

- Peau avec un rayon de 30[mm] et d'épaisseur [4mm].
- Graisse de rayon 26[mm] et d'épaisseur 5[mm].
- Tumeur de rayon 5[mm].

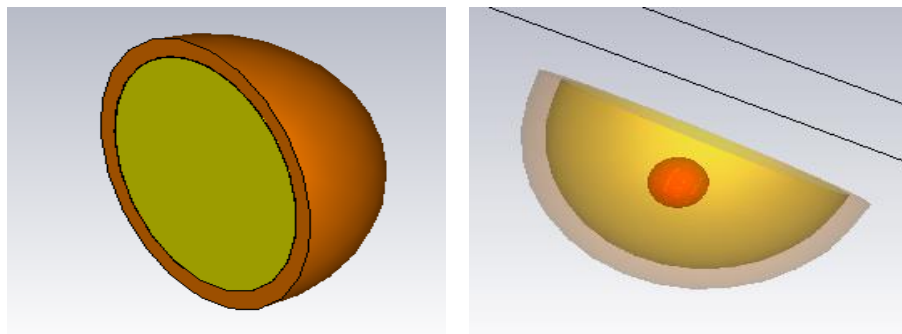


Figure IV.49. Le modèle de fantôme du sein sur CST.

Tissus	Permittivité (F/m)	Conductivité électrique (S/m)	Densité (Kg/m2)
Peau	36.7	2.34	1109
Graisse	4.84	0.262	911
Tumeur	54.9	4	1058

Tableau IV-7. paramètre de tissus mammaire.

**IV.11 DEBIT D'ABSORPTION SPECIFIQUE (SPECIFIC ABSORPTION RATE) SAR**

La mesure du DAS (débit d'absorption spécifique) ou SAR permet de quantifier la quantité d'énergie transportée par les ondes électromagnétiques qui est absorbée par le corps humain lors de l'utilisation d'un équipement radioélectrique.

Dans le Système international, l'unité de mesure du DAS est le watt par kilogramme (W/kg), équivalent au  $m^2/s^3$ .

**IV.12 RESULTATS DE DETECTION DE LA TUMEUR**

**IV.12.1 Simulation d'une antenne Vivaldi sans méta Avec un Modèle du sein**

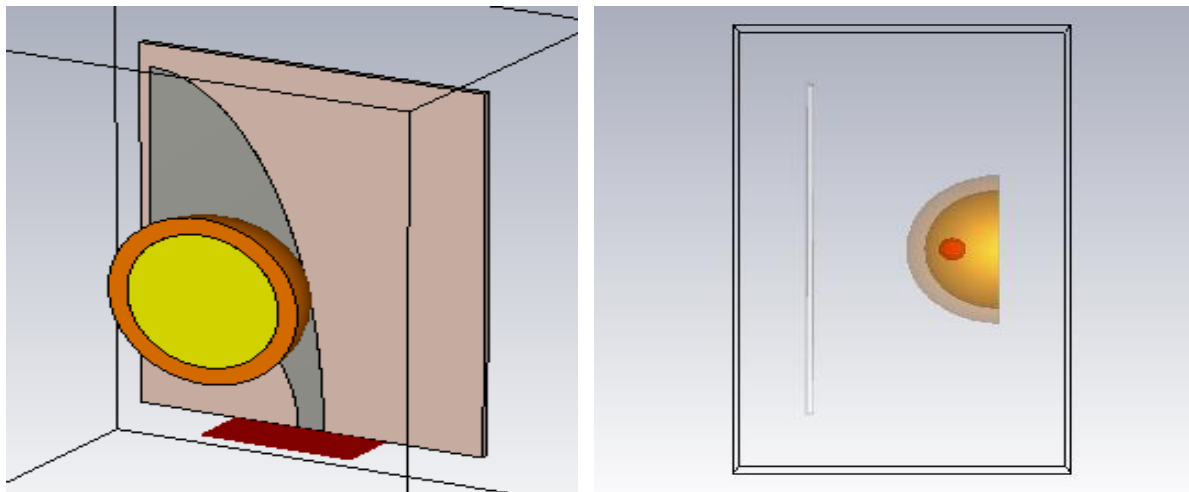


Figure IV.50.l'antenne Vivaldi Avec Le modèle de fantôme du sein.

La simulation est faite pour 1g de tissus de masse à la fréquence 5.3GHz, sachant que la position de tumeur est à (10 ; 40 ; 30).

SAR Calculation Results		Tissue mass [kg]: 0.0555005	
Powerloss density monitor used:	loss (f=5.3) [1] at 5.3 GHz	Tissue power [W]:	0.00694735
Power scaling [W] :	None	Average power [W/mm^3]:	1.22858e-07
Stimulated Power [W] :	0.5	Total SAR [W/kg]:	0.125176
Accepted Power [W] :	0.498694	Max. point SAR [W/kg]:	3.47253
Average cell mass [g]:	6.4249e-05	Maximum SAR (1g) [W/kg]:	0.71436
Averaging method:	IEEE/IEC 62704-1	Maximum at (x,y,z) [mm]:	8.55263, 37.4609, 26.75
Averaging mass [g]:	1	Avg.vol.min (x,y,z) [mm]:	3.36417, 32.2725, 21.5615
-----		Avg.vol.max (x,y,z) [mm]:	13.7411, 42.6494, 31.9385
Entire Volume:		Largest valid cube [mm]:	10.4053
Min (x,y,z) [mm]:	-98.1412, -74.1412, -15.7012	Smallest valid cube [mm]:	10.0419
Max (x,y,z) [mm]:	98.1412, 99.1412, 64.1412	Avg.Vol.Accuracy [%]:	0.0001
Volume [mm^3]:	2.71562e+06	-----	
Absorbed power [W]:	0.259302	Calculation time [s]:	4626
Tissue volume [mm^3]:	56547.9		

Figure IV.51.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi a 2 éléments pour 1[g].

Aux États-Unis, la FCC exige qu'un niveau de DAS soit inférieur à 1,6 W/kg pour 1 gramme de poids de tissu. Dans notre cas cette condition est vérifiée.



On a localisé la vraie tumeur à  $(x = 10 ; y = 40 ; z = 30)$ , après la simulation et l'analyse du SAR on a trouvé les nouvelles valeurs qui sont mentionnées déjà dans le tableau précédent  $(x = 8.552 ; y = 37.461 ; z = 26.75)$ . Ces valeurs sont considérées comme l'emplacement de tumeur.

L'emplacement de la tumeur détecté est l'emplacement de la vraie tumeur est presque le même. Donc on peut dire que notre antenne Vivaldi antipodale a détecté la tumeur, comme représenté sur les figures IV-51

**IV.12.2 Simulation d'une antenne Vivaldi avec métamatériaux avec un modèle du sein**

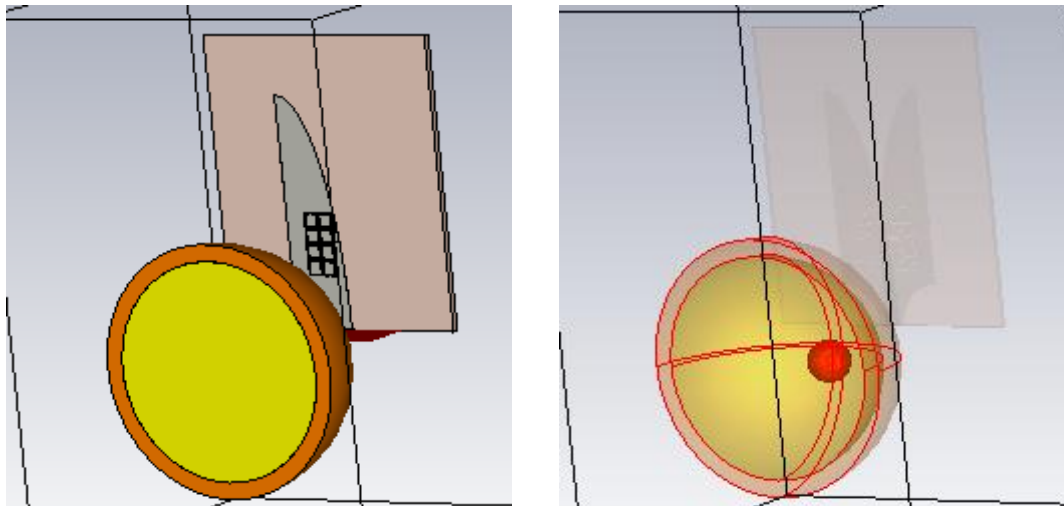


Figure IV.52.l'antenne Vivaldi Avec Le modèle de fantôme du sein.

La simulation est faite pour 1g de tissus de masse à la fréquence 5.3GHz, sachant que la position de tumeur est à  $(0 ; 10 ; 30)$ .

SAR Calculation Results		Tissue mass [kg]: 0.0555005	
Powerloss density monitor used:	loss (f=5) [1] at 5 GHz	Tissue power [W]:	0.00291958
Power scaling [W] :	None	Average power [W/mm^3]:	5.16302e-08
Stimulated Power [W] :	0.5	Total SAR [W/kg]:	0.0526046
Accepted Power [W] :	0.350272	Max. point SAR [W/kg]:	0.916084
Average cell mass [g]:	2.00222e-05	Maximum SAR (1g) [W/kg]:	0.269774
Averaging method:	IEEE/IEC 62704-1	Maximum at (x,y,z) [mm]:	1.41473, 10.6942, 26.4265
Averaging mass [g]:	1	Avg.vol.min (x,y,z) [mm]:	-3.78063, 5.49885, 21.2311
-----		Avg.vol.max (x,y,z) [mm]:	6.6101, 15.8896, 31.6218
Entire Volume:		Largest valid cube [mm]:	10.405
Min (x,y,z) [mm]:	-44.9896, -44.9896, -16.5896	Smallest valid cube [mm]:	10.0419
Max (x,y,z) [mm]:	44.9896, 84.9896, 64.9896	Avg.Vol.Accuracy [%]:	0.0001
Volume [mm^3]:	954105	-----	
Absorbed power [W]:	0.161789	Calculation time [s]:	8075
Tissue volume [mm^3]:	56547.9		

Figure IV.53.Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi a 2 éléments pour 1[g].

Après la simulation et l'analyse du SAR, nous avons localisé la véritable tumeur à des coordonnées spécifiques. Les nouvelles valeurs correspondantes sont déjà mentionnées dans le tableau précédent, avec  $x = 1.414, y = 10.694$  et  $z = 26.426$ . Ces valeurs représentent l'emplacement précis de la tumeur, comme représenté sur la figure IV-53.

L'emplacement de la tumeur détecté correspondant à l'emplacement de la vraie tumeur est presque identique. Par conséquent, nous pouvons conclure que notre antenne Vivaldi antipodale a réussi à détecter la tumeur avec précision.

**IV.12.3 Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 2 éléments avec un modèle du sein**

La figure IV-54 illustre la conception d'un réseau d'antenne à deux éléments avec le fantôme du sein.

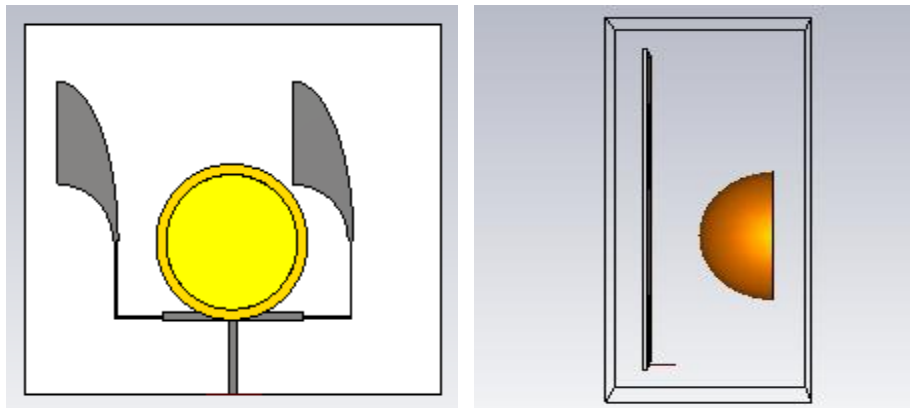


Figure IV.54. réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 2 éléments Avec un Modèle du sein.

La simulation est faite pour 1g de tissus de masse à la fréquence 5.3GHz, sachant que la position de tumeur est à (0 ; 0 ; 40).

SAR Calculation Results		Tissue mass [kg]:	
Powerloss density monitor used:	loss (f=5.3) [1] at 5.3 GHz	Tissue power [W]:	0.00733186
Power scaling [W] :	None	Average power [W/mm^3]:	1.29657e-07
Stimulated Power [W] :	0.5	Total SAR [W/kg]:	0.132104
Accepted Power [W] :	0.499694	Max. point SAR [W/kg]:	3.02317
Average cell mass [g]:	6.4249e-05	Maximum SAR (1g) [W/kg]:	0.4204
Averaging method:	IEEE/IEC 62704-1	Maximum at (x,y,z) [mm]:	-0.15289, 0.178571, 41.25
Averaging mass [g]:	1	Avg.vol.min (x,y,z) [mm]:	-5.1795, -4.84803, 36.2234
Entire Volume:		Avg.vol.max (x,y,z) [mm]:	4.87372, 5.20518, 46.2766
Min (x,y,z) [mm]:	-98.1412, -74.1412, -15.7012	Largest valid cube [mm]:	10.4261
Max (x,y,z) [mm]:	98.1412, 99.1412, 64.1412	Smallest valid cube [mm]:	10.0416
Volume [mm^3]:	2.71562e+06	Avg.Vol.Accuracy [%]:	0.0001
Absorbed power [W]:	0.259302		
Tissue volume [mm^3]:	56547.9	Calculation time [s]:	428

Figure IV.55. Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi a 2 éléments pour 1[g].

On a localisé la vraie tumeur à (x = 0 ; y = 0 ; z = 40), après la simulation et l'analyse du SAR on a trouvé les nouvelles valeurs qui sont mentionnées déjà dans le tableau précédent (x = -0.153 ; y = 0.178 ; z = 41.26). Ces valeurs sont considérées comme l'emplacement de tumeur. L'emplacement de la tumeur détecté est l'emplacement de la vraie tumeur est presque le même. Donc on peut dire que notre antenne Vivaldi antipodale a détecté la tumeur, comme représenté sur la figure IV-55.

**IV.12.4 Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 4 éléments avec un**

modèle du sein

La figure IV-56 illustre la conception d'un réseau d'antenne à quatre éléments avec le fantôme du sein.

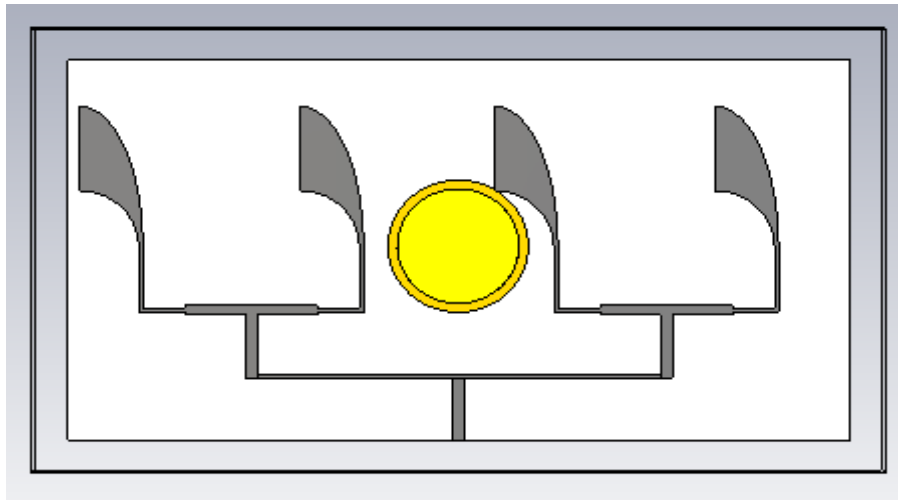


Figure IV.56. réseau d'antenne Vivaldi sans méta à 4 éléments Avec un Modèle du sein.

La simulation est faite pour 1g de tissus de masse à la fréquence 5.3GHz, sachant que la position de tumeur est à (84 ; 0 ; 40).

SAR Calculation Results	
Powerloss density monitor used:	loss (f=5.3) [1] at 5.3 GHz
Power scaling [W] :	None
Stimulated Power [W] :	0.5
Accepted Power [W] :	0.499383
Average cell mass [g]:	6.44675e-05
Averaging method:	IEEE/IEC 62704-1
Averaging mass [g]:	1
-----	
Entire Volume:	
Min (x,y,z) [mm]:	-98.1412, -102.441, -15.7012
Max (x,y,z) [mm]:	266.141, 99.1412, 64.1412
Volume [mm^3]:	5.86305e+06
Absorbed power [W]:	0.348654
Tissue volume [mm^3]:	56551.6
-----	
Tissue mass [kg]:	0.0555036
Tissue power [W]:	0.00399884
Average power [W/mm^3]:	7.07114e-08
Total SAR [W/kg]:	0.0720465
Max. point SAR [W/kg]:	1.58227
-----	
Maximum SAR (1g) [W/kg]:	0.262506
Maximum at (x,y,z) [mm]:	83.8372, 0.178571, 40.5357
Avg.vol.min (x,y,z) [mm]:	78.8154, -4.84325, 35.5139
Avg.vol.max (x,y,z) [mm]:	88.859, 5.20039, 45.5575
Largest valid cube [mm]:	10.4276
Smallest valid cube [mm]:	10.0416
Avg.Vol.Accuracy [%]:	0.0001
-----	
Calculation time [s]:	204

Figure IV.57. Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi sans méta a 4 éléments pour 1[g].

Après la simulation et l'analyse du SAR, nous avons réussi à localiser la vraie tumeur à la position (x = 84 ; y = 0 ; z = 40). Cependant, suite à nos analyses, nous avons obtenu de nouvelles valeurs qui sont déjà mentionnées dans le tableau précédent, à savoir (x = 83.8372 ; y = 0.178571 ; z = 40.5357). Ces nouvelles valeurs sont considérées comme l'emplacement précis de la tumeur détectée, comme représenté sur la figure IV-57.

L'emplacement de la tumeur détecté est l'emplacement de la vraie tumeur est presque le même. Donc on peut dire que notre réseau d'antenne Vivaldi antipodale a détecté la tumeur.

IV.12.5 Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi avec méta-matériaux à 2 éléments

avec un modèle du sein

La figure IV-58 illustre la conception d'un réseau d'antenne à deux éléments avec des cellules CSRR incrustées sur le patch et le plan de masse en même temps en face du modèle de sein.

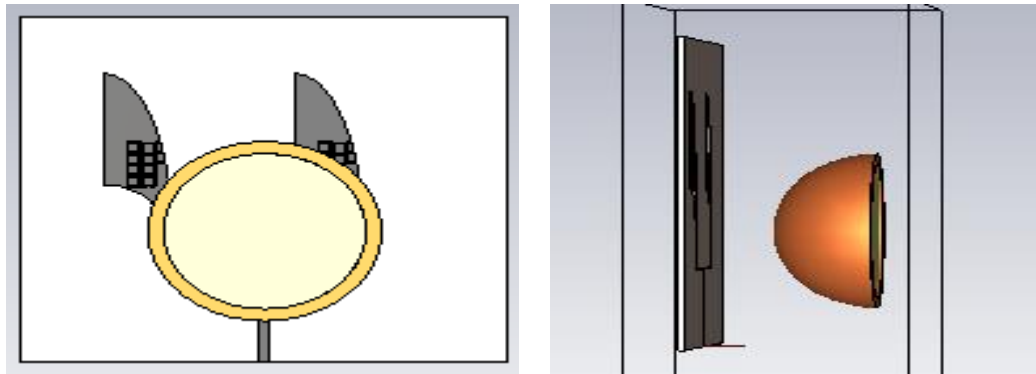


Figure IV.58. réseau d'antenne Vivaldi Avec méta à 2 éléments Avec un Modèle du sein.

La simulation est faite pour 1g de tissus de masse à la fréquence 5.3GHz, sachant que la position de tumeur est à (0 ; 0 ; 40).

SAR Calculation Results		Tissue mass [kg]: 0.0555005	
Powerloss density monitor used: loss (f=5.3) [1] at 5.3 GHz		Tissue power [W]: 0.0077777	Average power [W/mm <sup>3</sup> ]: 1.37542e-07
Power scaling [W] :	None	Total SAR [W/kg]: 0.140137	Max. point SAR [W/kg]: 2.94336
Stimulated Power [W] :	0.5	Maximum SAR (1g) [W/kg]: 0.493852	Maximum at (x,y,z) [mm]: 0.15289, 0.892857, 40.1786
Accepted Power [W] :	0.499418	Avg.vol.min (x,y,z) [mm]: -4.87089, -4.13093, 35.1548	Avg.vol.max (x,y,z) [mm]: 5.17667, 5.91664, 45.2024
Average cell mass [g]:	5.87832e-05	Largest valid cube [mm]: 10.4255	Smallest valid cube [mm]: 10.0417
Averaging method:	IEEE/IEC 62704-1	Avg.Vol.Accuracy [%]: 0.0001	
Averaging mass [g]:	1		
-----		-----	
Entire Volume:		Calculation time [s]: 532	
Min (x,y,z) [mm]:	-78.1412, -59.1412, -15.7412		
Max (x,y,z) [mm]:	78.1412, 87.6012, 64.1412		
Volume [mm <sup>3</sup> ]:	1.83196e+06		
Absorbed power [W]:	0.431945		
Tissue volume [mm <sup>3</sup> ]:	56547.9		

Figure IV.59. Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi Avec méta à 2 éléments pour 1[g].

Après la simulation et l'analyse du SAR, nous avons réussi à localiser la véritable tumeur à la position (x = 0 ; y = 0 ; z = 40). Cependant, suite à nos analyses, nous avons obtenu de nouvelles valeurs qui sont déjà mentionnées dans le tableau précédent, à savoir (x = 0.153 ; y = 0.893 ; z = 40.178). Ces nouvelles valeurs sont considérées comme l'emplacement précis de la tumeur, comme représenté sur la figure IV-59.

L'emplacement de la tumeur détectée correspond presque exactement à l'emplacement réel de la tumeur. Par conséquent, nous pouvons conclure que notre antenne Vivaldi antipodale a réussi à détecter la tumeur avec succès.

**IV.12.6 Simulation d'un réseau d'antenne Vivaldi Avec méta a 4 éléments Avec un Modèle du sein**

La figure IV-60 illustre la conception d'un réseau d'antenne à quatre éléments avec des cellules CSRR incrustées sur le patch et le plan de masse en même temps en face du modèle de sein.

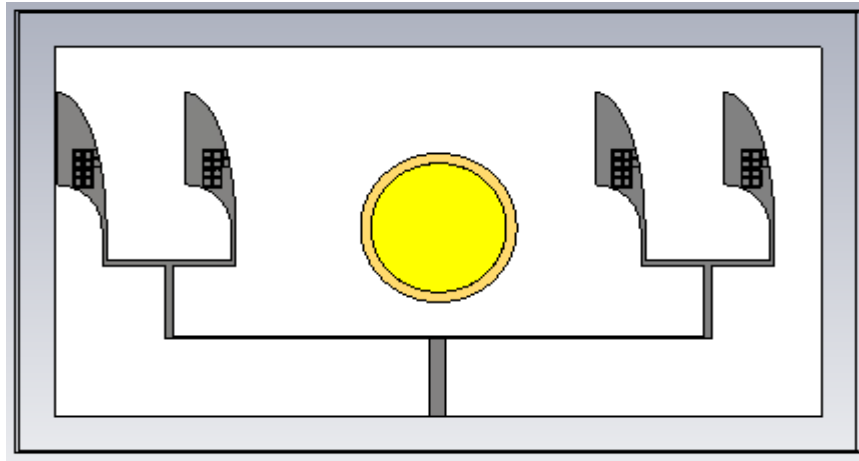


Figure IV.60. Réseau d'antenne Vivaldi Avec méta a 4 éléments Avec un Modèle du sein.

La simulation est faite pour 1g de tissus de masse à la fréquence 5.3GHz, sachant que la position de tumeur est à (84 ; 0 ; 40).

SAR Calculation Results		Volume [mm <sup>3</sup> ]:	4.61719e+06
Powerloss density monitor used:	loss (f=5.3) [1] at 5.3 GHz	Absorbed power [W]:	0.3736
Power scaling [W] :	None	Tissue volume [mm <sup>3</sup> ]:	56551
Stimulated Power [W] :	0.5	Tissue mass [kg]:	0.0555032
Accepted Power [W] :	0.497216	Tissue power [W]:	0.00331728
Average cell mass [g]:	6.24943e-05	Average power [W/mm <sup>3</sup> ]:	5.866e-08
Averaging method:	IEEE/IEC 62704-1	Total SAR [W/kg]:	0.0597674
Averaging mass [g]:	1	Max. point SAR [W/kg]:	1.04876
-----		Maximum SAR (1g) [W/kg]:	0.181583
Entire Volume:		Maximum at (x,y,z) [mm]:	73.8301, 0.178571, 40.8929
Min (x,y,z) [mm]:	-88.1412, -90.6382, -15.7412	Avg.vol.min (x,y,z) [mm]:	68.8063, -4.84529, 35.869
Max (x,y,z) [mm]:	236.141, 87.6012, 64.1412	Avg.vol.max (x,y,z) [mm]:	78.854, 5.20243, 45.9167
Volume [mm <sup>3</sup> ]:	4.61719e+06	Largest valid cube [mm]:	10.4229
Absorbed power [W]:	0.3736	Smallest valid cube [mm]:	10.0417
Tissue volume [mm <sup>3</sup> ]:	56551	Avg.Vol.Accuracy [%]:	0.0001
-----		Calculation time [s]:	215

Figure IV.61. Résultat de SAR d'un réseau d'antenne Vivaldi Avec méta à 4 éléments pour 1[g].

Après la simulation et l'analyse du SAR, nous avons localisé la vraie tumeur aux coordonnées (x = 73.830 ; y = 0.1785 ; z = 40.893). Ces valeurs sont considérées comme l'emplacement précis de la tumeur, comme indiqué dans le tableau précédent. Ces résultats sont obtenus en utilisant les données de la simulation et fournissent des informations précieuses pour la localisation et la caractérisation de la tumeur, comme représenté sur la figure IV- 61.

L'emplacement de la tumeur détecté correspond étroitement à l'emplacement réel de la tumeur. Cette correspondance indique que notre antenne Vivaldi antipodale a réussi à détecter la tumeur avec précision.

### IV.13 COMPARAISON DES RESULTATS

#### IV.13.1 Comparaison des résultats de réseau d'antennes avec et sans méta

Ces dernières années, d'importants efforts ont été consacrés à la conception de réseaux d'antennes pour les applications médicales. Afin d'évaluer les performances de notre réseau d'antennes, nous allons procéder à une comparaison générale. Les Tableaux IV-8 et IV-9 récapitule les caractéristiques de notre réseau d'antennes.

PARAMETRES	Fréquence de résonance (GHz)	Coefficient de réflexion (dB)	Gain (dB)	VSWR	EFFICACITE
1 élément	5.3	-36.40	4.4298	1.0307	46.23%
2 éléments	5.3	-25.83	5,2705	1.1077	51.21%
4 éléments	5.302	-30.82	8.3780	1.0592	87.99%

Tableau IV-8. Tableau récapitulatif pour les simulations sans méta.

PARAMETRES	Fréquence de résonance (GHz)	Coefficient de réflexion (dB)	Gain (dB)	VSWR	EFFICACITE
1 élément	5.36	-35.81	2.592	1.0329	40.60%
2 éléments	5.316	-33.19	3.381	1.0447	47.08%
4 éléments	5.312	-43.06	3.568	1.0142	35.10%

Tableau IV-9. Tableau récapitulatif pour les simulations Avec méta.

Paramètre		L (mm)	W (mm)	Taux de miniaturisation
Sans méta	1 élément	88.54	73.23	/
	2 éléments	145.01	168	/
	4 éléments	173.30	336	/
Avec méta	1 élément	70	60	35%
	2 éléments	118.46	128	37%
	4 éléments	149.97	296	23%

Tableau IV-10. Comparaison des dimensions du substrat entre l'antenne avec et sans métamatériaux.

Le tableau IV.10 présente la différence de taille entre le substrat de l'antenne sans métamatériau et l'antenne avec l'utilisation des cellules CSRR. On peut observer l'effet des cellules CSRR dans la réduction de la taille de l'antenne tout en maintenant la même fréquence de résonance de 5,3 GHz. Cet effet est précisément recherché grâce à l'utilisation de ces cellules CSRR.

Après la comparaison des différents résultats de simulation des différents éléments des antennes planaires sans méta matériaux, nous constatons que le meilleur résultat est pour l’antenne Vivaldi à 4 éléments pour les paramètres  $S_{11}$ , gain et VSWR, avec une efficacité de 87.99 %.

Après la comparaison des différents résultats de simulation des différents éléments des antennes planaires avec les cellules méta matériaux, nous constatons que le meilleur résultat est pour l’antenne Vivaldi à 4 éléments pour les paramètres  $S_{11}$ , gain et VSWR, avec une efficacité de 35.10%

Après la comparaison des différents résultats de simulation des différents réseaux d’antennes planaires avec et sans méta matériaux, nous constatons qu’on a obtenu un taux de miniaturisation pour le réseau d’antenne à 2 éléments de 37 % et du réseau d’antenne à 4 éléments est égale à 23%. Le meilleur taux de miniaturisation pour le réseau d’antenne à 2 éléments : 37 %

**IV.13.2 Comparaison des résultats de la détection de tumeur**

Dans cette partie, nous allons comparer les résultats de la détection de tumeurs en utilisant un réseau d'antennes. Nous utiliserons le logiciel CST pour afficher les résultats sous forme de coordonnées (x ; y ; z). Les Tableaux IV-11 et IV-12 présentent une comparaison entre les coordonnées d'origine et les résultats obtenus à partir de la simulation.

Paramètre	x (mm)		y (mm)		z (mm)	
	Sans méta	Avec méta	Sans méta	Avec méta	Sans méta	Avec méta
1 élément	10	0	40	10	30	30
2 éléments	0	0	0	0	40	40
4 éléments	84	84	0	0	40	40

Tableau IV-11.Coordonnées données de la vraie tumeur pour chaque réseau d’antenne..

Paramètre	x (mm)		y (mm)		z (mm)	
	Sans méta	Avec méta	Sans méta	Avec méta	Sans méta	Avec méta
1 élément	8.55263	1.41473	37.4609	10.6942	26.75	26.4265
2 éléments	-0.15289	0.15289	0.178571	0.892857	41.26	40.1786
4 éléments	83.8372	73.8301	0.178571	0.178571	40.5357	40.8929

Tableau IV-12.Coordonnées obtenues de la détection de tumeur pour chaque réseau d’antenne.

Ces résultats sont encourageants et démontrent l'efficacité de notre système d'antennes dans la détection des tumeurs. Il est important de noter que la précision de la détection peut être attribuée à la conception et aux performances de l'antenne utilisée dans notre étude.

#### IV.14 RESULTATS EXPERIMENTAUX

Après avoir obtenu les circuits imprimés (face supérieure et inférieure) de la société ALMITECH basée à Kouba à Alger, nous avons effectué la soudure des connecteurs SMA aux emplacements d'excitation des antennes.

Les mesures du coefficient de réflexion des antennes réalisées ont été effectuées à l'aide d'un analyseur de réseau Agiles de type PNA Network Analyzer n5222a, disponible au laboratoire d'Instrumentation et de Métrologie-AIT du département d'Assemblage, Intégration et Test du Centre de Développement des Satellites à Oran. Cet analyseur à deux ports permet des mesures dans la bande de fréquence de 10 MHz à 26,5 GHz, avec une calibration entre 2 et 3 GHz. Pour caractériser l'antenne, nous l'avons connectée à l'analyseur à l'aide d'un câble coaxial de type SMA.

Les photographies ci-dessous présentent respectivement les résultats d'un réseau d'antennes à deux éléments.

##### IV.14.1 LE RESEAU D'ANTENNE A 2 ELEMENTS

La figure IV-62 illustre la réalisation d'un réseau d'antenne à 2 éléments dans le laboratoire de réalisation et de développement des antennes ALMITECH au niveau d'Alger.

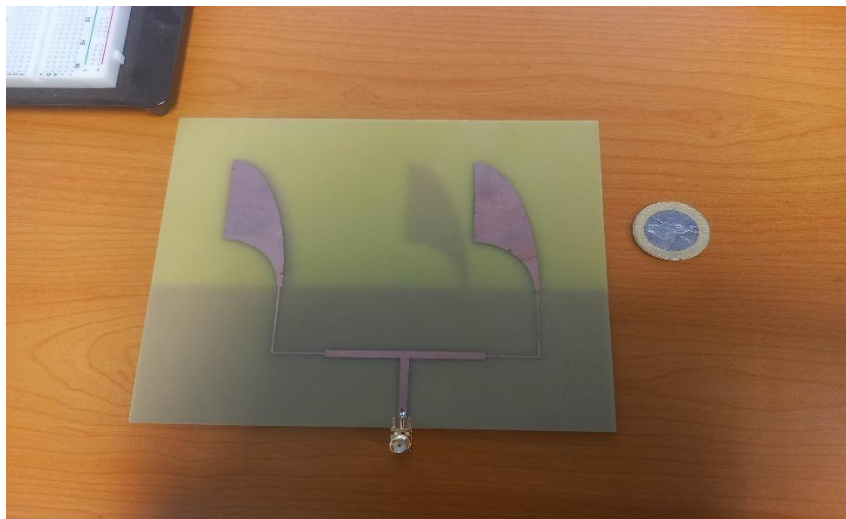


Figure IV.62. réseau d'antenne à 2 éléments à réaliser (face supérieur).

##### IV.14.1.1 Mesure des coefficients de réflexions et rapport d'onde stationnaire :

La configuration de mesure d'un réseau d'antenne montre dans la figure IV-63.



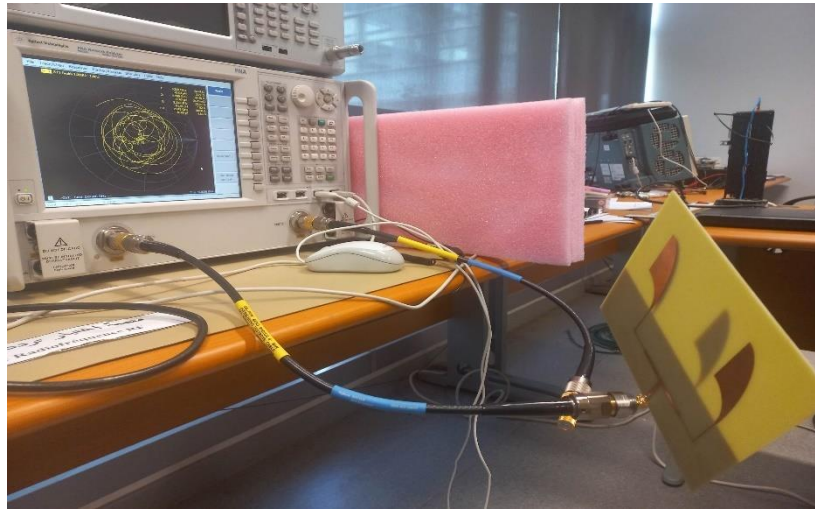


Figure IV.63. Résultats de mesures du réseau d'antenne à 2 éléments.

La figure IV-63 illustre les différentes mesures effectuées sur l'antenne réalisée. Après le test de l'antenne les résultats obtenus sont donnés sur les figures suivantes (IV-64, IV-65, IV-66, IV-67).

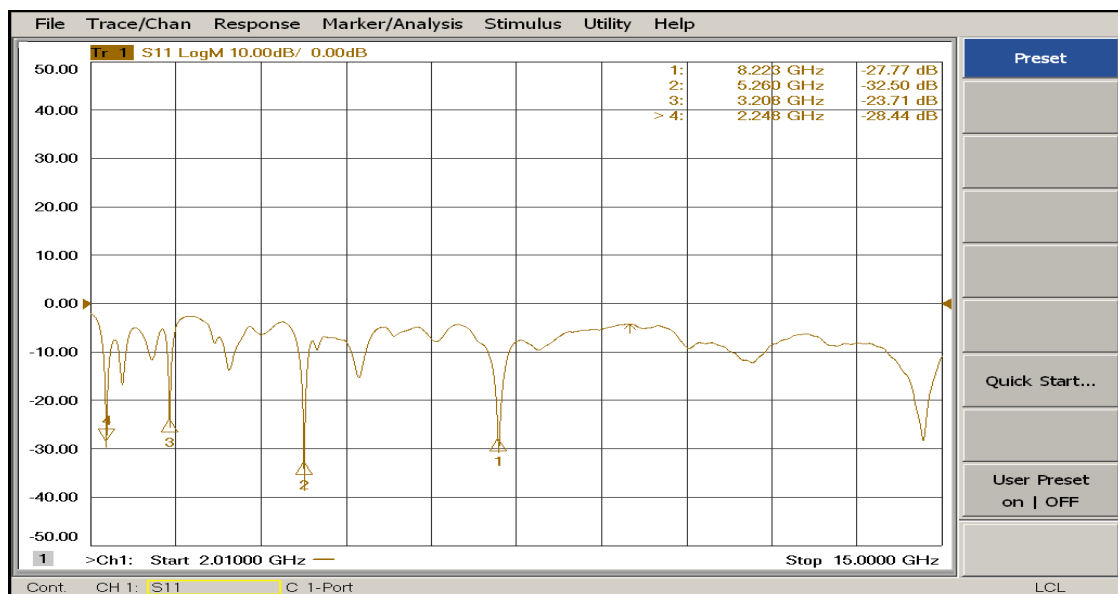


Figure IV.64. Coefficient de réflexion mesuré d'un réseau d'antenne à 2 éléments

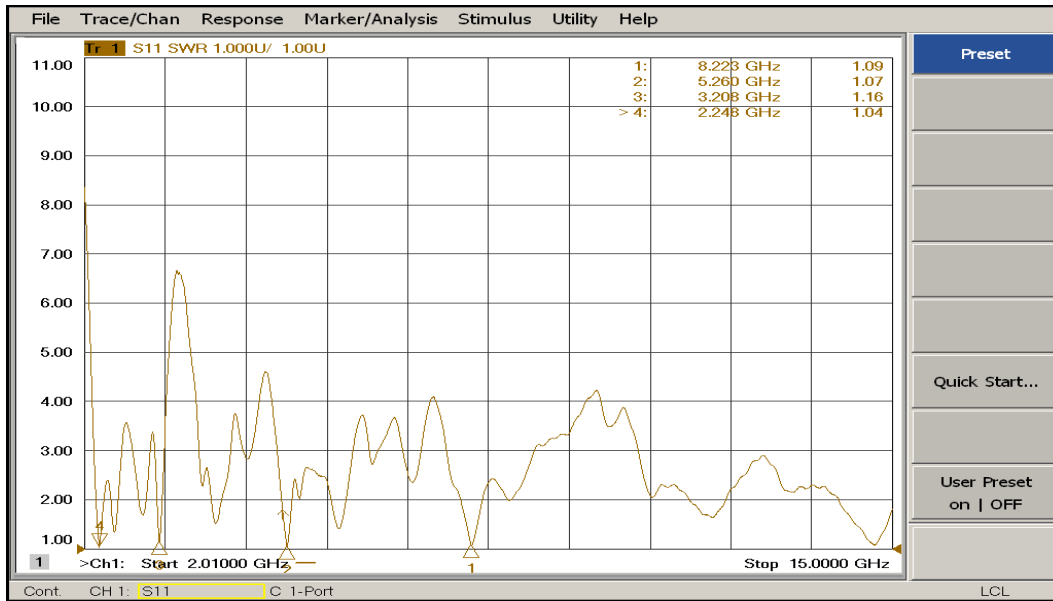


Figure IV.65. le rapport d'onde stationnaire d'un réseau d'antenne à 2 éléments.

Après avoir extrait les résultats de l'analyseur, nous les avons comparés avec les résultats de la simulation électromagnétique. Les figures suivantes présentent la comparaison entre la simulation et la mesure pour le réseau d'antennes à 2 éléments :

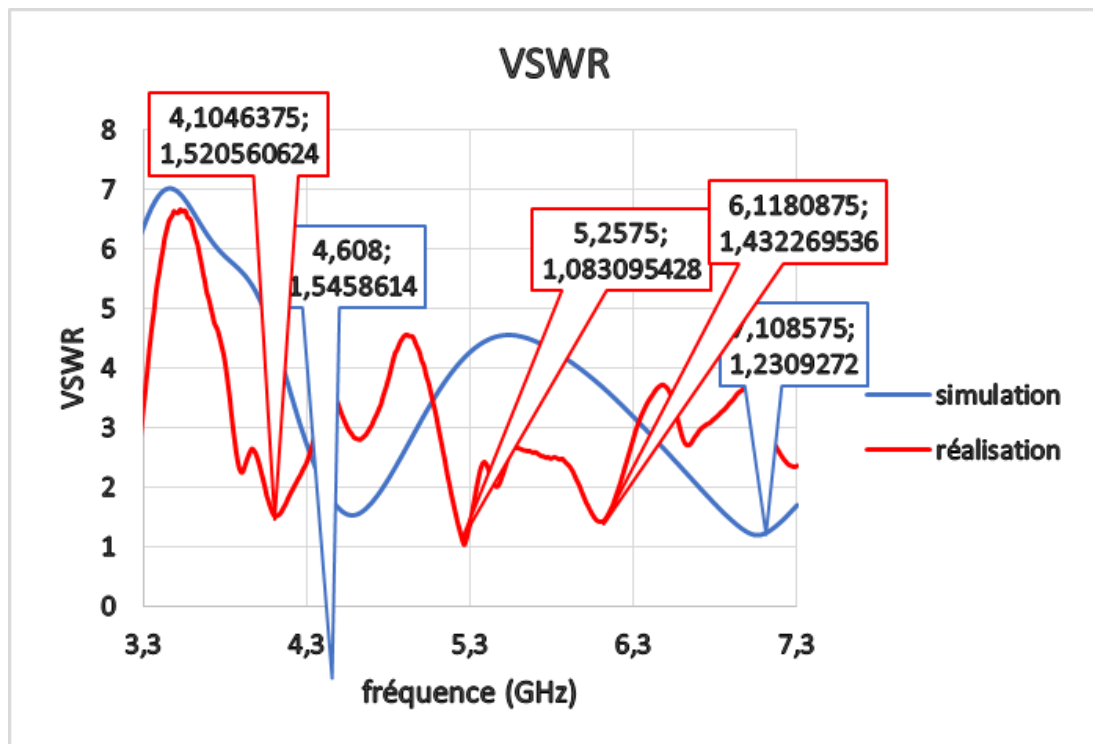


Figure IV.66. Comparaison de VSWR simulé et mesuré réseaux d'antenne à 2 éléments.

D'après cette figure nous remarquons que le rapport d'onde stationnaire VSWR est presque identique pour les deux fréquences 5.3GHz et 4.60 GHz.

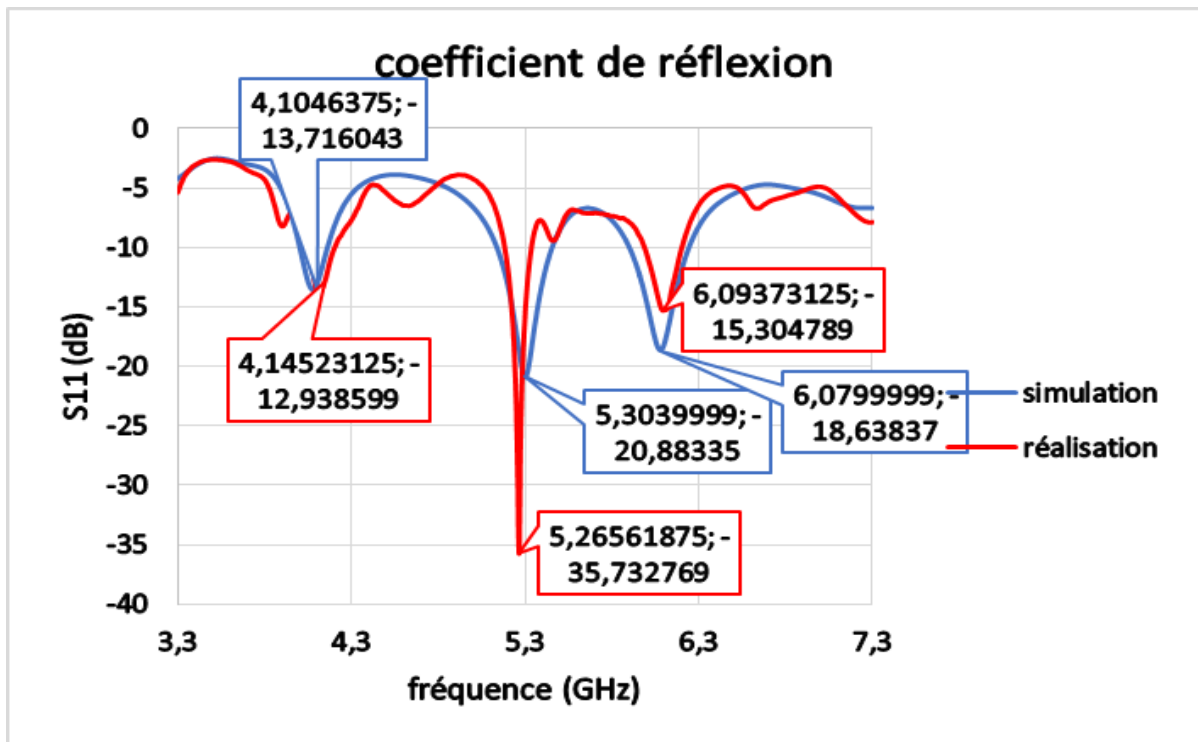


Figure IV.67. Comparaison de coefficient de réflexion simulé et mesuré réseaux d'antenne à éléments.

Nous remarquons d'après la figure IV.67 que les résultats de simulation et de mesure sont presque identiques pour les trois fréquences résonantes à 4.10 GHz , 5.30 GHz et 6.07 GHz avec une meilleure adaptation en réalisation . Concernant le S11 mesuré nous remarquons qu'il a trois fréquences de résonance avec une très bonne adaptation à 4.14 GHz avec un S11 de valeur 12.93 dB et à 5.26 GHz avec un S11 presque égale à -30 dB et pour la fréquence de 5.265 GHz avec un S11 de -35.73 dB en revanche pour S11 simulé nous remarquons que nous avons deux fréquences de résonance la première avec une bonne adaptation à 5.30 GHz avec un S11 de valeur -20.88 dB et la deuxième fréquence de 6.07 GHz à -18.63 dB . Ces résultats montrent que notre réseau d'antennes réalisé présente une très bonne adaptation comparée à celle simulé et un avantage de multi résonance pour application médicale.

#### IV.14.2 LE RESEAU D'ANTENNE A 4 ELEMENTS AVEC META

Afin de fabriquer une antenne à 4 éléments avec un métamatériau, nous avons modifié les dimensions des cellules CSRR à 0,5 mm en utilisant l'approximation la plus proche. Nous avons également créé une nouvelle structure pour cette antenne. La raison de cette modification est due à

l'incapacité des centres de développement d'antennes en Algérie à fabriquer une antenne avec des dimensions inférieures à 0,3mm. Il convient de noter que les cellules CSSR de l'antenne que nous avons précédemment créée avaient des dimensions inférieures à 0,3mm.

#### IV.14.1 Simulation d'un réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments

La figure IV-68 illustre un réseau d'antenne à quatre éléments avec 4 cellules métamatériaux incrustées sur le patch et le plan de masse en même temps.

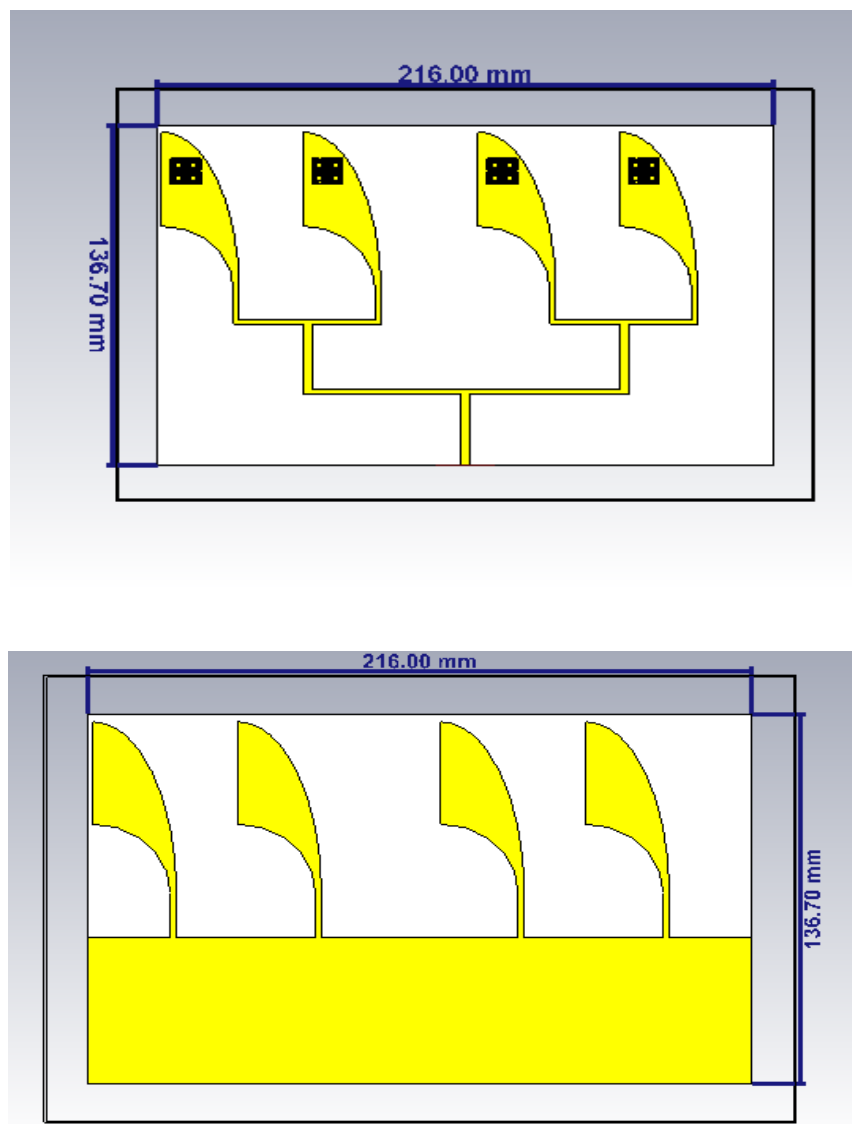


Figure IV.68. Réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments(patch et plane de mass).

Les résultats de la simulation sont présentés sur les figures suivantes :

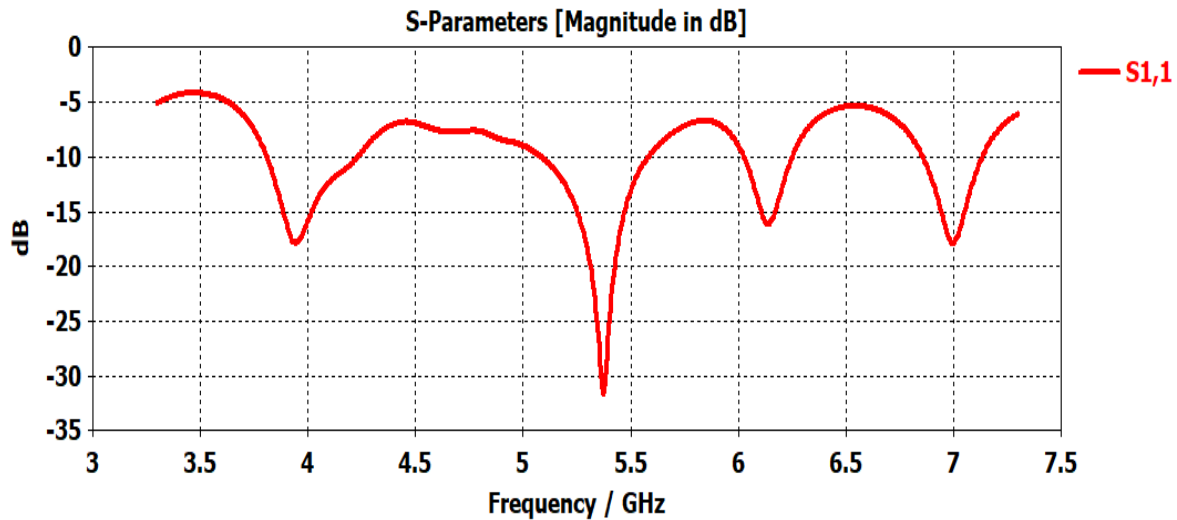


Figure IV.69. Coefficient de réflexion  $S_{11}$  d'un réseau d'antenne Avec méta à 4 éléments.

La figure IV-69 illustre une adaptation réussie, car le coefficient de réflexion  $S_{11}$  atteint un niveau proche de -32.06 dB à la fréquence de résonance de 5.37 GHz. Cela confirme que l'antenne est bien adaptée à cette fréquence spécifique.

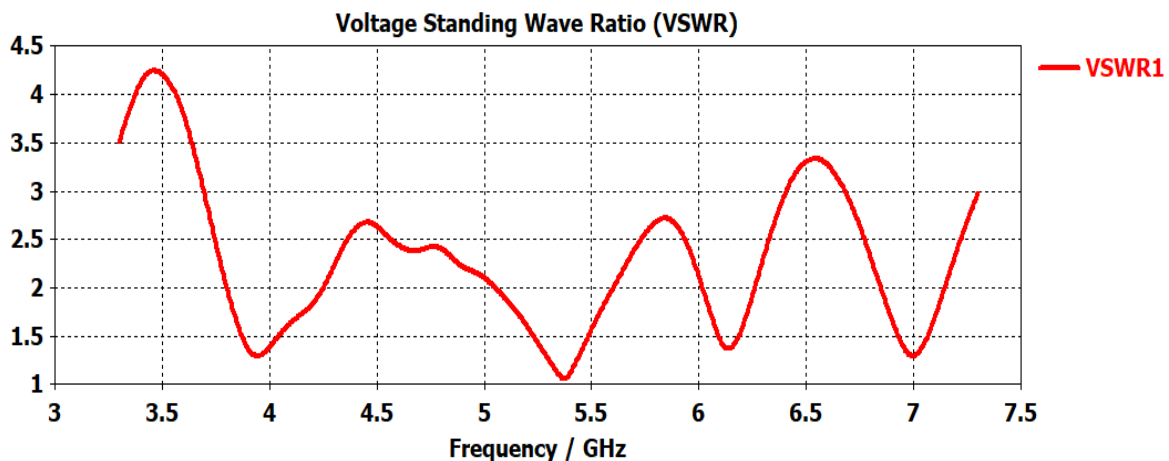
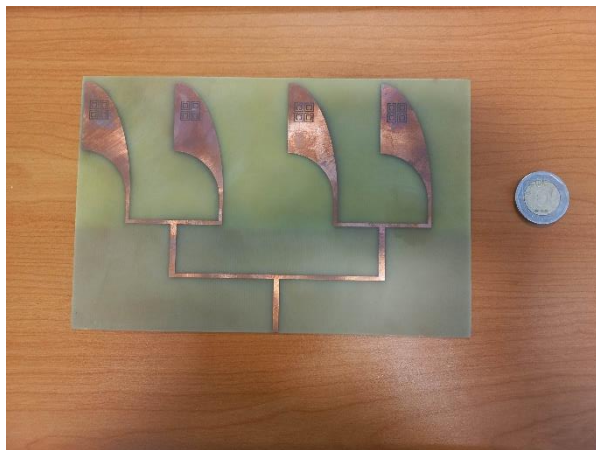


Figure IV.70. Le VSWR d'un réseau d'antenne Avec méta à 4 éléments.

Selon la figure IV-70, nous pouvons observer que le VSWR est inférieur à 2. Cela confirme que nos réseaux sont bien adaptés autour de la fréquence de résonance de 5.37 GHz.

#### IV.14.2 Réalisation d'un réseau d'antennes Vivaldi Avec méta à 4 éléments

La figure IV-71 illustre la réalisation d'un réseau d'antenne à 4 éléments avec Meta dans le laboratoire de réalisation et de développement des antennes ALMITECH au niveau d'Alger.



(a)



(b)

Figure IV.71 : (a) Réseau d'antenne à 4 éléments avec Méta à réaliser (face supérieure). (b) Réseau d'antenne à 4 éléments avec Méta à réaliser (face inférieure)

#### IV.14.2.1 Mesure des coefficients de réflexions et rapport d'onde stationnaire :

La configuration de mesure d'un réseau d'antenne montre dans la figure IV-72

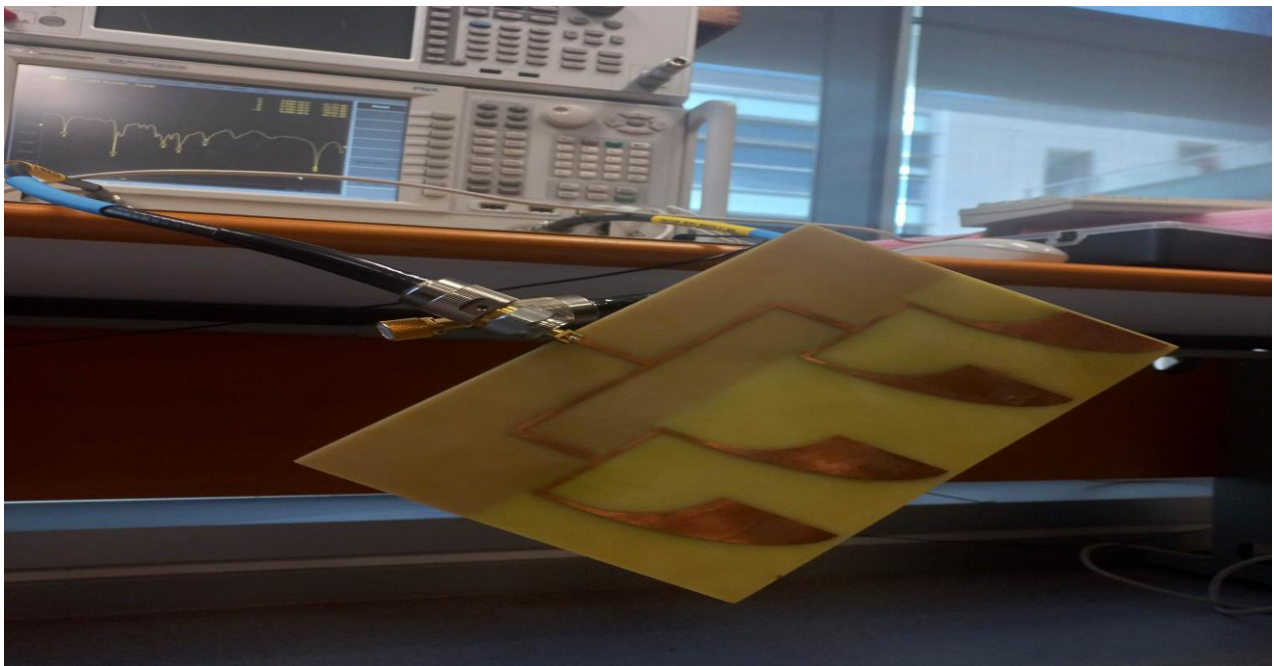


Figure IV.72. Résultats de mesures du réseau d'antenne à 4 éléments avec méta.

La figure IV-72 illustre les différentes mesures effectuées sur l'antenne réalisée. Après le test de l'antenne les résultats obtenus sont donnés sur les figures suivantes (IV-73, IV-74).

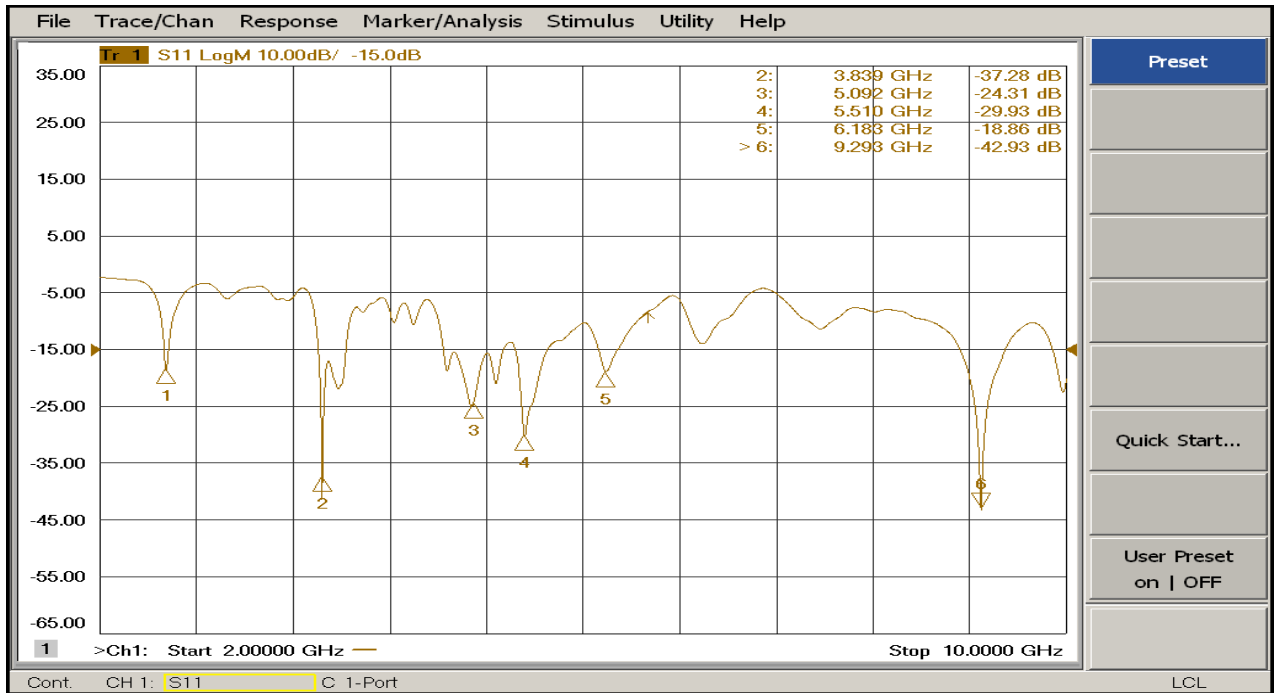


Figure IV.73. Coefficient de réflexion mesuré d'un réseau d'antenne à 4 éléments avec métamatériaux.

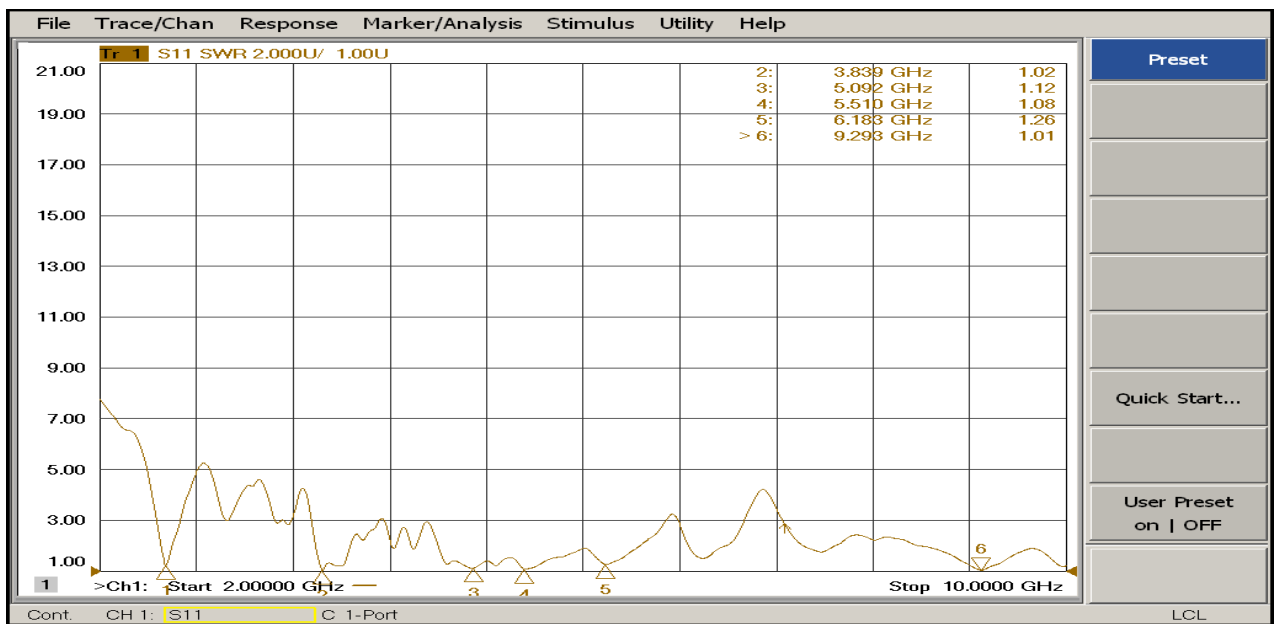


Figure IV.74. le rapport d'onde stationnaire d'un réseau d'antenne à 4 éléments avec métamatériaux.

Après avoir extrait les résultats de l'analyseur, nous les avons comparés avec les résultats de la simulation électromagnétique. Les figures suivantes présentent la comparaison entre la simulation et la mesure pour le réseau d'antennes à 4 éléments avec méta :

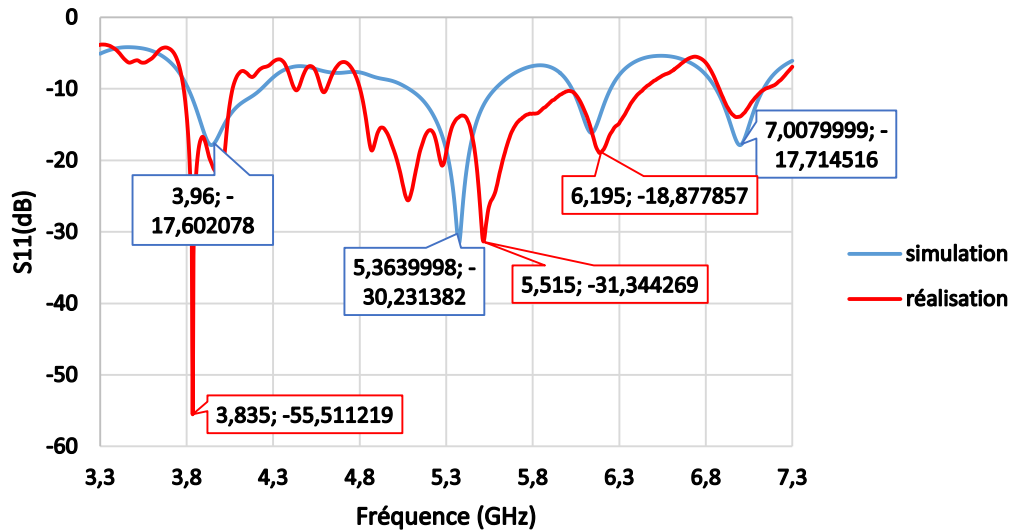


Figure IV.75. Comparaison de coefficient de réflexion simulé et mesuré réseaux d'antenne à 4 éléments avec métamatériaux.

Nous remarquons d'après la figure IV.75 que les résultats de simulation et de mesure sont presque identiques pour les trois fréquences résonantes à 3.96 GHz, 5.36GHz et 7.007 GHz avec une meilleure adaptation en réalisation. Concernant le S11 mesuré nous remarquons qu'il a trois fréquences de résonance avec une très bonne adaptation à 3.83 GHz avec un S11 de valeur -55.51 dB et à 5.51 GHz avec un S11 presque égale à -31.34 dB et pour la fréquence de 6.19 GHz avec un S11 de -18.87 dB en revanche pour S11 simulé nous remarquons que nous avons deux fréquences de résonance la première avec une bonne adaptation à 5.36 GHz avec un S11 de valeur -30.23 dB et la deuxième fréquence de 3.96 GHz à -17.60 dB. Ces résultats montrent que notre réseau d'antennes réalisé présente une très bonne adaptation comparée à celle simulé et un avantage de multi résonance pour application médicale.



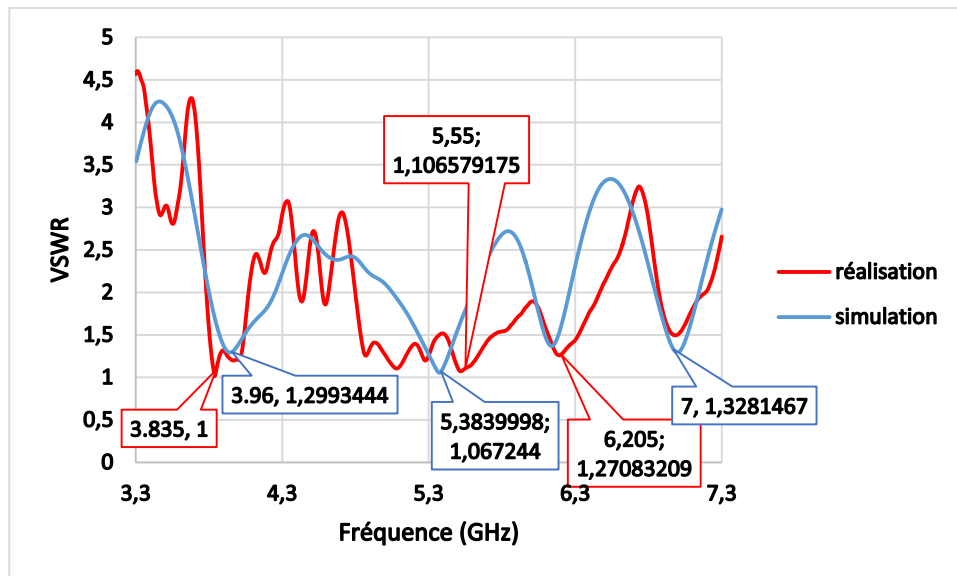


Figure IV.76. Comparaison de VSWR simulé et mesuré réseaux d'antenne à 4 éléments avec métamatériaux.

Nous remarquons que le VSWR est entre 1 et 2 dans les trois fréquences 3.83 GHz et 5.55 GHz et 6.20 GHz ce qui indique une bonne adaptation entre l'antenne et la ligne de transmission.

#### IV.15 CONCLUSION

Dans un premier temps nous avons conçu et réalisé une antenne initiale adaptée pour des applications médicales afin de détecter les tumeurs mammaires, les résultats obtenus par simulation sont en bon accord avec les mesures, par la suite, nous avons réalisé un réseau d'antennes à 2 ensuite à 4 éléments afin d'augmenter la valeur du gain et la directivité de l'antenne, pour les deux réseaux étudiés, les résultats obtenus sont satisfaisants.

Par la suite, nous avons pensé à miniaturiser l'antenne tout en gardant les mêmes propriétés et paramètres de l'antenne initiale en utilisant la méthode d'insertion des cellules métamatériaux sur le patch et le plan de masse afin de diminuer la taille de l'antenne initiale, le taux de miniaturisation est de 35.23%, puis nous avons conçu et réalisé les réseaux d'antennes miniaturisées à 2 et à 4 éléments pour augmenter la valeur du gain et de la directivité de l'antenne. Les résultats obtenus par simulation des antennes en utilisant le logiciel de simulation électromagnétique en 3D le CST à donner de très bons résultats en les comparant par les mesures.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] : Christophe COUTANT, « Synthèse, assemblage et caractérisation de matériaux plasmoniques pour une application aux méta-matériaux », Thèse de doctorat, Université de BORDEAUX, le 16 Décembre 2014.
- [2] : [https://www.changpuak.ch/electronics/Antipodal\\_Vivaldi\\_Antenna\\_Designer.php](https://www.changpuak.ch/electronics/Antipodal_Vivaldi_Antenna_Designer.php)
- [3] : Tahar BOUGOUTAIA « Analyse et conception des antennes microstrip a base de méta-matériaux », Msila – Algérie, 24/05/2018.
- [4] : OUKEBDANE Mohamed et BELKACEM Mohamed « Etude des antennes ULB à bande de rejection en utilisant le résonateur en anneau fendu et son complémentaire » Tlemcen - Algérie, 22 Juin 2017.
- [5] : A. Larbi, M. Mehtar Tani « Conception et simulation des techniques d'alimentation d'un réseau d'antennes micro rubans » Mémoire de Master, Université –Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib 2022.
- [6] : M.F.A. Benazzouz, M.R. Boutbici « Miniaturisation d'un réseau d'antennes pour les applications IoT » Mémoire de Master, Université AbouBekr Belkaïd– Tlemcen – Faculté de TECHNOLOGIE 2022.
- [7]: L. Josefsson and P. Persson, Conformal array antenna theory and design, IEEE Press. 2006.
- [8] : Synthèse de diagramme de rayonnement d'un réseau d'antennes linéaires par la méthode Dolph-Tchebycheff - Scientific Figure on ResearchGate.
- [9] : NELSON JORGE, Gonçalve Fonseca. Etude de Systèmes Micro-ondes d'Alimentation d'Antennes Réseau pour Application Multifaisceaux. Université de Toulouse : s.n., 15/10/2010.
- [10] : BOUAKA, ASMA et TEMMAR, LOUIZA. Simulation d'un réseau d'antenne pour les mobiles 5G avec CST Micro Wave Studio. 25/06/2018.
- [11] : M.A.K. Goual, M.F.A. Houari « Conception d'un réseau d'antenne miniaturisé pour les applications 5G » Mémoire de Master, Université AbouBekr Belkaïd– Tlemcen – Faculté de TECHNOLOGIE 2022.

## **CONCLUSION GENERALE**

## **CONCLUSION GENERALE**

L'objectif de ce mémoire consiste à analyser l'impact des matériaux composites, plus précisément les métamatériaux, les caractéristiques des antennes Vivaldi utilisées dans le domaine spécifique de l'imagerie médicale. Cette étude vise à évaluer comment l'utilisation de ces matériaux particuliers peut influencer les propriétés des antennes et ainsi améliorer leur performance dans le contexte médical.

Dans le premier chapitre, nous avons introduit les notions générales sur les antennes, en définissant leurs caractéristiques de rayonnement et électriques. Nous avons également exploré les antennes ultra large bande (UWB) par la méthode du plan partiel et les différentes techniques d'alimentation et d'adaptation des antennes planaires ainsi les différents types d'antennes Vivaldi avec une étude approfondie de l'antenne Vivaldi à fente conique avec toutes ses caractéristiques.

Dans le deuxième chapitre, nous avons consacré notre attention à l'imagerie médicale, en explorant différentes modalités telles que les rayons X, l'échographie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Notre étude s'est également focalisée sur l'application de l'imagerie médicale dans le diagnostic du cancer du sein. Nous avons examiné en détail les différents types de tumeurs mammaires ainsi que les stades du cancer associés à ces tumeurs. Notre objectif était de comprendre comment l'imagerie médicale peut jouer un rôle crucial dans la détection précoce, le suivi et le traitement du cancer du sein.

Dans le troisième chapitre, nous citons différents types de métamatériaux, à la fois électriques SRR carré, et magnétiques CSRR carré. Les métamatériaux se caractérisent par une permittivité négative et une perméabilité magnétique qui entraînent des indices de réfraction négatifs. Ces propriétés peuvent être obtenues grâce à des structures comme les résonateurs en forme de SRR (Square Split Ring Resonators) et CSRR (Complementary Square Split Ring Resonators), qui présentent des polarisabilités électriques et magnétiques avec des valeurs négatives dans la bande de résonance. Cette bande de résonance est étroite et correspond à un phénomène de dispersion négative. La technique des métamatériaux permet la miniaturisation des dimensions de l'antenne patch et par la suite les réseaux d'antennes afin de les encastres.

Dans le quatrième chapitre, nous avons appliqué les métamatériaux aux structures radiatives, en particulier aux antennes Vivaldi. Nous avons proposé des techniques visant à améliorer les performances de ces antennes. Une approche consiste à intégrer le métamatériau sur le patch et le plan de masse de l'antenne. Nous avons analysé le comportement en fréquence de l'antenne

métamatériaux et obtenu son diagramme de rayonnement grâce à des simulations réalisées avec le logiciel CST. De plus, nous avons étudié un modèle de sein afin de simuler la présence d'une tumeur à l'intérieur de celui-ci en utilisant également le logiciel CST. Nous avons ensuite effectué le processus de transmission des données à travers le réseau d'antennes et présenté les résultats obtenus lors de nos simulations. La technique des réseaux d'antennes planaires est surtout utilisée pour l'augmentation du gain de l'antenne.

En conclusion, ce travail de recherche a permis de développer un réseau d'antenne Vivaldi miniaturisé adapté aux applications médicales. Les résultats de simulations ont démontré les performances de l'antenne en termes de coefficient de réflexion, de taux d'onde stationnaire et de détection de tumeurs. Ces résultats ouvrent la voie à de futures applications dans le domaine de l'imagerie médicale et de la détection des cancers de seins.

# **ANNEXE**

Top of Form

Nom de l'entreprise:

CAVAM

Date:

22/06/2023

## Business Model Canvas

Bottom of Form

<i>Partenaires clés</i>	<i>Activités clés</i>	<i>Valeur Proposée</i>	<i>Relation client</i>	<i>Segments de clientèle</i>
<ul style="list-style-type: none"> <li>● 1. Établissements de recherche : Capacités de recherche au projet.</li> <li>● 2. Professionnels de la santé et</li> <li>● 3. Organismes de réglementation et autorités</li> <li>● 4. Entreprises manufacturières :</li> <li>● 5. Agences de financement et investisseurs :</li> <li>● 6. Associations et sociétés professionnelles</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● 1. Révision théorique</li> <li>● 2. Optimisation des paramètres d'antenne</li> <li>● 3. Intégration avec les systèmes d'imagerie</li> <li>● 4. Tests in vivo et essais cliniques</li> <li>● 5. Traitement du signal et reconstruction d'image</li> <li>● 6. Évaluation de la biocompatibilité et de la sécurité</li> <li>● 7. Optimisation des coûts et évolutivité</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● 1.. Technologie de pointe et miniaturisation pour une antenne miniature Vivaldi pour la détection du cancer du sein.</li> <li>● 2. Méthodologie de recherche rigoureuse, y compris la modélisation, le prototypage et la validation expérimentale.</li> <li>● 3. Pertinence pour l'industrie médicale pour une détection précise et non invasive du cancer du sein.</li> <li>● 4. Protection de la propriété intellectuelle par le biais de demandes de brevet et d'autres moyens juridiques.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● 1. Engagement et rétroaction des patients</li> <li>● 2. Collaboration avec les prestataires de soins</li> <li>● 3. Considérations éthiques et consentement éclairé</li> <li>● 4. Support et suivi à long terme</li> <li>● 5. Recherche collaborative et partage des connaissances :</li> <li>● 6. Interface et assistance conviviales</li> <li>● 7. Plaidoyer et autonomisation des patients</li> <li>● 8. Communication et éducation sur mesure</li> <li>● 9. Rétroaction et amélioration continues</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● 1. Fabricants et distributeurs de dispositifs médicaux</li> <li>● 2. Institutions académiques et de recherche</li> <li>● 3. Établissements de santé et cliniques du cancer du sein</li> <li>● 4. Radiologues, oncologues et professionnels de la santé</li> <li>● 5. Agences de réglementation et organismes de normalisation</li> </ul>

	<p><b><i>Ressources clés</i></b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>● 1. Installations de recherche</li><li>● 2. Ressources informatiques</li><li>● 3. Matériaux et composants</li><li>● 4. Personnel de recherche</li><li>● 5. Financement</li><li>● 6. Réseaux de collaboration</li><li>● 7. Connaissances réglementaires</li><li>● 8. Échantillons et données cliniques</li><li>● 9. Équipement de test et de mesure</li><li>● 10. Propriété intellectuelle</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>● 5. Collaboration avec des partenaires industriels pour le transfert de technologie et la commercialisation.</li><li>● 6. Recherche active de financements et de subventions pour soutenir les efforts de recherche.</li><li>● 7. Assurance qualité et respect des normes éthiques et réglementaires.</li></ul>	<p><b><i>Canaux de distribution</i></b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>● 1. Canaux académiques et de recherche</li><li>● 2. Canaux de collaboration de l'industrie</li><li>● 3. Canaux de collaboration clinique :</li><li>● 4. Canaux réglementaires et normatifs</li><li>● 5. Canaux d'engagement des patients</li></ul>	
--	---	--	---	--



**Structure des coûts**

- 1. Personnel de recherche :
  - 2. Équipement et matériel :
    - Équipement spécialisé de fabrication d'antennes : 50 000 DZD y compris :
      - substrat:
        1. FR4
        2. Roger TR508
        3. Silicone di-oxide
      - Matériels:
        1. Cuivre (Copper)
        2. Graphene
      - Connecteurs: SM chambre anéchoïde, graveur, analyseur de spectre.
    - Coût d'achat ou de location d'équipements spécialisés, tels que des outils de fabrication de PCB, des stations de soudage et des instruments de test RF.
    - Logiciels et outils de simulation : 20 000 DZD
    - Frais de licence pour les logiciels de simulation électromagnétique (par exemple, CST Microwave Studio, HFSS) et autres outils de conception et d'analyse.
    - Matériaux et composants d'antenne : 30 000 DZD
    - Coût d'achat de substrats d'antenne, de matériaux conducteurs, de connecteurs et d'autres composants nécessaires.
- Sachant qu'au début on va être collaboré avec des experts pour nous construire cette antenne.
- 3. Installations de recherche
  - 4. Ressources de données et d'imagerie
  - 5. Protection de la propriété intellectuelle
  - 6. Partenariats collaboratifs
  - 7. Conformité réglementaire
  - 8. Publication et diffusion
  - 9. Voyages et communications
  - 10. Gestion de projet

**Sources de revenus**

1. Vente de systèmes d'antenne :
2. Licences et redevances :
3. Subventions et financement de recherche :
4. Frais de collaboration et de consultation :
5. Propriété intellectuelle :
6. Transfert de technologie :
7. Ventes de résultats de recherche :

Il est important de noter que le flux de revenus de ce projet peut varier en fonction de la demande du marché, de la concurrence, des approbations réglementaires et de la mise en œuvre réussie de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

---

## *Valeur de proposition*

---

- 1. Technologie de pointe et miniaturisation pour une antenne miniature Vivaldi pour la détection du cancer du sein.
- 2. Méthodologie de recherche rigoureuse, y compris la modélisation, le prototypage et la validation expérimentale.
- 3. Pertinence pour l'industrie médicale pour une détection précise et non invasive du cancer du sein.
- 4. Protection de la propriété intellectuelle par le biais de demandes de brevet et d'autres moyens juridiques.
- 5. Collaboration avec des partenaires industriels pour le transfert de technologie et la commercialisation.
- 6. Recherche active de financements et de subventions pour soutenir les efforts de recherche.
- 7. Assurance qualité et respect des normes éthiques et réglementaires

---

## *Segments de clientèle*

---

### **1. Fabricants et distributeurs de dispositifs médicaux :**

- Entreprises établies spécialisées dans le développement, la fabrication et la distribution de dispositifs médicaux, y compris les équipements d'imagerie.

- Le segment de clientèle comprend les grands fabricants de dispositifs médicaux axés sur les systèmes d'imagerie diagnostique, ainsi que les petites entreprises spécialisées dans les dispositifs médicaux de niche.

- Ces sociétés disposent de canaux de distribution et de relations avec les prestataires de soins de santé, ce qui en fait des partenaires potentiels pour la commercialisation et l'intégration de l'antenne miniaturisée Vivaldi dans leur portefeuille de produits.

- Les facteurs clés pour ce segment de clientèle incluent la compatibilité de l'antenne avec les systèmes d'imagerie existants, la conformité réglementaire et le potentiel d'amélioration de la précision du diagnostic et des résultats pour les patients.

### **● 2. Institutions académiques et de recherche :**

- Universités, centres de recherche et écoles de médecine dotés de départements ou de groupes de recherche dédiés à l'imagerie médicale, à la recherche sur le cancer et à la conception d'antennes.

- Le segment de clientèle comprend les professeurs, les chercheurs et les étudiants diplômés engagés dans la recherche scientifique et l'innovation.

---

- Des opportunités de collaboration peuvent être explorées avec ces institutions pour tirer parti de leur expertise, de l'accès à des installations de pointe et des sources de financement potentielles pour le projet de recherche.

- Les facteurs clés pour ce segment de clientèle incluent la rigueur scientifique du projet, le potentiel d'avancement des connaissances dans le domaine et l'opportunité de publication et de reconnaissance académique.

● **3. Établissements de santé et cliniques du cancer du sein :**

- Hôpitaux, cliniques et établissements de santé spécialisés offrant des services de dépistage, de diagnostic et de traitement du cancer du sein.

- Le segment de clientèle comprend les administrateurs, les radiologues, les oncologues et d'autres professionnels de la santé impliqués dans les soins du cancer du sein.

- L'antenne miniaturisée Vivaldi peut être positionnée comme un outil innovant pour améliorer la détection du cancer du sein et améliorer les résultats pour les patients.

- La collaboration avec les établissements de santé peut impliquer la réalisation d'essais cliniques, l'obtention de données sur les patients et l'évaluation des performances de l'antenne dans des contextes cliniques réels.

- Les facteurs clés pour ce segment de clientèle incluent la sensibilité, la spécificité, la facilité d'utilisation, l'intégration avec les flux de travail existants et les économies potentielles ou les améliorations d'efficacité de l'antenne.

● **4. Radiologues, oncologues et professionnels de la santé :**

- Des spécialistes dans les domaines de la radiologie, de l'oncologie et de la recherche sur le cancer du sein qui peuvent fournir des informations et une expertise précieuses.

- Le segment de clientèle comprend des radiologues expérimentés, des oncologues et des chercheurs spécialisés dans la détection et le traitement du cancer du sein.

- Les opportunités de collaboration peuvent impliquer la recherche de leurs commentaires sur la conception, les performances et les applications cliniques potentielles de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

- Les radiologues et les oncologues peuvent fournir des commentaires sur la capacité de l'antenne à détecter avec précision le cancer du sein, son impact sur les soins aux patients et l'intégration potentielle avec les modalités d'imagerie existantes.

- Les facteurs clés pour ce segment de clientèle comprennent la pertinence clinique, la fiabilité, la sécurité et le potentiel de l'antenne pour améliorer les résultats des patients et les décisions de traitement.

● **5. Agences de réglementation et organismes de normalisation :**

- Organismes de réglementation gouvernementaux chargés de superviser l'approbation, la certification et la conformité des dispositifs médicaux.

- Le segment de clientèle comprend des responsables d'agences de réglementation et d'organismes de normalisation impliqués dans la réglementation et la sécurité des dispositifs médicaux.

- La collaboration avec ces agences est essentielle pour s'assurer que le projet de recherche est conforme aux exigences réglementaires, aux directives éthiques et aux normes de sécurité.

- Les facteurs clés pour ce segment de clientèle comprennent le respect des directives réglementaires, la documentation de l'innocuité et de l'efficacité et l'obtention des approbations nécessaires pour la commercialisation future.

## ***Relation client***

---

- **1. Engagement et rétroaction des patients :**

- Établir une approche centrée sur le patient en impliquant les patientes et les survivantes du cancer du sein dans le projet de recherche.

- Solliciter leurs commentaires et commentaires sur la conception, la convivialité et l'acceptabilité de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

- Mener des groupes de discussion, des sondages ou des entrevues pour comprendre les besoins, les préférences et les attentes des patientes concernant les technologies de détection du cancer du sein.

- **2. Collaboration avec les prestataires de soins :**

- Collaborer avec les prestataires de soins de santé, tels que les radiologues, les oncologues et les spécialistes du cancer du sein, pour comprendre leurs besoins et leurs perspectives cliniques.

- Solliciter leur avis sur les avantages potentiels et les limites de l'antenne miniaturisée Vivaldi pour la détection du cancer du sein.

- Engager des discussions pour s'assurer de la compatibilité de l'antenne avec les systèmes et protocoles d'imagerie médicale existants.

- **3. Considérations éthiques et consentement éclairé :**

- Adhérer aux directives éthiques et obtenir les approbations éthiques appropriées des conseils d'examen institutionnels ou des comités d'éthique pertinents.

- Garantir le consentement éclairé des participants impliqués dans les essais cliniques, les tests ou la collecte de données.

- Maintenir la confidentialité et la confidentialité des données des patients et respecter les règles de protection des données.

- **4. Support et suivi à long terme :**

---

- Mettre en place un dispositif d'accompagnement sur le long terme des patients et soignants utilisant l'antenne miniaturisée Vivaldi.

- Offrir des séances de formation et d'éducation aux professionnels de la santé sur l'utilisation et l'interprétation efficaces des signaux d'antenne pour la détection du cancer du sein.

- Mettre en place un système de suivi régulier des patientes pour suivre leur évolution et évaluer l'efficacité à long terme de l'antenne dans la détection précoce du cancer du sein.

● **5. Recherche collaborative et partage des connaissances :**

- S'engager dans des initiatives de recherche collaborative avec des prestataires de soins de santé, des instituts de recherche et des partenaires industriels pour améliorer la pertinence clinique et l'impact de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

- Partager les résultats de la recherche, les meilleures pratiques et les leçons apprises avec la communauté scientifique et médicale au sens large par le biais de publications, de conférences et d'ateliers.

- Favoriser une culture d'échange de connaissances, de communication ouverte et de collaboration pour encourager l'amélioration continue et l'innovation dans la détection du cancer du sein.

● **6. Interface et assistance conviviales :**

- Concevoir une interface conviviale pour l'antenne miniaturisée Vivaldi, garantissant une facilité d'utilisation pour les prestataires de soins et les techniciens.

- Fournir des manuels d'utilisation complets, des directives et un support technique pour faciliter l'utilisation, le dépannage et la maintenance appropriés du système d'antenne.

- Incorporer les commentaires des utilisateurs finaux pour améliorer l'expérience utilisateur de l'antenne et résoudre tout problème d'utilisabilité qui pourrait survenir.

● **7. Plaidoyer et autonomisation des patients :**

- Promouvoir la défense des patients en les sensibilisant aux technologies de détection du cancer du sein et à l'importance du diagnostic précoce.

- Autonomiser les patientes en leur fournissant du matériel éducatif, des ressources et des réseaux de soutien liés à la détection du cancer du sein et aux options de traitement.

- S'engager avec des groupes de défense des patients, des organisations à but non lucratif et aider les communautés à collaborer à des campagnes de sensibilisation et à des initiatives éducatives.

● **8. Communication et éducation sur mesure :**

- Développer des stratégies de communication sur mesure pour interagir efficacement avec différents segments de clientèle, y compris les patients, les prestataires de soins de santé et les organismes de réglementation.

- Fournir du matériel pédagogique, des ateliers et des séminaires pour améliorer la compréhension des clients de l'antenne miniaturisée Vivaldi, de ses avantages et de son rôle dans la détection du cancer du sein.

- Personnaliser les canaux de communication et le contenu en fonction des besoins et des préférences de chaque segment de clientèle.

● **9. Rétroaction et amélioration continues :**

- Établir des mécanismes pour recueillir les commentaires des clients, y compris les patients, les prestataires de soins de santé et les collaborateurs de recherche.

- Évaluer régulièrement la satisfaction des clients, répondre aux préoccupations et identifier les domaines à améliorer en termes de conception, de convivialité et de performances de l'antenne.

- Utiliser les commentaires des clients pour piloter le développement itératif et s'assurer que l'antenne miniaturisée Vivaldi répond à l'évolution des besoins et des attentes du marché cible

## ***Canaux de distribution***

---

● **1. Canaux académiques et de recherche :**

- Collaborer avec des institutions académiques et des centres de recherche par le biais de partenariats académiques, de projets de recherche conjoints et de conférences scientifiques.

- Présenter les résultats de la recherche et les mises à jour du projet lors de conférences, de symposiums et d'ateliers pertinents auxquels participent des chercheurs et des universitaires dans le domaine de l'imagerie médicale et de la recherche sur le cancer.

- Publier des articles de recherche dans des revues universitaires réputées pour diffuser les connaissances et attirer l'attention de la communauté universitaire.

- Participer à des consortiums de recherche et à des programmes de subventions axés sur la technologie médicale et l'innovation pour accéder à des opportunités de financement et se faire connaître auprès de collaborateurs potentiels.

● **2. Canaux de collaboration de l'industrie :**

- S'engager avec les fabricants de dispositifs médicaux et les partenaires de l'industrie par le biais d'événements de réseautage, de conférences de l'industrie et de salons professionnels.

---

- Établir des partenariats directs ou des accords de licence avec des entreprises spécialisées dans les équipements d'imagerie médicale, la technologie des antennes ou le diagnostic du cancer du sein.

- Tirez parti des relations existantes avec des experts et des professionnels de l'industrie pour obtenir des informations, accéder à des ressources et explorer des pistes de commercialisation et de transfert de technologie.

- Assistez à des événements et forums spécifiques à l'industrie pour présenter l'antenne miniaturisée Vivaldi et ses applications potentielles dans la détection du cancer du sein.

● **3. Canaux de collaboration clinique :**

- Collaborez avec les établissements de santé, les hôpitaux et les cliniques de lutte contre le cancer du sein pour mener des essais cliniques et évaluer les performances de l'antenne dans des contextes cliniques réels.

- Établir des partenariats avec des radiologues, des oncologues et d'autres professionnels de la santé impliqués dans les soins du cancer du sein pour obtenir leur soutien et leur expertise.

- Présenter des propositions de recherche et des mises à jour de projets à l'administration hospitalière, aux conseils de recherche clinique et aux comités d'éthique pour obtenir les approbations nécessaires à la conduite d'essais cliniques.

- Participez à des discussions et à des plateformes de partage des connaissances avec des professionnels de la santé pour recueillir des commentaires, répondre à des préoccupations et explorer des collaborations potentielles.

● **4. Canaux réglementaires et normatifs :**

- Établir des canaux de communication avec les organismes de réglementation et les organismes de normalisation responsables de l'approbation et de la conformité des dispositifs médicaux.

- Demandez conseil et restez informé des exigences réglementaires, des directives éthiques et des normes de sécurité pertinentes pour le projet de recherche.

- Consulter des experts réglementaires ou des conseillers juridiques spécialisés dans la réglementation des dispositifs médicaux pour assurer la conformité tout au long du cycle de vie du projet.

- S'engager dans des discussions et des ateliers organisés par les organismes de réglementation pour comprendre leurs attentes et répondre à toute préoccupation liée à la sécurité, l'efficacité et la conformité.

● **5. Canaux d'engagement des patients :**

- Collaborer avec des groupes de défense du cancer du sein, des associations de patientes et des réseaux de soutien pour dialoguer avec les patientes atteintes du cancer du sein et recueillir leurs idées.

- Organiser des groupes de discussion, des sondages ou des entretiens avec les patientes pour comprendre les besoins, les préférences et les attentes des patientes en matière de détection et de diagnostic du cancer du sein.
- Tirer parti des plateformes de médias sociaux, des forums en ligne et des sites Web centrés sur les patients pour faire connaître le projet de recherche et impliquer les patients dans son développement.
- Partagez les mises à jour du projet, les jalons et les réussites des patients via des newsletters, des articles de blog ou des sites Web dédiés au projet pour maintenir l'engagement et le soutien des patients.

## ***Partenaires clés***

---

- **1. Établissements de recherche :**

- National Institute of Health (NIH) : la collaboration avec le NIH peut donner accès aux données de recherche sur le cancer du sein, à l'expertise en imagerie médicale et aux opportunités d'essais cliniques.
- Laboratoires de recherche universitaires : un partenariat avec des universités spécialisées dans la conception d'antennes, les simulations électromagnétiques et les applications médicales peut apporter des connaissances approfondies et des capacités de recherche au projet.

- **2. Professionnels de la santé et praticiens :**

- Spécialistes du cancer du sein : la collaboration avec des radiologues, des oncologues et d'autres professionnels de la santé spécialisés dans le diagnostic et le traitement du cancer du sein peut garantir que la conception de l'antenne répond aux exigences spécifiques de la communauté médicale.
- Cliniques et hôpitaux : le partenariat avec des établissements de santé qui se concentrent fortement sur la détection et le traitement du cancer du sein permet des études de validation clinique, l'accès aux données des patients et des opportunités de test dans le monde réel.

- **3. Organismes de réglementation et autorités sanitaires :**

- Food and Drug Administration (FDA) : travailler en étroite collaboration avec la FDA est essentiel pour naviguer dans le processus d'approbation réglementaire des dispositifs médicaux, en garantissant la conformité aux normes de sécurité et d'efficacité.
- Agence européenne des médicaments (EMA) : la collaboration avec l'EMA peut faciliter le processus de marquage CE, permettant à l'antenne d'être commercialisée et utilisée dans les pays de l'Union européenne.

- **4. Entreprises manufacturières :**



- Fabricants d'électronique : le partenariat avec des entreprises expérimentées dans la production et la fabrication d'antennes peut fournir une expertise dans les techniques de fabrication, le contrôle de la qualité et l'évolutivité pour la production de masse.

- Fournisseurs de matériaux : collaborer avec des fournisseurs de matériaux spécialisés, tels que des polymères conducteurs ou des substrats diélectriques, peut garantir la disponibilité de composants adaptés à l'antenne miniaturisée.

- **5. Agences de financement et investisseurs :**

- Subventions gouvernementales : la collaboration avec des organismes gouvernementaux offrant des subventions pour la recherche médicale et le développement technologique peut garantir le financement du projet.

- Sociétés de capital-risque : le partenariat avec des investisseurs axés sur les startups de technologie médicale peut fournir des ressources financières et des conseils stratégiques pour soutenir le développement et la commercialisation de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

- **6. Associations et sociétés professionnelles :**

- Radiological Society of North America (RSNA) : le partenariat avec des associations professionnelles et des sociétés axées sur la radiologie et le cancer du sein peut donner accès à un réseau d'experts, à des conférences et à des ressources pédagogiques.

- Société internationale pour la résonance magnétique en médecine (ISMRM) : la collaboration avec des organisations dédiées à l'avancement de la technologie d'imagerie par résonance magnétique (IRM) peut contribuer à l'optimisation de l'antenne Vivaldi pour la détection du cancer du sein par IRM.

## *Activités clés*

---

Les activités clés (Key Activities) font référence aux actions principales que vous devez entreprendre pour offrir votre proposition de valeur et faire fonctionner votre entreprise. Dans le contexte de votre projet d'antenne Vivaldi miniaturisée pour la détection des tumeurs cancéreuses, voici quelques activités clés importantes à considérer :

- **1 Révision théorique**

:

- Mener un examen approfondi des recherches scientifiques existantes sur la conception des antennes Vivaldi, les techniques d'imagerie médicale et les méthodologies de détection du cancer du sein.

- Analyser et synthétiser les documents de recherche, les brevets et les documents techniques pertinents pour identifier les lacunes et les opportunités d'innovation.

- **2. Optimisation des paramètres d'antenne :**

- Étudiez les effets des différentes dimensions, matériaux et techniques de fabrication de l'antenne sur les performances de l'antenne.

- Optimisez les paramètres tels que la taille de l'antenne, le matériau du substrat, la technique d'alimentation et l'adaptation d'impédance pour une sensibilité et une résolution améliorées.

● **3. Intégration avec les systèmes d'imagerie :**

- Explorez l'intégration de l'antenne miniaturisée Vivaldi avec les systèmes d'imagerie médicale existants tels que l'échographie, l'IRM ou la radiographie.

- Développer des techniques pour synchroniser les signaux d'antenne avec les modalités d'imagerie afin d'améliorer la précision et l'efficacité de la détection du cancer du sein.

● **4. Tests in vivo et essais cliniques :**

- Collaborer avec des professionnels de la santé et des organismes de réglementation pour mener des tests in vivo et des essais cliniques de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

- Obtenez les approbations éthiques et le consentement éclairé des patients pour évaluer les performances et la sécurité de l'antenne dans un environnement clinique réel.

● **5. Traitement du signal et reconstruction d'image :**

- Développer des algorithmes pour le traitement du signal, la reconstruction d'images et l'extraction de caractéristiques à partir des signaux d'antenne reçus.

- Étudier les techniques d'apprentissage automatique et d'intelligence artificielle pour améliorer la précision et l'efficacité de la détection du cancer du sein à l'aide de l'antenne Vivaldi.

● **6. Évaluation de la biocompatibilité et de la sécurité :**

- Réaliser des études de biocompatibilité pour évaluer l'interaction de l'antenne avec les tissus biologiques et assurer sa sécurité pour une utilisation à long terme.

- Enquêter sur les risques potentiels tels que l'exposition aux rayonnements électromagnétiques et évaluer la conformité aux normes et directives réglementaires.

● **7. Optimisation des coûts et évolutivité :**

- Explorer des techniques et des matériaux de fabrication rentables pour permettre la production à grande échelle de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

---

- Évaluer le processus de fabrication et identifier les opportunités de réduction des coûts sans compromettre les performances et la qualité.

## ***Ressources clés***

---

Les ressources clés (Key Resources) sont les actifs matériels et immatériels nécessaires pour fournir votre proposition de valeur et soutenir votre modèle d'entreprise. Dans le contexte de votre projet d'antenne Vivaldi miniaturisée pour la détection des tumeurs cancéreuses, voici quelques ressources clés importantes à considérer :

- **1. Installations de recherche** : Accès à des laboratoires de recherche bien équipés avec des équipements spécialisés pour la conception, la fabrication et la caractérisation d'antennes.
- **2. Ressources informatiques** : systèmes informatiques et outils logiciels hautes performances pour la modélisation, la simulation et l'analyse de données électromagnétiques.
- **3. Matériaux et composants** : sources fiables de matériaux de haute qualité tels que des substrats, des matériaux conducteurs et des diélectriques nécessaires à la fabrication d'antennes.
- **4. Personnel de recherche** : Une équipe de chercheurs, d'ingénieurs et de techniciens expérimentés ayant une expertise dans la conception d'antennes, la théorie électromagnétique, le traitement du signal et le génie biomédical.
- **5. Financement** : Des ressources financières adéquates pour soutenir les activités de recherche, acheter du matériel et de l'équipement et couvrir les dépenses de fonctionnement.
- **6. Réseaux de collaboration** : partenariats de collaboration avec des institutions universitaires, des centres médicaux et des organisations industrielles pour tirer parti de leur expertise, de leurs ressources et de leurs données pour la recherche et la validation.
- **7. Connaissances réglementaires** : accès aux directives et connaissances réglementaires pour assurer la conformité aux normes éthiques, aux réglementations sur la sécurité des patients et aux exigences de protection de la propriété intellectuelle.

- **8. Échantillons et données cliniques** : accès aux échantillons cliniques pertinents, aux données des patients et aux ensembles de données d'imagerie pour la validation et la comparaison des performances de l'antenne miniaturisée Vivaldi.
- **9. Équipement de test et de mesure** : outils et instruments spécialisés pour la caractérisation des antennes, y compris les analyseurs de réseau, les générateurs de signaux, les analyseurs de spectre et les analyseurs d'impédance.
- **10. Propriété intellectuelle** : Brevets, droits d'auteur ou licences pour protéger toute conception, méthodologie ou invention unique liée à l'antenne miniaturisée Vivaldi.

## *Structure des coûts*

---

La structure des coûts (Cost Structure) représente tous les coûts associés à la création et à l'exploitation de votre projet d'antenne Vivaldi miniaturisée pour la détection des tumeurs cancéreuses. Voici quelques éléments à prendre en compte dans la structure des coûts :

- **1. Personnel de recherche** :
  - Chercheurs, Ingénieurs et Techniciens : 150 000 DZD
  - Salaires, avantages sociaux et frais généraux d'une équipe de 3 chercheurs, 2 ingénieurs et 2 techniciens impliqués dans le projet.
- **2. Équipement et matériel** :
  - Équipement spécialisé de fabrication d'antennes : 50 000 DZD y compris :
    - substrat:
      4. FR4
      5. Roger TR508
      6. Silicone di-oxide
    - Matériels:
      3. Cuivre (Copper)
      4. Graphene
    - Connecteurs: SMchambre anéchoïde, graveur, analyseur de spectre.
  - Coût d'achat ou de location d'équipements spécialisés, tels que des outils de fabrication de PCB, des stations de soudage et des instruments de test RF.
  - Logiciels et outils de simulation : 20 000 DZD

---

- Frais de licence pour les logiciels de simulation électromagnétique (par exemple, CST Microwave Studio, HFSS) et autres outils de conception et d'analyse.

- Matériaux et composants d'antenne : 30 000 DZD

- Coût d'achat de substrats d'antenne, de matériaux conducteurs, de connecteurs et d'autres composants nécessaires.

Sachant qu'au début on va être collaboré avec des experts pour nous construire cette antenne.

● **3. Installations de recherche :**

- Espace de laboratoire et services publics : 40 000 DZD

- Les frais de location d'espace de laboratoire dédié, d'électricité, d'eau et d'autres services publics nécessaires au projet de recherche.

- Entretien et maintenance : 10 000 DZD

- Coûts associés à l'entretien du matériel de laboratoire, aux inspections de sécurité et à l'entretien général des installations de recherche.

● **4. Ressources de données et d'imagerie :**

- Échantillons cliniques et ensembles de données : 25 000 DZD

- Coûts associés à l'acquisition d'échantillons de tissus mammaires pertinents, de données sur les patients et d'ensembles de données d'imagerie existants à des fins de validation et de comparaison.

- Logiciel de traitement d'images : 15 000 DZD

- Frais de licence pour un logiciel de traitement d'images spécialisé pour analyser et interpréter les données d'imagerie obtenues à partir de l'antenne Vivaldi.

● **5. Protection de la propriété intellectuelle :**

- Dépôt de brevet et frais juridiques : 30 000 DZD

- Coûts associés à l'embauche d'un conseil en brevets, à la réalisation de recherches sur l'état de la technique, à la préparation de demandes de brevet et aux frais de dépôt pour la protection de la propriété intellectuelle.

● **6. Partenariats collaboratifs :**

- Contributions à la collaboration de recherche : 20 000 DZD

- Des contributions financières ou des accords de partage de ressources avec des institutions académiques, des centres médicaux ou des partenaires industriels impliqués dans le projet.

● **7. Conformité réglementaire :**

- Approbation et conformité éthique : 10 000 DZD

- Frais associés à l'obtention d'approbations éthiques, à la garantie de la conformité aux réglementations sur la confidentialité des patients et au respect des exigences réglementaires.

● **8. Publication et diffusion :**

- Frais de publication : 5 000 DZD

- Coûts associés à la publication d'articles de recherche dans des revues réputées à comité de lecture, y compris les frais de traitement des articles (APC).

- Participation à la conférence : 10 000 DZD

- Frais de déplacement, d'inscription et d'hébergement pour la présentation des résultats de la recherche lors de conférences et de symposiums.

● **9. Voyages et communications :**

- Frais de voyage : 15 000 DZD

- Coûts associés aux déplacements, à l'hébergement et au transport pour les réunions collaboratives, l'échange de connaissances et les activités de réseautage.

- Outils et services de communication : 5 000 DZD

- Coûts des outils de communication, tels que les logiciels de vidéoconférence, les webinaires et les services de téléconférence.

● **10. Gestion de projet :**

- Soutien administratif : 10 000 DZD

- Coûts associés à la gestion de projet, à la documentation et au soutien administratif, y compris le personnel et les fournitures de bureau.

---

## ***Sources de revenus***

---

Les flux de revenus (Revenue Streams) désignent les différentes sources de revenus générées par votre projet d'antenne Vivaldi miniaturisée pour la détection des tumeurs cancéreuses. Voici quelques exemples de flux de revenus possibles :

**1. Vente de systèmes d'antenne :**

- Systèmes d'antennes Vivaldi miniaturisées pour la détection du cancer du sein : 10 000 \$ par unité

**2. Licences et redevances :**

- Octroi de licences technologiques aux fabricants de dispositifs médicaux : frais de licence négociés en fonction du chiffre d'affaires ou d'un pourcentage fixe des ventes

**3. Subventions et financement de recherche :**

- Subventions de recherche gouvernementales : accordées en fonction des propositions de projet et des objectifs de recherche

- Financement de fondations privées : obtention de fonds auprès de fondations intéressées par les avancées médicales et les technologies de détection du cancer

**4. Frais de collaboration et de consultation :**

- Collaboration avec des instituts de recherche et des universités : frais pour des projets de recherche communs et des droits de propriété intellectuelle partagés

- Services de conseil pour les entreprises de dispositifs médicaux : honoraires négociés pour l'expertise technique et les conseils sur la conception et l'optimisation des antennes

**5. Propriété intellectuelle :**

- Licences de brevets et redevances : octroi de licences de la technologie brevetée à d'autres sociétés moyennant des frais ou un pourcentage des ventes

**6. Transfert de technologie :**

- Transfert de technologie d'antenne aux entreprises de fabrication : frais de transfert de technologie, de formation et d'assistance pendant le processus de fabrication

**7. Ventes de résultats de recherche :**

- Publication des résultats de recherche : revenus générés par la vente d'articles de recherche, de rapports et de présentations de conférence

Il est important de noter que le flux de revenus de ce projet peut varier en fonction de la demande du marché, de la concurrence, des approbations réglementaires et de la mise en œuvre réussie de l'antenne miniaturisée Vivaldi.

