

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة الدكتور الطاهر مولاي سعيـدة-

Université Saida Dr Tahar Moulay –

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

Projet de recherche présenté pour l'obtention du Diplôme de MASTER

En : Electronique

Spécialité : Instrumentation biomédical

Par : TEMER Azhar & HAMIDI Houda

Sujet

**Conception et simulation d'antenne réseau Ultra Large
Bande en technologie microruban pour la détection du
cancer du sein**

Soutenue publiquement, Juin 2023, devant le jury composé de :

Mr.BOUHMIDI Rachid	MCA	Univ. Saida	Président
Melle. SEGHIER Salima	MCB	Univ. Saida	Rapporteur
Melle. NOURI Keltouma	Professeur	Univ. Saida	Examinatrice

Année universitaire 2022/2023

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ
الْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي
خَلَقَ السَّمَوَاتِ وَالْأَرْضَ
وَالَّذِي يُضَوِّبُ الْمَوْتَى
إِنَّ رَبَّهُ لَسَدِيدٌ
إِلَىٰ عَرْشِهِ الرَّحِيمُ
الَّذِي يُخْرِجُ الْمَوْتَىٰ
وَيُدْخِلُهُمْ فِي الْأَرْوَاحِ
الْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي
خَلَقَ السَّمَوَاتِ وَالْأَرْضَ
وَالَّذِي يُضَوِّبُ الْمَوْتَى
إِنَّ رَبَّهُ لَسَدِيدٌ
إِلَىٰ عَرْشِهِ الرَّحِيمُ
الَّذِي يُخْرِجُ الْمَوْتَىٰ
وَيُدْخِلُهُمْ فِي الْأَرْوَاحِ



Remerciements

Nous tenons tout d'abord à remercier Dieu le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce Modeste travail.

*En second lieu, nous tenons à remercier notre encadreur **Dr Seghier Salima** , son précieux conseil et son aide durant toute la période du travail.*

*Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury **Prof Nouri Keltouma** et **Dr Bouhmidi Rachid** pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leurs propositions.*

Nous exprimons nos profonds remerciements à nos familles pour avoir encouragées et permis d'entreprendre la formation d'Télécommunications Sans eux, nous n'en serions pas là.

Enfin, nous tenons également à remercier toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.



Dédicace

Ce projet fin d'études, notre modeste travail est dédié à mes chers parents qui n'ont jamais cessé de nous soutenir par ses conseils précieux afin d'atteindre nos Objectifs, à mes frères amina saadia et hamouda.

A notre encadreur Dr Seghier Salima et je lui souhaité un prompt rétablissement et merci pour sa encadrement.

A mes amies Manal, sara, hiba, mon binôme houda et à tous les membres de ma familles.

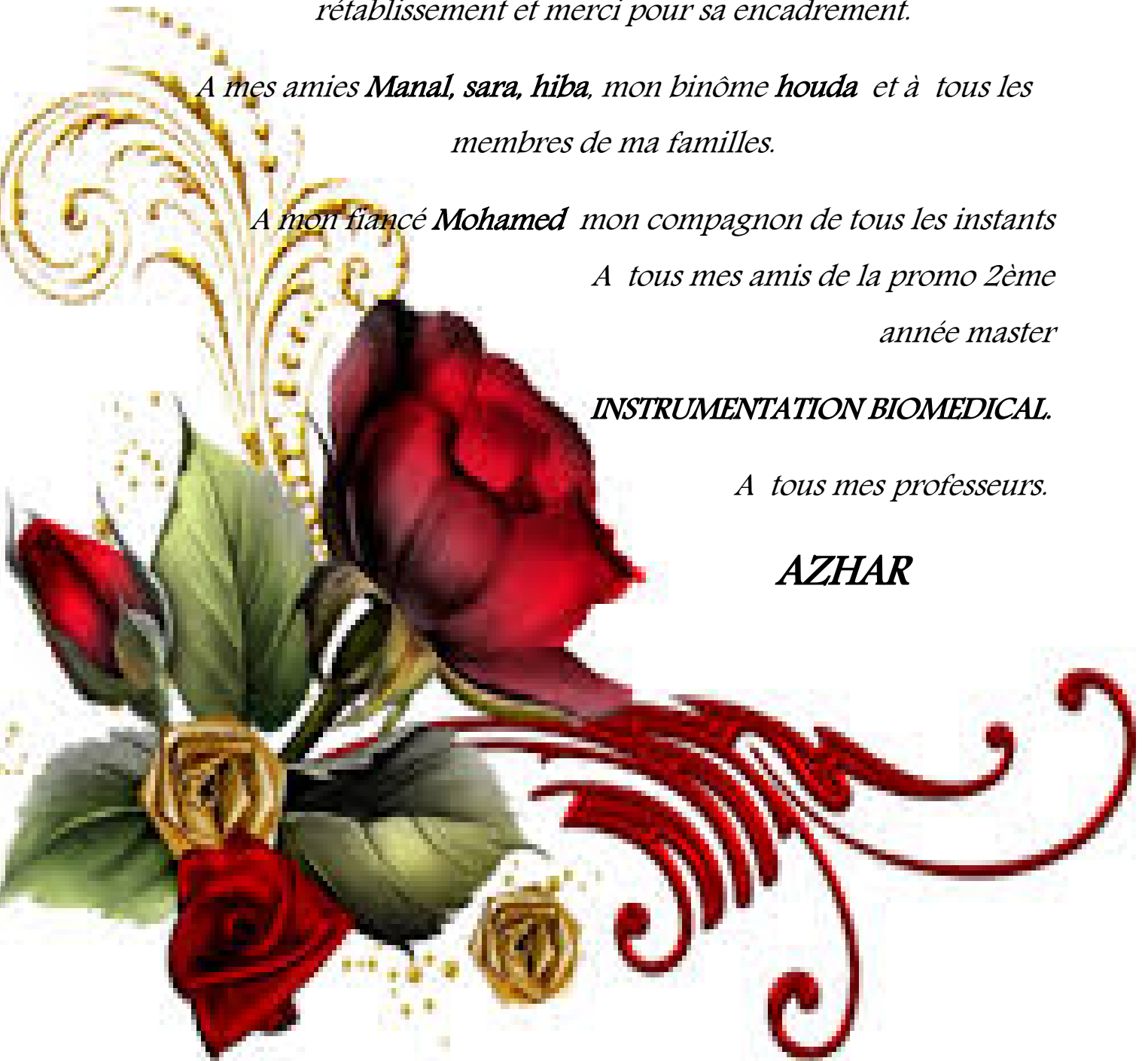
A mon fiancé Mohamed mon compagnon de tous les instants

A tous mes amis de la promo 2ème année master

INSTRUMENTATION BIOMEDICAL.

A tous mes professeurs.

AZHAR



Je dédie cet humble travail avec grand amour, Sincérité & fierté

À mes parents

Grâce à leurs tendres encouragements et leurs grands sacrifices, ils ont pu créer le climat affectueux et propice à la poursuite de mes études. Aucune dédicace ne pourrait exprimer mon respect, ma considération et mes profonds sentiments envers eux. Que Dieu leur procure bonne santé et longue vie, en espérant qu'ils seront toujours fiers de moi.

À mes frères

Pour m'avoir encouragé et soutenu en tous mes vœux de réussite dans tous les domaines de la vie.

À mon cher binôme

Avec laquelle j'ai partagé ce travail et mes moments de joie et de bonheur.

À tous mes amis, tous mes enseignants depuis mes premières années d'études, et à tout qui compulse ce modeste travail, À tous les membres de ma promotion.

HOUDA

Résumé :

Les communications et en particulier les communications sans fil sont aujourd'hui dans la pleine croissance. Avec l'augmentation des besoins de débits élevés et de la raréfaction des bandes de fréquence disponibles, il est devenu essentiel de trouver les nouvelles solutions qui répondent à ces exigences. Cette croissance considérable a généré des besoins énormes et conduit à un développement technologique majeur au niveau des antennes.

Ces dernières doivent faire face aux différentes exigences, à savoir l'augmentation du gain, l'élargissement de la bande passante et aux différents problèmes existant, à savoir le coût, l'encombrement. La technologie ultra large bande ULB semble une solution très prometteuse.

L'ultra large bande exige des largeurs de bande de fonctionnement jusqu'à 100% plus grandes que la fréquence centrale de la bande passante. La transmission et la réception réussies d'une impulsion ultra large bande qui occupe le spectre entier de 3.1-10.6 GHz exigent une antenne qui possède une dispersion minimale et un taux d'onde stationnaire inférieur à 2 dans toute la bande. Ainsi le premier objectif de ce travail est la conception d'antennes possédant une très large bande passante et réalisant un profil physiquement compact, planaire et s'approchant du modèle de rayonnement omnidirectionnel. L'antenne conçue se compose d'un patch microruban rectangulaire à ligne d'alimentation décalée, et d'un plan de masse partiel. L'antenne fonctionne sur une très large bande passante de 3.08-11.69 GHz. Nous avons appliqué cette antenne sur un modèle de sein pour détecter une tumeur.

Comme la gamme de fréquence pour les systèmes ULB cause des interférences aux systèmes de communications existants la deuxième partie de ce travail est consacré à la conception d'une antenne ULB à deux bandes rejetées. Deux filtres de forme E inversée et un U seront insérées dans l'antenne ULB afin de filtrer deux bandes de fréquences correspondantes aux applications WiMax et WLAN.

Dans la dernière partie de ce travail nous avons abordé notre principal objectif qui est la conception d'antenne-réseau ULB à 4 patchs utilisée pour la détection du cancer du sein. Notre cahier de charges a été basé sur les exigences des systèmes de détection des tumeurs recommandé par la commission FCC. Notre antenne-réseau satisfait les caractéristiques en termes de bande passante, coefficient de réflexion, rapport d'ondes stationnaires, et s'approchant un modèle de rayonnement omnidirectionnel afin de couvrir entièrement l'environnement du patient et un gain plus élevé par rapport à l'antenne ULB simple.

Les différentes simulations des performances de nos structures d'antennes sont réalisées à l'aide du logiciel de simulation électromagnétique Ansoft HFSS développé par Ansoft corporation et les résultats obtenus sont en bon accord avec les exigences demandées.

Mots clés : Antenne imprimé, antenne ultra large bande, antenne réseau, antenne à bande rejetée, technologie ULB, imagerie microonde, modèle de sein, logiciel HFSS.

Abstract :

Communications and in particular wireless communications are today in full growth. With the increase in the need for high speeds and the scarcity of available frequency bands, it has become essential to find new solutions that meet these requirements. This considerable growth has generated enormous needs and led to major technological development in antennas.

The latter must face the different requirements, namely the increase in gain, the widening of the bandwidth and the different existing problems, namely the cost, the size. Ultra-wideband UWB technology seems to be a very promising solution.

Ultra wideband requires operating bandwidths up to 100% larger than the center frequency of the bandwidth. Successful transmission and reception of an ultra-wideband pulse that occupies the entire 3.1-10.6 GHz spectrum requires an antenna that has minimal dispersion and a standing wave ratio of less than 2 across the entire band. Thus the first objective of this work is the design of antennas with a very wide bandwidth and achieving a physically compact profile, planar and approaching the omnidirectional radiation model. The designed antenna consists of a rectangular microstrip patch with staggered feedline, and a partial ground plane. The antenna operates over a

very wide bandwidth of 3.08-11.69 GHz. We applied this antenna to a breast model to detect a tumour.

As the frequency range for UWB systems causes interference to existing communication systems, the second part of this work is devoted to the design of a UWB antenna with two rejected bands. Two inverted E shape filters and a U shape will be inserted in the UWB antenna in order to filter two frequency bands corresponding to WiMax and WLAN applications.

In the last part of this work we approached our main objective which is the design of UWB antenna-array with 4 patches used for the detection of breast cancer. Our specifications were based on the requirements of tumor detection systems recommended by the FCC commission. Our array antenna satisfies the characteristics in terms of bandwidth, reflection coefficient, standing wave ratio, and approaching an omnidirectional radiation pattern to fully cover the patient's environment and higher gain compared to the simple ULB antenna.

The various simulations of the performance of our antenna structures are carried out using the Ansoft HFSS electromagnetic simulation software developed by Ansoft corporation and the results obtained are in good agreement with the required requirements.

Keywords: Microstrip antenna, ultra-wideband antenna, array antenna, rejected band antenna, UWB technology, microwave imaging, breast model, HFSS software.

ملخص :

تشهد الاتصالات وخاصة الاتصالات اللاسلكية اليوم نموًا كاملاً. مع زيادة الحاجة إلى السرعات العالية وندرة نطاقات التردد المتاحة ، أصبح من الضروري إيجاد حلول جديدة تلبي هذه المتطلبات. وقد أدى هذا النمو الكبير إلى توليد احتياجات هائلة وأدى إلى تطور تكنولوجي كبير في الهوائيات.

يجب أن يواجه هذا الأخير متطلبات مختلفة ، وهي زيادة الكسب ، وتوسيع النطاق الترددي ، والمشاكل المختلفة الموجودة ، وهي التكلفة والحجم. يبدو أن تقنية النطاق العريض للغاية UWB حلاً واعدًا للغاية.

يتطلب النطاق العريض للغاية نطاقات تشغيل تصل إلى 100٪ أكبر من التردد المركزي لعرض النطاق الترددي. يتطلب الإرسال والاستقبال الناجحان لنبضة النطاق العريض للغاية التي تشغل النطاق 3.1-10.6 جيجا هرتز بأكمله هوائيًا به حد أدنى من التشتت ونسبة موجة ثابتة أقل من 2 عبر النطاق بأكمله. وبالتالي فإن الهدف الأول لهذا العمل هو تصميم هوائيات بعرض نطاق عريض للغاية وتحقيق مظهر جانبي مضغوط ماديًا ومستويًا ويقترب من نموذج الإشعاع متعدد الاتجاهات. يتكون الهوائي المصمم من رقعة ميكروستريب مستطيلة ذات خط تغذية متداخلة ومستوى أرضي جزئي. يعمل الهوائي عبر نطاق ترددي عريض جدًا يتراوح بين 3.08 و 11.69 جيجا هرتز. قمنا بتطبيق هذا الهوائي على نموذج الثدي لاكتشاف الورم.

نظرًا لأن مدى التردد لأنظمة UWB يتسبب في حدوث تداخل في أنظمة الاتصالات الحالية ، فقد تم تخصيص الجزء الثاني من هذا العمل لتصميم هوائي UWB بنطاقين مرفوضين. سيتم إدخال مرشحين مقلوبين على شكل E وشكل U في هوائي UWB لتصفية نطاقي تردد متطابقين مع تطبيقات WiMax و WLAN.

في الجزء الأخير من هذا العمل ، اقتربنا من هدفنا الرئيسي وهو تصميم مجموعة هوائي UWB مع 4 بقع تستخدم للكشف عن سرطان الثدي. استندت مواصفائنا إلى متطلبات أنظمة الكشف عن الأورام التي أوصت بها لجنة FCC. يفي هوائي المصفوفة الخاص بنا بالخصائص من حيث عرض النطاق الترددي ومعامل الانعكاس ونسبة الموجة الدائمة والاقتراب من مخطط إشعاع متعدد الاتجاهات لتغطية بيئة المريض بالكامل وكسب أعلى مقارنة بهوائي ULB البسيط.

يتم إجراء عمليات المحاكاة المختلفة لأداء هياكل الهوائيات الخاصة بنا باستخدام برنامج المحاكاة الكهرومغناطيسية Ansoft HFSS الذي طورته شركة Ansoft والنتائج التي تم الحصول عليها تتوافق جيدًا مع المتطلبات المطلوبة.

الكلمات المفتاحية: هوائي مطبوع ، هوائي واسع النطاق ، هوائي شبكة ، هوائي نطاق مرفوض ، تقنية UWB ، تصوير بالميكروويف ، نموذج الثدي ، برنامج HFSS

Sommaire

Introduction générale	01
 Chapitre I : Généralités sur les antennes imprimées	
I.1 Introduction	03
I.2 Généralités sur les antennes	03
I.3 Télémedecine	04
I.3.1 Définition.	05
I.3.2 Procédures de la télémedecine	05
I.3.2.1 Télésurveillance médicale	05
I.3.2.2 Téléconsultation	06
I.3.2.3 Expériences télévisées.....	06
I.3.2.4 Téléassistance médicale.	06
I.3.2.5 Régulation médicale.....	06
I.4 Antennes Biomédicales	06
I.5 Les antennes imprimées	07
I.5.1 Historique des antennes imprimées.....	07
I.5.2 Structure d'une antenne imprimée	07
I.5.3 Les paramètres géométriques du l'antenne imprimée.....	08
I.5.3.1 Largeur du patch	08
I.5.3.2 Longueur du patch.....	09
I.5.4 Les différentes formes du patch	09
I.5.5 Les caractéristiques des antennes imprimées.....	10
I.5.5.1 Impédance d'entrée de l'antenne	10
I.5.5.2 Coefficient de réflexion.....	11
I.5.5.3 Rapport d'Ondes Stationnaires (ROS)	12
I.5.5.4 Gain et directivité.....	12
I.5.5.5 Rendement de l'antenne	12
I.5.5.6 La Bande passante.....	13
I.5.5.7 Diagramme de rayonnement	14

I.5.5.8 Polarisation de l'antenne.....	15
I.5.5.9 Taux d'absorption spécifique TAS (en anglais SAR Specific Absorption Rate).....	16
I.5.6 Technique d'alimentation.....	16
I.5.6.1 Alimentation par ligne microbande.....	16
I.5.6.2 Alimentation par câble coaxial	18
I.5.6.3 Alimentation par proximité	18
I.5.6.3.1 L'alimentation par couplage à ouverture	18
I.5.6.3.2Alimentation par couplage électromagnétique	19
I.5.7 Techniques d'adaptation des antennes imprimées	20
I.5.7.1 Adaptation par ligne quart d'onde	20
I.5.7.2 Adaptation par stub	20
I.5.7.3 Adaptation avec encoche.....	21
I.5.8 Domaine d'application des antennes imprimées	22
I.5.9 Réseau d'antennes Imprimées	22
I.5.9.1 La Configuration de réseau d'antenne patch.....	23
I.5.9.2 Configuration de l'alimentation de réseau d'antennes	24
I.5.9.2.1. Alimentation série	24
I.5.9.2.2 Alimentation parallèle	25
I.6 Conclusion	25

Chapitre II : Généralités sur la technologie Ultra Large Bande.

II.1Introduction	26
II.2 Technologie l'Ultra Large Bande	26
II.2.1 Historique	26
II.2.2 Définition	27
II.2.3 Règlementation pour les communications.....	28
II.2.4 Caractéristiques de technologie Ultra Large Bande	29
II.2.5 Positionnement de la technologie Ultra Large Bande	30
II.3 Différents types d'applications de l'Ultra Large Bande	31
II.3.1 Application de technologie ULB dans domaine médical	31

II.3.1.1 Dispositifs sans fil sans contact	31
II.3.1.2 Radar ULB	32
II.3.1.3 Télésurveillance continue	33
II.4 Les antennes Ultra Large Bande.....	33
II.4.1 Définition	33
II.4.2 Les différents types des antennes ULB	34
II.4.2.1 Antennes indépendantes de la fréquence	34
II.4.2.1.1 Les antennes spirales	34
II.4.2.1.2 Les antennes log-périodique	35
II.4.2.2 Antenne omnidirectionnelles (élémentaires)	38
II.4.2.2.1 Antennes volumiques.....	38
II.4.2.3 Antenne directive	39
II.4.3 Applications biomédicales	41
II.5 Technique d'élargissement de la bande passante d'une antenne ULB	42
II.5.1 Changement de la forme ou les dimensions de plan de masse	43
II.6 Antennes ULB à bande de fréquences rejetées.....	44
II.6.1 Insertion de fentes	44
II.6.2 Emploi de la structure fractale	46
II.6.3 Emploi de structures méta matériaux	46
II.6.4 Ligne de transmission STOP-BANDE	47
II.6.5 Stub parasite	47
II.6.6 Technique hybrides	48
II.7 Les avantages et les inconvénients de l'ULB	49
II.7.1 Avantages.....	49
II.7.2 Inconvénients	50
II.8 Conclusion	50
 Chapitre III : présentation des résultats de simulation des antennes imprimées ULB	
III.1 Introduction	51
III.2 Contexte général d'étude	53

III.3 Imagerie micro-onde	56
III.4 L'application visée	57
III.5 Principe de l'IRM	60
III.6 Présentation du logiciel An soft HFSS	60
III.6.1 Méthode des éléments finis (FEM)	61
III.6.2 Projet en HFSS	61
III.6.3 Comment commencer HFSS	63
III.6.4 Comment ouvrir un nouveau projet.....	63
III.6.5 Sauvegarder le projet.....	63
III.6.6 Insérer une conception de HFSS	63
III.7 Étude et conception de l'antenne ULB pour détection cancer de sein .	64
III.7.1 Antenne imprimée à plan de masse complet	65
III.7.2 Antenne patch de plan de masse partiel et à ligne d'alimentation centrée	67
III.7.3 Etude paramétrique de la position de la ligne d'alimentation pf pour l'antenne de base	70
III.7.4 Antennes Ultra Large à largeur deBande mieux adapté.....	76
III.7.4.1 Antenne ULB avec encoches	76
III.8 Application d'antenne patch ULB sur un modèle de sein	79
III.9 Conception d'antennes ULB à deux bandes rejetées	86
III.9.1 Conception de l'antenne ULB a deux bandes rejetées WIMAX et WLAN.....	87
III.9.1.1 Filtrage dans la bande WiMAX.....	88
III.9.1.2 Filtrage dans la bande WLAN	90
III.10 Réseau d'antenne ULB pour la détection de la tumeur de sein	95
III.11 Conclusion	101
Conclusion général	102
Références	103

LISTE DES FIGURES

Chapitre I : Généralités sur les antennes imprimées.

Figure I.1: Principe de transmission par onde électromagnétique.....	04
Figure I.2 : Système de soin de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil	05
Figure I.3 : Structure d'une antenne imprimée.....	08
Figure I.4 : Présentation d'une antenne imprimée.	08
Figure I.5: Les différents types de patch.....	10
Figure I.6 : Schéma équivalent du dispositif à l'émission.....	10
Figure I.7 : Schéma d'une antenne connectée à une ligne de transmission et un générateur.	11
Figure I.8 : Bande passante et coefficient de réflexion.....	13
Figure I.9: Différents types de représentation des diagrammes de rayonnement a) 2D polaire b) 2D cartésien c) 3D.....	14
Figure I.10: Diagramme omnidirectionnel d'une antenne.....	15
Figure I.11: Différents types de polarisation	16
Figure I.12: Alimentation par ligne micro-ruban.....	17
Figure I.13: Alimentation par ligne micro-ruban	17
Figure I.14: Alimentation par câble coaxial	18
Figure I.15: Alimentation par proximité par couplage à ouverture.....	19
Figure I.16: Alimentation par proximité par couplage électromagnétique.....	20
Figure I.17: Adaptation par quart à adaptation quart d'onde.....	20
Figure I.18: Stub en circuit ouverte.....	21
Figure I.19 : Patch rectangulaire	21
Figure I.20: L'équivalence en circuit.....	21
Figure I.21: Patch adapté par encoches de longueur	21
Figure I.22: Géométrie d'un réseau antenne patch 4×4	23
Figure I.23: Différentes configurations de réseaux d'antennes :(a) : linéaire, (b) : circulaire, (c) : planaire, (d) : tridimensionnelle	24

Figure I.24: Alimentation série de réseau d’antennes 24
Figure I.25: Alimentation parallèle de réseau d’antenne 25

Chapitre II : Généralités sur la technologie Ultra Large Bande.

Figure II.1: Comparaison de Spectre bande étroite et large bande 28
Figure II.2 : Positionnement de l’ULB par rapports aux principaux standards WLAN et WPAN..... 30
Figure II.3: Différentes applications de l’Ultra Large Bande 31
Figure II.4 : Radar ULB utilisé pour contrôler l’évolution des grossesses 32
Figure II.5 : Antenne spirale logarithmique..... 34
Figure II.6 : Antenne spirale conique (vue de côté dessus) 35
Figure II.7: Antenne spirale d’Archimède 35
Figure II.8: Antenne log périodique circulaire..... 36
Figure II.9: Antenne spirale à forme trapézoïdale 37
Figure II.10: Réalisation pratique d’une antenne LPDA 38
Figure II.11: Antennes biconique. -a- à dimension infini et -b- à dimension fini 38
Figure II.12: Antenne discône 39
Figure II.13 : Antenne papillon..... 39
Figure II.14: Antenne cornet : -a- antenne cornet classique et -b- cornet ridgé ... 40
Figure II.15: différents types d’antennes TSA..... 41
Figure II.16 : Les éléments principaux d’un système sans fil de contrôle de l’ECG 42
Figure II.17 : Techniques d’élargissement de la bande 43
Figure II.18 : Exemples d’une antenne ULB avec un demi-plan de masse..... 43
Figure II.19: Antennes ULB à fréquence rejetée par utilisation de fentes sur l’élément rayonnant 45
Figure II.20 : Antennes UWB à fréquence rejetée par utilisation de fentes sur le plan de masse 45

Figure II.21: Antennes UWB à fréquence rejetée par utilisation de fentes sur la ligne d'alimentation.....	45
Figure II.22: Antennes UWB à fréquence rejetée par utilisation de fentes à proximité de l'élément rayonnant.....	45
Figure II.23: Antenne fractale ULB à fente à fréquence rejetée.....	46
Figure II.24 : Antennes ULB à fréquences rejetées utilisant la structure SRR. Autres techniques	46
Figure II.25: Divers lignes de transmission stop-bande.....	47
Figure II.26 : Conception de bande filtrée avec divers stubs.....	48
Figure II.27 : Techniques hybrides de la bande filtrée.....	48

Chapitre III : présentation des résultats de simulation des antennes

Imprimées ULB

Figure III.1: Propagation d'une onde électromagnétique.....	54
Figure III.2 : Spectre électromagnétique.	55
Figure III.3 : Configuration géométrique en imagerie micro-onde bidimensionnelle.....	57
Figure III.4 : a) Schéma anatomique d'un sein (source : Société Canadienne du Cancer) et b) représentation 3D d'un sein atteint par une tumeur (source : Vivant Santé, Médecine et Sciences du Vivant)..	59
Figure III.5 : Schéma du représentatif du sein, antenne patch et tumeur montrant diffusion de signaux (a) sein avec tumeur (b) sien normal	60
Figure III.6 : Organigramme des différentes étapes d'un design HFSS.....	62
Figure III.7 : Fenêtre principale du logiciel HFSS.	62
Figure III.8 : Fenêtre de HFSS.	63
Figure III.9 : Géométrie de l'antenne étudiée (a) vue de dessus (b) vue de dessous.	64
Figure III.10: Géométrie de l'antenne étudiée (a) vue de dessus (b) vue de dessous.....	65
Figure III.11: Antenne patch de masse complet et ligne d'alimentation centré (a) vue de dessus (b) vue de dessous	65

Figure III.12: Tracé de coefficient de réflexion S11 en fonction de la fréquence de l'antenne patch de masse complet et alimentation centralisé.....	66
Figure III.13: Taux d'onde stationnaire de l'antenne de base à plan de masse complet et ligne d'alimentation centrée	67
Figure III.14: Géométrie de l'antenne étudiée (a) vue de dessus (b) vue de dessous	67
Figure III.15: Variation de plan de masse sur S11.	74
Figure III.16 : Variation de plan de masse sur VSWR.....	68
Figure III.17: Antenne patch à plan de masse partiel et à ligne d'alimentation centrée sous HFSS.....	69
Figure III.18: Tracé de coefficient de réflexion S11 en fonction de fréquence d'antenne de masse partielle et ligne d'alimentation centralisé.	69
Figure III.19: Tracé de VSWR en fonction de fréquence d'antenne de masse partielle et ligne d'alimentation centralisé.	70
Figure III.20: Coefficient de réflexion pour différentes valeurs de Pf.	71
Figure III.21: VSWR pour différentes valeurs de Pf.....	71
Figure III.22 : Antenne patch de masse partielle et ligne d'alimentation décalé 15.25mm	72
Figure III.23 : Tracé de coefficient de réflexion S11 en fonction de la fréquence de l'antenne ULB à plan de masse partiel et décalage de 15.25mm.	72
Figure III.24: Taux d'onde stationnaire de l'antenne ULB à plan de masse partiel et décalage 15.25mm.....	73
Figure III.25 : Diagrammes de rayonnement en 2D de l'antenne ULB à plan de masse partiel et décalage 15.25mm dans les plans E ($\Phi=0^\circ$), H ($\Phi=90^\circ$) à 3.6GHz(a), 4.5GHz(b), 8GHz(c), 8.5GHz(d)et 10GHz(e).	74
Figure III.26: Diagrammes de rayonnement en 3D de l'antenne ULB à 3.6GHz(a), 4.5GHz(b), 8GHz(c), 8.5GHz(d) et 10GHz(e).....	75
Figure III.27: Géométrie de l'antenne ULB avec des encoches (a) vue de dessus (b) vue de dessous	76

Figure III.28 : Comparaison de patch sans encoche et avec des encoches.....	76
Figure III.29 : Diagramme de rayonnement en 3D a fréquence à 3.6GHz(a), 4.5GHz(b), 8GHz(c), 8.5GHz(d) et 10GHz(e).....	78
Figure III.30 : Modèle de sein réalisé avec logiciel HFSS	79
Figure III.31 : Densités de courant (a) la peau, (b) la graisse, (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 6cm du sein	81
Figure III.32 : Densités de courant (a) la peau, (b) la graisse, (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 3cm du sein.	82
Figure III.33 :Densités de courant (a) la peau, (b) la graisse, (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 0cm du sein.	83
Figure III.34 : Champ H dans la tumeur (a) 0cm, (b) 3 cm et (c) 6cm.	84
Figure III.35 : Valeur de SAR de sein pour 1g(a) et 10g (b).	85
Figure III.36 : La géométrie d'antenne contient deux bandes de réjections WiMAX et WLAN	86
Figure III.37 : L'antenne avec une fente pour le filtrage dans la bande WIMAX	87
Figure III.38 : L'antenne avec une fente pour le filtrage dans la bande WIMAX	87
Figure III.39 : Le VSWR de l'antenne proposée pour le filtrage dans la bande WIMAX.	87
Figure III.40 : L'antenne avec une fente pour le filtrage dans la bande WLAN ...	89
Figure III.41 : L'antenne avec une fente pour le filtrage dans la bande WLAN ...	89
Figure III.42 : Le VSWR de l'antenne proposée pour le filtrage dans la bande WLAN.....	89
Figure III.43 : Le S11 de l'antenne proposée pour deux filtrages des bandes WIMAX et WLAN	90
Figure III.44 : Le VSWR de l'antenne proposée pour deux filtrages des bandes WIMAX et WLAN	90
Figure III.45 : Diagramme de rayonnement en 2D pour fréquence 3.6GHz(a), 4.5GHz(b), 8GHz(c), 10GHz(d) et 12GHz(e).	91

Figure III.46: Diagramme de rayonnement en 2D pour fréquence 3.6GHz(a), 4.5GHz(b), 8GHz(c), 10GHz(d) et 12GHz(e).	92
Figure III.47: Réseau de quatre patches (a) vue au-dessus (b) vue au-dessous.	94
Figure III.48: Présentation d'antenne réseau	95
Figure III.49: Traçage de coefficient de réflexion d'antenne réseau On remarque qu'il y a une large bande passante de 3.13GHz-10.7GHz. Il y a présence une résonance a fréquence 3.5GHz à -56.62dB	96
Figure III.50: Traçage de VSWR d'antenne réseau. Les figures suivantes représentent le diagramme de rayonnement en 2D et en 3D	96
Figure III.51 : Diagramme de rayonnement en 2D a fréquences 3.6GHz(a), 4.5GHz(b), 8GHz(c), 8.5GHz(d) et 10GHz(e).	97
Figure III.52 : Diagramme de rayonnement en 3D a fréquences 3.6GHz(a), 4.5GHz(b), 8GHz(c), 8.5GHz(d) et 10GHz(e).	97

LISTE DES TABLAUX

Chapitre III

Tableau III.1: Permittivité diélectrique et conductivité de divers organes humains à la fréquence.....	59
Tableau III.2: Paramètres géométriques de l'antenne de base.....	64
Tableau III.3: Valeurs de la position ligne d'alimentation pf.....	70
Tableau III.4: Comparaison de deux patch en fonction de gain.....	79
Tableau III.5: Tailles des pièces du modèle.....	80
Tableau III.6: Permittivité de matière du sein.....	80
Tableau III.7: Paramètres géométriques de l'antenne avec deux bandes de rejections de forme E et U	88
Tableau III.8: Paramètre géométrique d'antenne réseau après optimisation.....	97
Tableau III.9: Comparaison de gain pour trois antennes patches	101

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

L'antenne joue un rôle primordial dans une communication sans fil, elle est indispensable pour établir n'importe quelle liaison entre deux points éloignés, que ce soit dans la téléphonie mobile, la radioastronomie, dans les systèmes de positionnements par satellites (GPS), la transmission des signaux TV et Radio, dans les tours de contrôle des avions et les tours maritimes et récemment dans le domaine biomédicale...etc.

L'Ultra Large Bande (ULB) semble être une technologie très prometteuse pour les communications sans fils à très haut débit, les Radars haute précision et les systèmes d'imagerie. Les systèmes ULB utilisent de courtes impulsions (de l'ordre du picoseconde), répétées avec une certaine cadence qui peut aller jusqu'à plusieurs giga-impulsions par seconde, offrant ainsi une très large bande passante avec un niveau de puissance d'émission très faible. Ceci offre aux systèmes ULB la possibilité de coexister avec d'autres systèmes électroniques [1], [2]

Parmi les applications ULB, l'imagerie médicale microondes a suscité un intérêt considérable ces dernières années. Le spectre de fréquences qui lui a été alloué par le FCC est de 3.1 à 10.6 GHz [1], [2]. Cette technique pourrait être un moyen très efficace dans la détection de tumeurs. Nous nous intéressons essentiellement à l'application de cette technique dans la détection du cancer du sein. Basée sur la technique Radar, l'idée est d'illuminer le sein par de courtes impulsions d'énergie microonde à faibles puissances et de récolter les ondes diffusées ou réfléchies par une ou plusieurs antennes réceptrices

De tels systèmes nécessitent la conception d'antennes ULB qui répondent à leurs exigences en termes de bande passante, de gain, de stabilité de rayonnement, mais aussi de compacité de l'antenne pour une meilleure intégration dans le système ; ce qui représente un véritable challenge. Les antennes microrubans semblent être des candidates idéales et sont fréquemment rencontrées dans les applications ULB, notamment dans l'imagerie médicale. Ceci est dû à leur faible profil, leur faible coût et leur facilité d'intégration [3], [2].

Dans ce travail nous sommes intéressés en premier lieu à la conception et la simulation d'une antenne patch Ultra Large Bande microruban simple rectangulaire d'un plan de masse partiel, alimenté par ligne microruban décalée destinée à une application en imagerie médicale qui est la détection précoce du cancer du sein. Les tumeurs du sein ont des propriétés électriques très distinctes (permittivité diélectrique élevée et une conductivité plus élevée), ce qui permet de les détecter en analysant les signaux diffusés. La quantité de signal diffusée par une tumeur du sein est supérieure à celle des tissus mammaires normaux. Celle-ci peut être

reçue par une antenne bien localisée ou la modification de ces propriétés d'émission en raison des signaux diffusés, peuvent être analysés et utilisés pour la détection des tumeurs.

Comme la gamme de fréquence pour les systèmes ULB cause des interférences aux systèmes de communications existants la deuxième partie de ce travail est consacré à la conception d'une antenne ULB à deux bandes rejetées. Deux filtres seront insérées dans l'antenne ULB afin de filtrer deux bandes de fréquences correspondantes aux applications WiMax et WLAN.

Notre invention s'articule sur la conception antenne-réseau utilisé pour la détection du cancer du sein. Notre cahier de charges de la réalisation a été basé sur les exigences des systèmes de détection des tumeurs recommandé par la commission FCC.

Notre antenne-réseau 2×2 originale en technologie microruban de forme rectangulaire satisfait les caractéristiques en termes de bande passante, coefficient de réflexion, rapport d'ondes stationnaires et rayonnement omnidirectionnel. Elle est destinée à un système de détection de tumeurs de sein.

Les différents résultats de simulation des performances de nos structures sont obtenus à l'aide du logiciel de simulation électromagnétique Ansoft HFSS.

Ce manuscrit se compose de trois chapitres qui ont constitué les différentes étapes du mémoire.

Le premier chapitre de ce manuscrit est consacré à une généralité de la technologie imprimée. Nous commencerons tout d'abord par une généralité sur les antennes ensuite nous présenterons la structure de l'antenne imprimée, les techniques d'alimentation déployées, les caractéristiques qui en font une technologie innovante et particulière, les méthodes d'analyse de ce type de structure des domaines d'application des antennes imprimées et enfin nous terminerons ce chapitre par un bref aperçu sur les réseaux d'antennes imprimées.

Dans le chapitre deux, nous proposerons une présentation de la technologie ultra large bande son domaine utilisation et plus précisément dans le domaine biomédicale, ces avantages et ses caractéristiques ainsi que les types des antennes utilisés dans ce domaine, technique d'élargissement de la bande passante d'une antenne ULB et les antennes ULB à bande de fréquences rejetées. Enfin, nous citerons les avantages et les inconvénients de cette technologie.

Le dernier chapitre présente tous nos résultats de simulation et d'optimisations.

Une conclusion de ce travail ainsi que une perspective sont abordées dans la conclusion générale de ce mémoire.

CHAPITRE I

Généralités sur les antennes

imprimées

I.1 Introduction

Le développement des télécommunications spatiales, les contrôles et les commandes à distance, ont fait apparaître la nécessité croissante de réaliser des dispositifs micro-ondes peu coûteux et peu encombrants, faisant appel à une technologie simple et économique. Les systèmes micro-ondes à structure micro ruban ont été à l'origine du développement des antennes imprimées (antennes plaques ou antennes patch) qui sont le plus souvent utilisées en réseaux afin d'améliorer leurs performances et de permettre la réalisation de fonctions très particulières [4], [5].

Ce chapitre consiste à une introduction illustrative aux dispositifs médicaux dédiés à la télémédecine. Les éléments de base de ces dispositifs sont généralement des antennes implantées ou fixées sur le corps humain, permettant l'échange de données avec l'environnement externe. Ces antennes sont soumises à des techniques de miniaturisation afin de répondre aux exigences établies par les normes utilisées.

Donc ce chapitre sera consacré à la présentation de la technologie imprimée de manière générale. On commence tout d'abord par une généralité sur les antennes ensuite nous présentons la structure de l'antenne imprimée, les techniques d'alimentation déployées, les caractéristiques qui en font une technologie innovante et particulière, les méthodes d'analyse de ce type de structure des domaines d'application des antennes imprimées et on clôture le chapitre par un bref aperçu sur les réseaux d'antennes Imprimées.

I.2 Généralités sur les antennes

Les antennes sont des dispositifs permettant de rayonner ou de capter les ondes électromagnétiques, ou, en d'autres termes, une structure de transition entre espace libre et onde guidée. L'antenne d'émission transforme le courant modulé d'excitation en ondes électromagnétiques capables de se déplacer dans l'atmosphère. Tandis que l'antenne de réception convertit les ondes électromagnétiques reçues en courant susceptible d'être traité par le récepteur.

Il existe plusieurs types d'antennes qui diffèrent par leur fonctionnement, leur géométrie, et leur technologie. Il est possible d'identifier plusieurs familles à l'origine de l'ensemble des structures rayonnantes : les antennes filaires (comme le dipôle, le monopole, l'antenne yagi), les antennes à ouverture (comme le cornet), les antennes à réflecteurs (comme les paraboles) et les antennes patchs (antennes à structure planaires).

Les antennes ont donc pour principales fonctions.

- La transmission ou la réception de l'énergie dans des directions privilégiées.
- L'adaptation correcte entre les circuits électroniques terminaux et le milieu de propagation.
- La transmission la plus fidèle possible de l'information souhaitée [6].

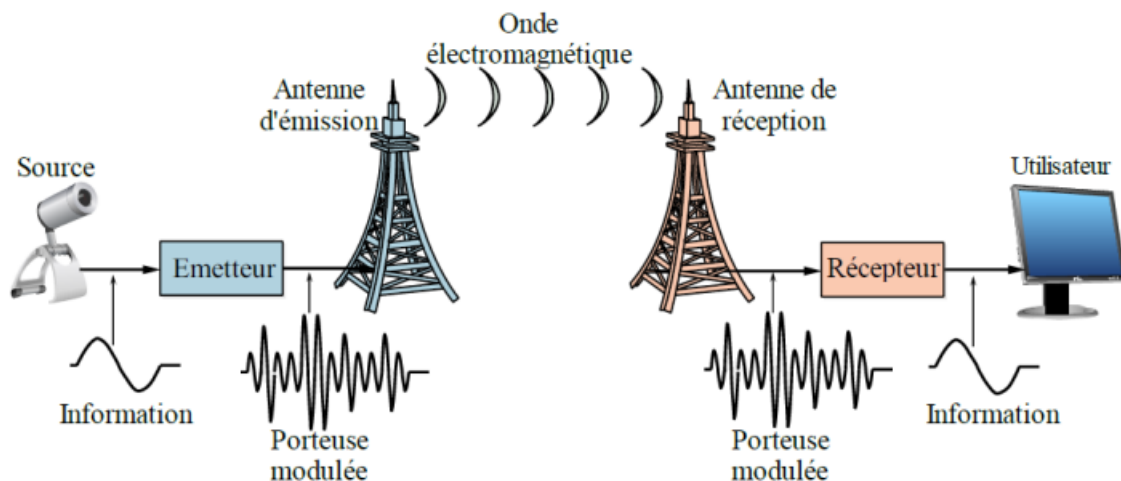


Figure I.1 : Principe de transmission par onde électromagnétique.

I.3 Télémédecine

La technologie sans fil dans le domaine de la médecine cherche à connecter l'information médicale du patient avec le médecin. Cette technologie permet d'offrir des services illimités pour améliorer les soins de santé. Elle a été incarnée par des experts et des ingénieurs en utilisant des dispositifs électroniques pour sécuriser et gérer facilement l'état de santé du patient [7].

I.3.1 Définition

La télémédecine est une pratique médicale qui utilise la transmission de l'information médicale (images, rapports, enregistrements) grâce à des antennes implantées ou fixées sur le corps humain, afin d'obtenir un diagnostic à distance, une opinion spécialisée, une surveillance constante du patient, une décision thérapeutique [8], comme le montre la figure I.2 [7].

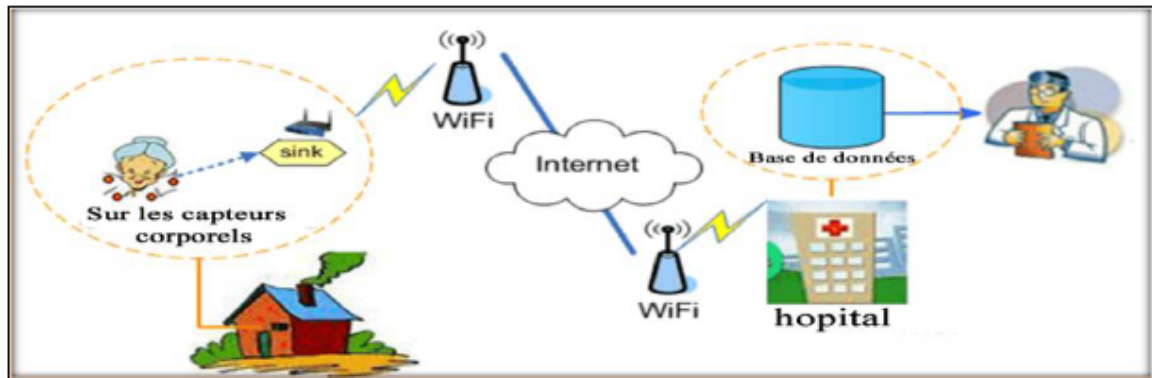


Figure I.2 : Système de soin de santé à domicile avec un dispositif implantable sans fil [9], [7].

I.3.2 Procédures de la télémédecine

La télémédecine repose sur cinq types de procédures : La télésurveillance médicale, la téléconsultation, la télé-expertise, la téléassistance médicale et enfin la régulation médicale.

I.3.2.1 Télésurveillance médicale

La télésurveillance médicale a vocation de permettre à un médecin d'interpréter à distance les données nécessaires au suivi médical d'un patient. Elle permet au médecin de prendre des décisions à distance concernant la prise en charge du patient et éventuellement de déléguer des actions à un autre professionnel de la santé [10], [7].

I.3.2.2 Téléconsultation

Elle a pour objectif de permettre à un professionnel médical de donner une consultation à distance d'un patient et de rendre cela plus facile pour la vie quotidienne du patient et surtout dans des conditions sanitaires critiques (le cas du Covid-19) [10], [7].

I.3.2.3 Expériences télévisées

Son but est de permettre aux professionnels de la santé de demander un conseil à un ou plusieurs professionnels de la santé à distance et prennent des décisions correctes concernant l'état de santé du patient pour assurer un bon traitement et un résultat positif pour la santé[10], [7].

I.3.2.4 Téléassistance médicale

L'objectif de cette procédure est d'aider un professionnel de la santé à un autre professionnel à distance au cours de la réalisation du travail pour éviter les erreurs médicales et pour assurer le bon fonctionnement du traitement et le déchargement de bonnes solutions de santé pour le patient [10], [7].

I.3.2.5 Régulation médicale

La régulation médicale est un acte médical pratiqué par téléphone par un médecin régulateur à distance d'un patient pour éviter l'encombrement afin de fournir un environnement exemplaire pour le traitement et réduire la propagation des maladies infectieuses résultant de l'affinité physique [11], [7].

I.4 Antennes Biomédicales

Les antennes biomédicales sont des petites antennes électriques qui sont très similaires aux antennes intégrées dans les téléphones mobiles, mais certaines complications dans le corps humain ont conduit à des changements supplémentaires au niveau de leurs structures ou dans la qualité de leurs matériaux composites. Les développeurs d'antennes biomédicales se sont concentrés sur les applications

thérapeutiques et de détection. Dans les deux cas, l'antenne transmet des données à courte et longue distance, de sorte que des caractéristiques telles que l'efficacité du rayonnement et la bande passante sont nécessaires pour assurer que la transmission est suffisamment large pour fonctionner potentiellement dans différents environnements de la vie quotidienne de l'utilisateur [12], [7].

I.5 Les antennes imprimées

I.5.1 Historique des antennes imprimées

Le concept d'antennes imprimées est apparu dans les années 1950, mais il faudra attendre les années 1970 pour voir apparaître les premières réalisations. Deux atouts majeurs vont entraîner un développement très important de ce type d'antenne : leur faible coût de réalisation, et leur capacité d'intégration. Elles sont aujourd'hui implantées dans de nombreux dispositifs électroniques et constituent le type d'antenne privilégié aux fréquences microondes dans les systèmes de communication intégrés modernes [13].

I.5.2 Structure d'une antenne imprimée

Une antenne imprimée est constituée d'une fine couche conductrice métallique de forme arbitraire, appelé élément rayonnant, déposée sur un substrat diélectrique dont la face inférieure est entièrement métallisée pour constituer un plan de masse. Même en haut de l'élément rayonnant on peut trouver un autre substrat (superstrat) [15],[14]. Ces éléments rayonnants présentent différentes formes : carrée, rectangulaire, triangulaire, circulaire, elliptique ou d'autres formes plus complexes.

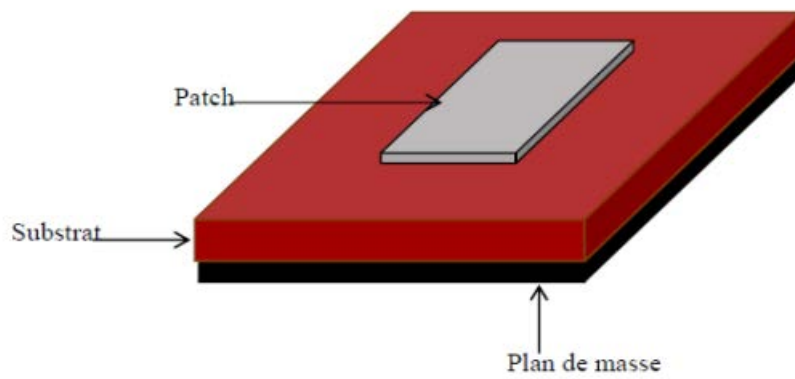


Figure I.3 : Structure d'une antenne imprimée.

I.5.3 Les paramètres géométriques de l'antenne imprimée

I.5.3.1 Largeur du patch

La largeur du patch a un effet mineur sur les fréquences de résonance et sur le diagramme de rayonnement de l'antenne. Par contre, elle joue un rôle pour l'impédance d'entrée (sur le bord) de l'antenne (équation I.1) et la bande passante à ses résonances [16].

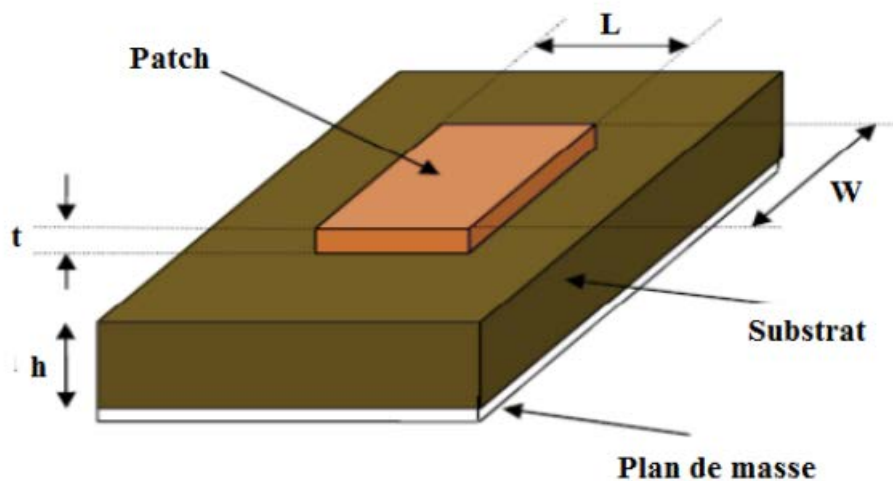


Figure I.4 : Présentation d'une antenne imprimée [17],[16].

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

W : Largeur du patch , h : épaisseur du substrat

$$R_{IN} = 90 \frac{\varepsilon_r^2}{\varepsilon_r - 1} \left(\frac{L}{W} \right)^2 \quad (\text{I.1})$$

Pour permettre un bon rendement de l'antenne, une largeur W pratique est

$$W = \frac{c}{2f_r} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (\text{I.2})$$

Avec f_r est la fréquence de résonance de l'antenne patch, ϵ_r la constante diélectrique du substrat et c la vitesse de la lumière dans l'espace libre. La constante diélectrique effective ($W/h > 1$) est donnée par :

$$\epsilon_{\text{reff}} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \frac{h}{w} \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (\text{I.3})$$

I.5.3.2 Longueur du patch

La longueur du patch détermine les fréquences de résonance de l'antenne. Il ne faut surtout pas oublier de retrancher deux fois la longueur ΔL qui correspond au débordement des champs (équation I.4).

$$L = \frac{\lambda_g^{\text{dielectric}}}{2} - 2\Delta L = \frac{c}{2f_r \sqrt{\epsilon_{\text{eff}}}} - 2\Delta L \quad (\text{I.4})$$

La longueur L doit être légèrement inférieure que la longueur d'ondes dans le diélectrique. A cette fréquence d'opération, λ dépend de la constante diélectrique efficace (ϵ_{eff}). L'effet de débordement du champ fait électriquement, le patch semble plus grand que sa dimension physique. Il y a donc une augmentation de L (équation I.5) de chaque côté de patch.

$$\Delta L = 0.421h \frac{(\epsilon_{\text{eff}} + 0.3) \left(\frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\epsilon_{\text{eff}} - 0.258) \left(\frac{W}{h} + 0.8 \right)} \quad (\text{I.5})$$

Donc la dimension effective du patch sera :

$$L_{\text{eff}} = L + 2\Delta L \quad (\text{I.6})$$

I.5.4 Les différentes formes du patch

L'antenne patch peut prendre plusieurs formes comme le montre sur la figure I.5 :

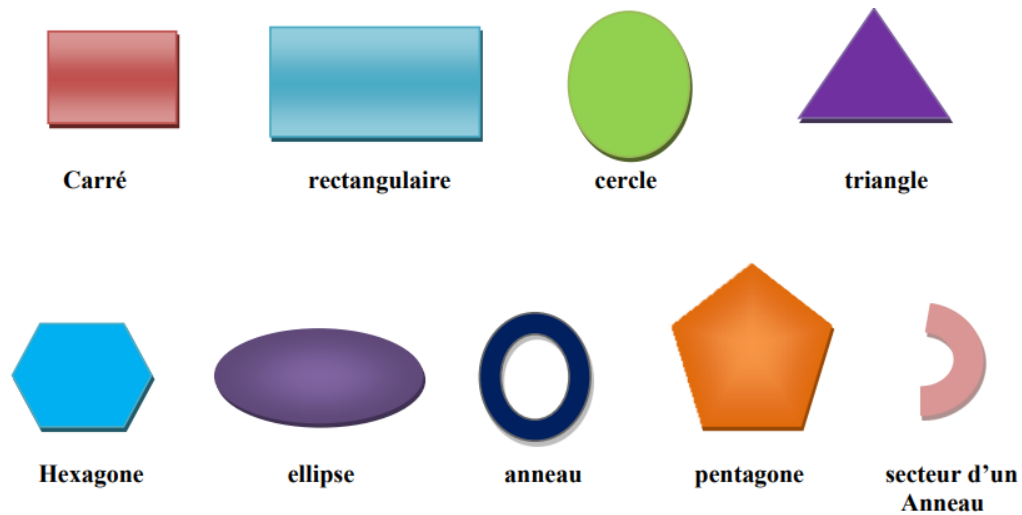


Figure I.5 : Les différents types de patch [14].

I.5.5 Les caractéristiques des antennes imprimées

Les paramètres électriques définissent l'antenne comme élément du circuit dans lequel elle est connectée. Ils permettent d'évaluer la charge apportée par l'antenne au circuit d'excitation et, ainsi, de caractériser l'efficacité du transfert de puissance entre le système radioélectrique et le milieu de propagation. Plusieurs paramètres peuvent servir à cette caractérisation, nous définirons les principaux paramètres [18], [16].

I.5.5.1 Impédance d'entrée de l'antenne

En ce qui concerne l'émission et conformément à la théorie des circuits linéaires, l'antenne peut être représentée par un dipôle d'impédance d'entrée complexe $Z_e(f) = R_e(f) + jX_e(f)$ chargeant à la sortie du circuit émetteur, modélisé par une source d'impédance interne $Z_s(f) = R_s(f) + jX_s(f)$ (figure I.6). Précisons que f est la fréquence de résonance de l'antenne [16].

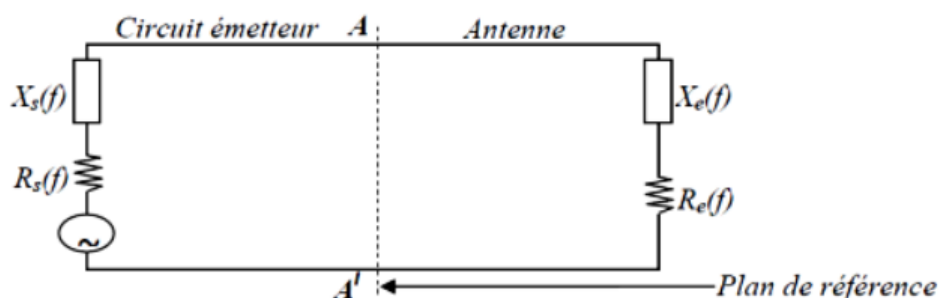


Figure I.6 : Schéma équivalent du dispositif à l'émission [19], [16].

D'une part, la partie réelle de l'impédance d'entrée $R_e(f)$ caractérise la puissance dissipée par l'antenne sous forme de rayonnement et de pertes diverses dans sa structure (effet Joule, onde de surface, etc.) et d'autre part, la partie imaginaire $X_e(f)$, d'interprétation plus délicate est liée à la puissance réactive concentrée au voisinage immédiat de l'antenne et au déphasage. L'impédance d'entrée de l'antenne est l'impédance vue de la part de la ligne d'alimentation au niveau de l'antenne. Cette impédance est donnée par l'expression :

$$Z_{in} = Z_0 \frac{1+S_{11}}{1-S_{11}} \quad (\text{I.7})$$

Z_0 = impédance caractéristique de la ligne d'alimentation.

Où S_{11} est fonction de la fréquence, alors Z_{in} varie aussi avec la fréquence.

I.5.5.2 Coefficient de réflexion

On considère un système constituant un générateur, une ligne de transmission d'impédance caractéristique, Z_c , et une antenne d'impédance Z_{ant} [20].

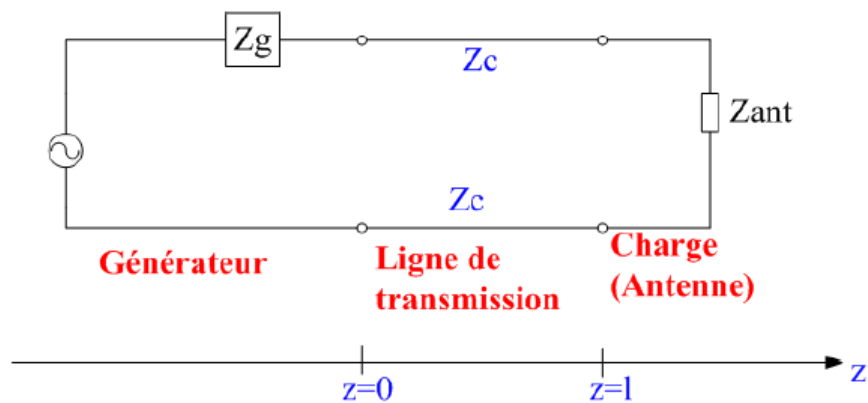


Figure I.7 : Schéma d'une antenne connectée à une ligne de transmission et un générateur.

Le coefficient de réflexion d'une antenne est un rapport entre l'onde incidence et l'onde réfléchie, est donné par :

$$\Gamma(z) = \frac{V_0^+}{V_0^-} e^{2jkz} = \frac{Z_{ant}-Z_c}{Z_{ant}+Z_c} e^{2jk(z-1)} \quad (\text{I.8})$$

Avec k : le nombre d'onde $k = \omega/c$

L'équation précédente permet de déterminer le paramètre de réflexion S_{11} ou Γ en $Z = 1$, [8].

$$\Gamma = S_{11} = \frac{Z_{ant} - Z_c}{Z_{ant} + Z_c} \quad (\text{I.9})$$

Le coefficient de réflexion S_{11} en décibel (dB) est :

$$|S_{11}|_{dB} = 20 \log(S_{11}) \quad (\text{I.10})$$

I.5.5.3 Rapport d'Ondes Stationnaires (ROS)

Le rapport des valeurs maximales/ minimales de diagramme d'onde stationnaire le long d'une ligne de transmission à laquelle une charge est connectée. La valeur VSWR varie de 1 (charge adaptée) à l'infini pour une charge court-circuitée ou ouverte. Pour la plupart des antennes, la valeur maximale acceptable de VSWR est de 2. VSWR est lié au coefficient de réflexion Γ par : [7].

$$VSWR = \frac{1 + |\Gamma|}{1 - |\Gamma|} \quad (\text{I.11})$$

I.5.5.4 Gain et directivité

Dans une certaine direction d'antenne (θ, ϕ) et celle d'une antenne isotrope le gain (G) est le rapport d'intensité de rayonnement ou en autre terme c'est la quantité descriptive de performance d'antenne, le gain est exprimé en dB [21],[7].

$$G(\theta, \phi) = 4\pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (\text{I.12})$$

I.5.5.5 Rendement de l'antenne

L'efficacité ou le rendement η d'une antenne définit la capacité de transformer la puissance transmise à l'antenne P_t en puissance rayonnée $Pray$ [22], [14]. Elle est définie par :

$$\eta = \frac{Prat}{P_t} \quad (\text{I.13})$$

Avec $Pray$ et P_i sont données par :

$$Pray = \iint r^2(\theta, \phi) d\phi \quad \text{Et} \quad P_t = 4\pi r^2 S_{ri}$$

D'après les équations, l'efficacité peut être exprimée par le rapport entre le gain et la directivité :

$$\eta = \frac{G(\theta, \varphi)}{D(\theta, \varphi)} \quad (\text{I.14})$$

I.5.5.6 La Bande passante

La bande passante est définie comme étant une plage de fréquences sur laquelle les performances d'un dispositif électronique sont conformes à certaines spécifications. Dans le domaine des antennes en applications terrestres, la bande passante correspond généralement à la plage de fréquences sur laquelle 90% de la puissance incidente est transmise, ce qui correspond à $S_{11} = -10\text{dB}$, et sous condition que le diagramme de rayonnement, ou la répartition de l'énergie rayonné, ne change pas sur cette bande [23], [24], [25].

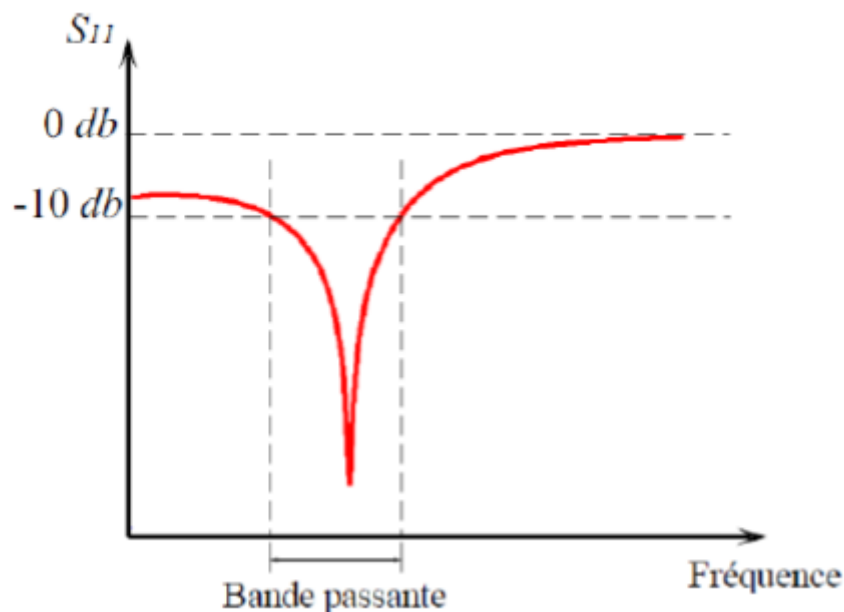


Figure I.8 : Bande passante et coefficient de réflexion.

Pour connaître la largeur de bande d'une antenne relativement au rayonnement, on trace le paramètre S_{11} de réflexion en fonction de la fréquence. On admet généralement que si ce paramètre est inférieur à -10 dB ou -15 dB , la puissance de rayonnement est suffisante. Il suffit alors de repérer sur la courbe les valeurs de la fréquence correspondant à cette valeur comme sur la figure I.8 [23], [24], [25].

I.5.5.7 Diagramme de rayonnement

La densité de puissance rayonnée par une antenne est répartie dans l'espace autour de celle-ci en fonction de sa géométrie et de son adaptation. Les diagrammes de rayonnement sont utilisés pour représenter graphiquement cette répartition. Ils sont donnés en zone lointaine et généralement dans un repère en coordonnées polaires.

Les diagrammes peuvent être représentés sur des figures en 2D (polaire ou cartésien) ou en 3D (Figure I.9). Ou D est la dimension la plus grande de l'antenne et λ la longueur d'onde associée à la fréquence de fonctionnement de l'antenne [6].

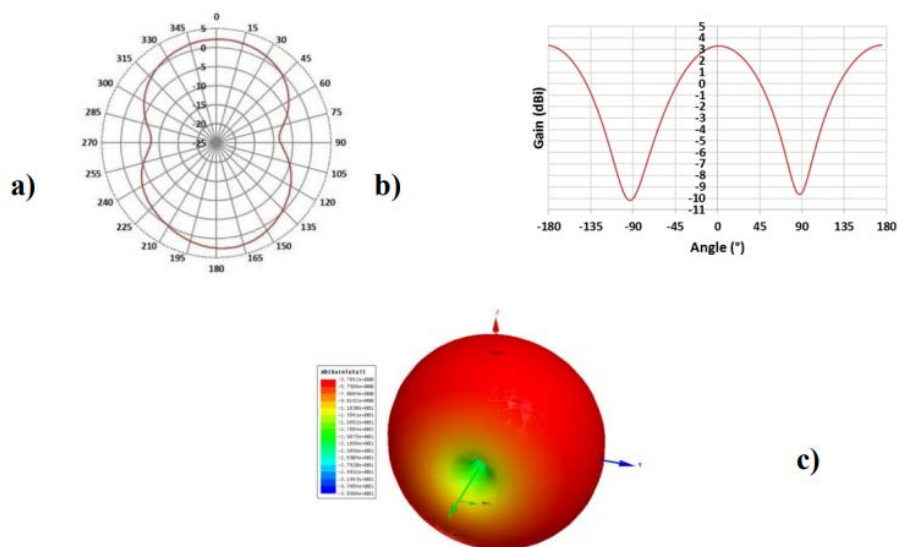


Figure I.9 : Différents types de représentation des diagrammes de rayonnement a)2D polaire b) 2D cartésien c) 3D [6].

Les antennes dans le domaine biomédical envoient les données du patient au médecin et surveillent son état de santé à distance, que ce soit sur de courtes ou de longues distances, auquel cas l'antenne doit être omnidirectionnelle (figure I.10) afin de couvrir entièrement l'environnement du patient [7].

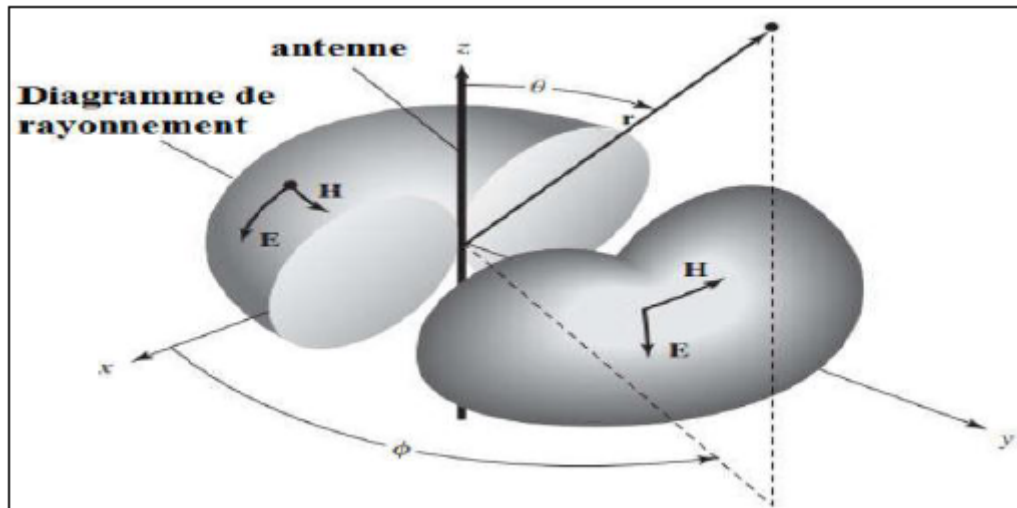


Figure I.10: Diagramme omnidirectionnel d'une antenne [26], [7]

I.5.5.8 Polarisation de l'antenne

Les ondes électromagnétiques propagent des champs vectoriels, on dit qu'elles sont polarisées. Le champ magnétique d'une onde plane se déduit directement du champ électrique qui est le seul à être utilisé pour définir la polarisation :

- **Polarisation rectiligne** : Le champ électrique reste parallèle à une direction fixe, orthogonale à la direction de propagation. La direction de polarisation résulte de l'orientation des courants sur la surface de l'élément. La position du point d'alimentation sur l'antenne est très importante pour la détermination de la direction de la polarisation qui est parallèle à la direction des courants sur l'élément. Par conséquent, la polarisation (tout comme l'orientation des courants sur les éléments) est parallèle à l'axe OY
- **Polarisation circulaire** : La polarisation est dite circulaire si l'extrémité du vecteur du champ électrique, en un point de l'espace, décrit un cercle lorsque les ondes se propagent.

Les antennes n'ont pas toutes une polarisation rectiligne. Selon leur structure et la manière de l'alimentation, il est possible d'obtenir une polarisation elliptique ou circulaire (par exemple, en excitant l'antenne en deux points par deux sources égales mais déphasées de 90°) [6].

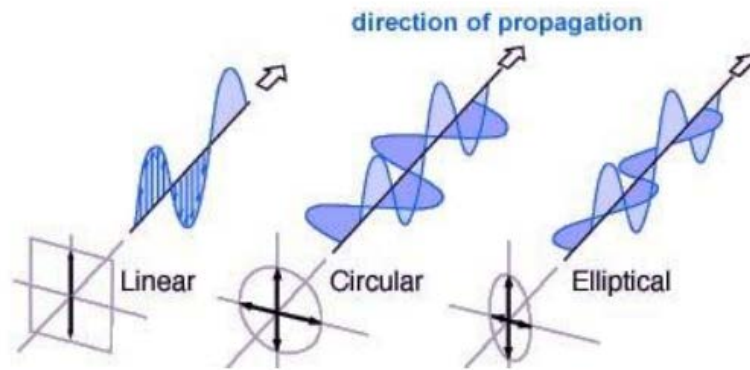


Figure I.11: Différents types de polarisation.

Une caractéristique très importante dans le domaine biomédical est le SAR

I.5.5.9 Taux d'absorption spécifique TAS (en anglais SAR Specific Absorption Rate)

Le taux d'absorption spécifique (TAS) est la taille associée à l'absorption du rayonnement électromagnétique par les tissus biologiques. La valeur moyenne de SAR pour la norme IEEE est de 1,6 W/kg pour 1 g [12],[7].

Le SAR est le paramètre le plus important pour quantifier les effets du rayonnement électromagnétique sur le corps humain. Il peut être déterminé théoriquement ou mesuré dans des tissus biologiques par l'exposition au rayonnement électromagnétique [12],[7]. Il peut être aussi calculé à partir du champ électrique dans le tissu comme suit :

$$SAR = \int_{\text{échantillon}} \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr \quad (\text{I.15})$$

Ou : E le champ électrique (V/M).

σ : La conductivité électrique du tissu(S/m).

ρ : La densité de l'échantillon (Kg/m³)

I.5.6 Technique d'alimentation

I.5.6.1 Alimentation par ligne microbande

Une ligne micro-ruban est directement connectée à l'élément rayonnant comme le montre la figure (I.12), le point de jonction peut être sur l'axe de symétrie du

patch ou complètement décalé pour permettre une meilleure adaptation d'impédance comme le montre la figure (I.13) [27], [13].

Ce type d'alimentation est facile à mettre en œuvre et à modéliser, mais peut engendrer un rayonnement parasite qui peut devenir considérable et une bande passante typiquement entre 2 et 5 [27], [13]. Elle est très utilisée dans les réseaux d'antennes imprimées de différentes formes [13].

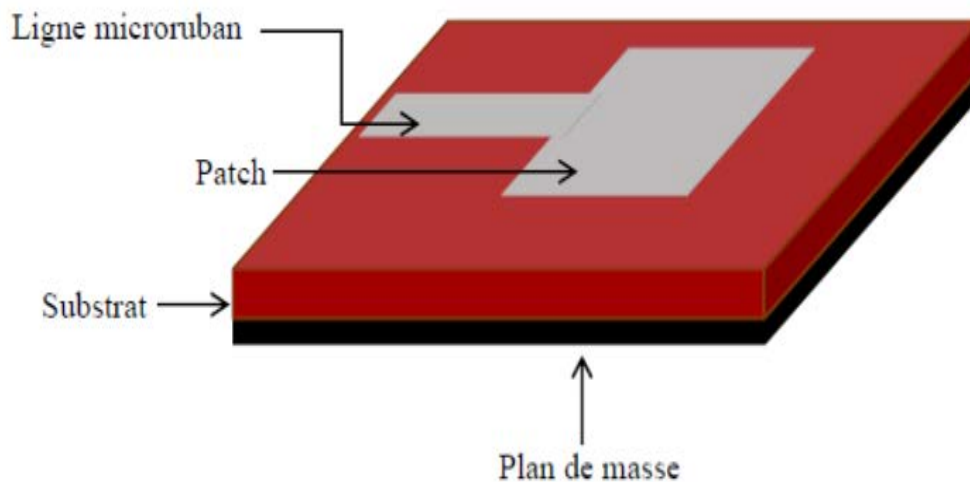


Figure I.12 : Alimentation par ligne micro-ruban [14].

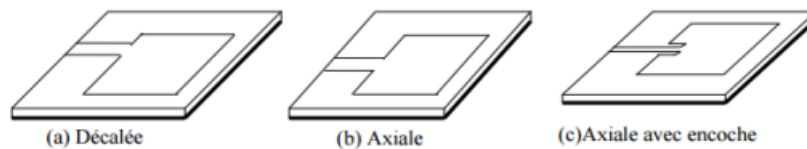


Figure I.13 : Alimentation par ligne micro-ruban [13].

Les antennes micro-ruban ont une large implémentation dans de nombreuses applications où la taille, le poids, le coût, les performances et la facilité d'installation sont des contraintes. En tant qu'antennes à profil bas, elles représentent une solution durable pour les applications exigeantes, telles que les communications sans fil, la radio mobile, les applications aéronautiques et satellites, etc. Ces antennes sont simples à fabriquer et, selon les exigences de conception, elles peuvent fournir diverses solutions, en termes de fréquence de résonance, diagramme de rayonnement, polarisation, impédance [13].

I.5.6.2 Alimentation par câble coaxial

L'alimentation par câble coaxial ou s'appelle l'alimentation de seconde coaxiale est également largement utilisées. Dans ce type d'alimentation le conducteur intérieur du câble coaxial est attaché au patch de rayonnement tandis que le conducteur extérieur est connecté au plan de masse comme le montre dans la figure I.14 [28], [13].

Ce type d'alimentation caractérisé par la facilité de fabrication et à assortir, et elle a un faible rayonnement supérieur, cependant, il a également une bande passante étroite et il est plus difficile à la fois le micro-ruban pour les substrats épais ($h > 0.02\lambda_0$)

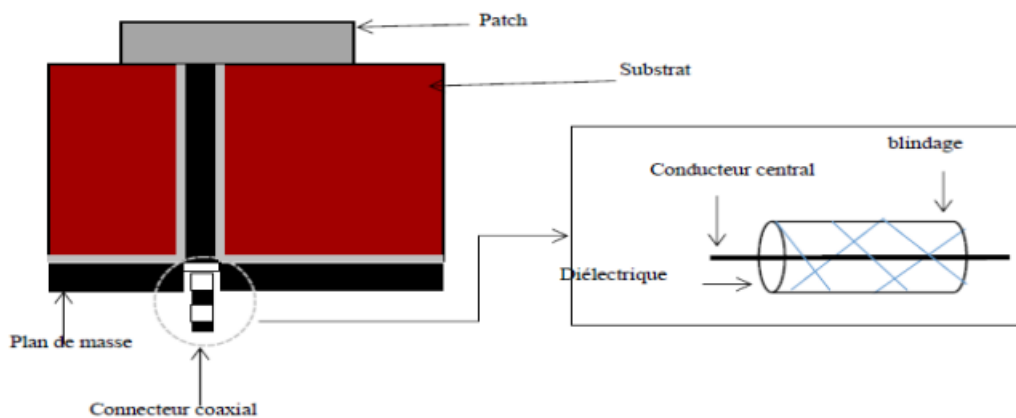


Figure I.14 : Alimentation par câble coaxial [14].

I.5.6.3 Alimentation par proximité

La ligne d'alimentation micro-ruban et la sonde possèdent des asymétries inhérentes qui génèrent des modes d'ordre supérieur qui produisent un rayonnement à polarisation croisée [28],[13]. Pour surmonter certains de ces problèmes, l'alimentation sans contact a été proposée [4],[13]. La source d'alimentation de proximité est divisée en deux types d'alimentation : alimentation à couplage EM (proximité) et alimentation à couplage ouvert.

I.5.6.3.1 L'alimentation par couplage à ouverture

Le couplage d'ouverture est le plus difficile à fabriquer de tous les quatre méthodes et il a également une bande passante étroite. Cependant, il est un peu plus

facile à modéliser et a un rayonnement parasite modéré. Le couplage à travers la fente peut être modélisé en utilisant la théorie de Bethe [28],[13].

Dans ce type de technique d'alimentation, le patch rayonnant et la ligne d'alimentation micro-ruban sont séparés par le plan de masse comme le montre la figure I.15. Le couplage entre le patch et la ligne d'alimentation se fait à travers une fente ou une ouverture dans le plan de masse [13].

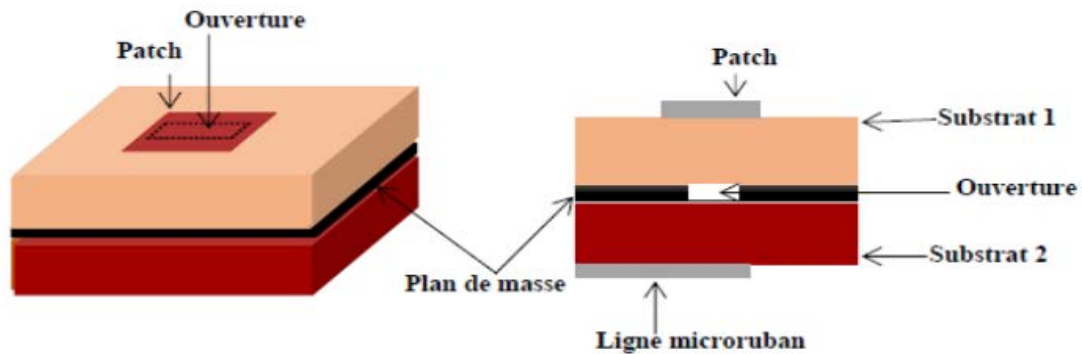


Figure I.15 : Alimentation par proximité par couplage à ouverture [14].

Cette structure est constituée de deux substrats superposés et séparés par un plan de masse. Sur la face inférieure du substrat inférieur, une ligne micro ruban est percée qui sert de source d'alimentation, dont l'énergie est couplée au patch à travers une ouverture gravée dans le plan de masse séparant les deux substrats. Cette disposition permet une optimisation indépendante du mécanisme d'alimentation et de l'élément rayonnant (voir figure I.15). Habituellement, le substrat inférieur utilise un matériau à haute constante diélectrique, tandis que le substrat supérieur utilise un matériel épais avec un faible constant diélectrique.

I.5.6.3.2 Alimentation par couplage électromagnétique

La source d'alimentation utilise un couplage électromagnétique (couplage de proximité), moins courant, couplage direct d'une ligne micro-ruban située entre l'élément rayonnant et le plan de masse et placée entre deux couches de substrats diélectriques (voir figure I.16) [13].

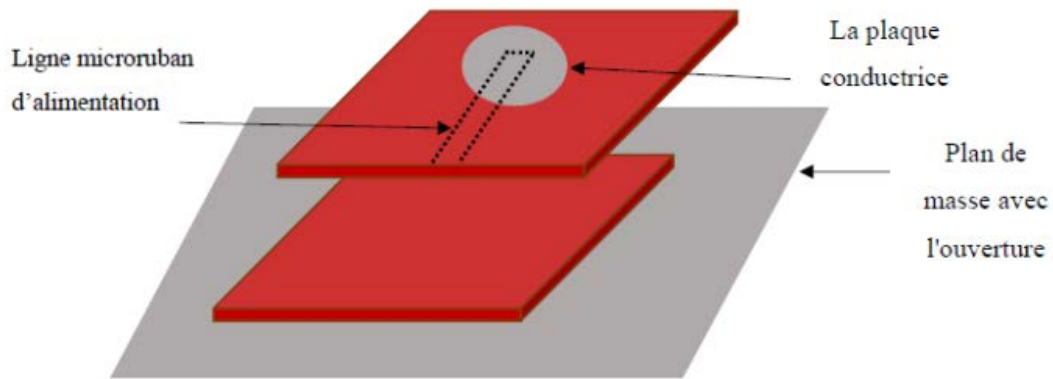


Figure I.16 : Alimentation par proximité par couplage électromagnétique [14].

I.5.7 Techniques d'adaptation des antennes imprimées

Chaque système qui transforme l'énergie sur une ligne de transmission a besoin d'adaptation ; 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.

I.5.7.1 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 [14].

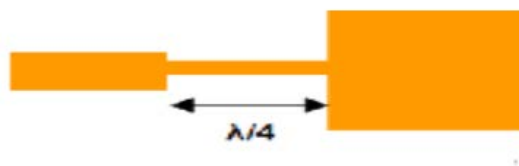


Figure I.17 : Adaptation par quart à adaptation quart d'onde

I.5.7.2 Adaptation par stub

Une autre façon de procéder pour arriver à l'adaptation d'une charge quelconque consiste à utiliser un stub. Grâce à un stub en un circuit ouvert (open stub) ou en court-circuit (short stub). La solution retenue est généralement celle

présentant le plus faible encombrement. Le raisonnement peut se faire en impédance mais il est plus facile de travailler dès le départ en admittance pour faire la somme des impédances parallèles ramenées [14].

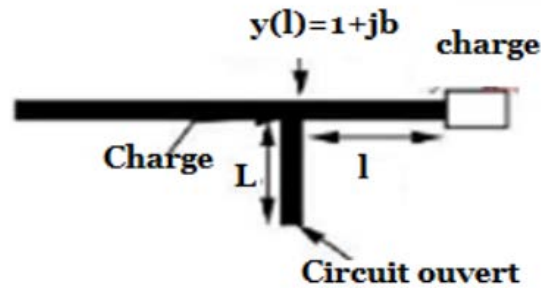


Figure I.18 : Stub en circuit ouverte.

I.5.7.3 Adaptation avec encoche

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



Figure I. 19 : Patch rectangulaire

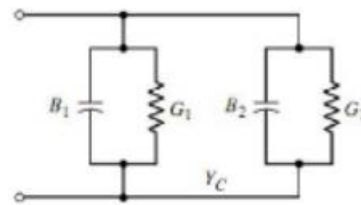


Figure I.20 : L'équivalence en circuit

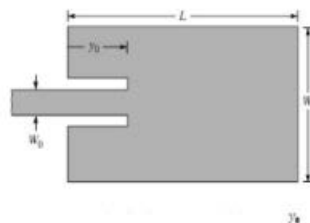


Figure I.21 : Patch adapté par encoches de longueur

I.5.8 Domaine d'application des antennes imprimées

Vu l'explosion technologique dans la télécommunication et les recherches scientifiques continues concernant les antennes imprimées, et vu les exigences multiples dans le domaine de communication, l'utilisation des antennes micro-ondes classiques devient incapable de répondre à ces exigences. Pour cette raison, les antennes microbandes remplacent les antennes classiques dans la plupart des applications [29],[30],[20]. Parmi ces applications on cite:

- Les télécommunications par satellites ;
- La commande et contrôle ;
- La télémétrie par missile ;
- Les équipements portatifs ;
- Les éléments d'alimentation dans les antennes complexes ;
- Les antennes d'émission utilisées en médecine ;
- Les récepteurs satellite de navigation.

I.5.9 Réseau d'antennes Imprimées

L'utilisation d'une antenne imprimée à patch unique s'avère souvent insuffisante pour répondre aux contraintes de rayonnement imposées. Des caractéristiques spécifiques comme un gain élevé ou un lobe principal conformé ne peuvent généralement être obtenus que par le regroupement de plusieurs sources rayonnantes pour former un système appelé réseau d'antennes [32],[33],[31]. L'avantage de l'assemblage de plusieurs antennes primaires permet donc d'obtenir des rayonnements hautement dirigés, En fonction du nombre et de la nature des éléments, de la forme de leur alimentation électrique ainsi que de leur disposition technique dans le réseau [31].

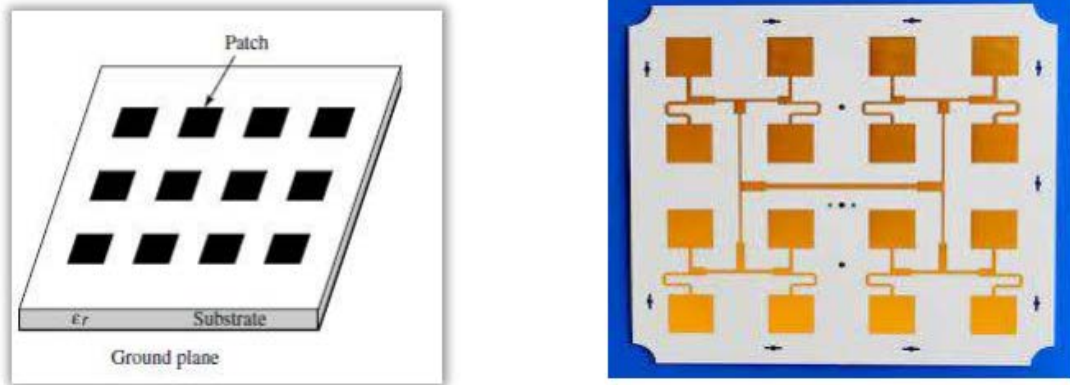


Figure I.22 : Géométrie d'un réseau antenne patch 4x4(extrait de [34], [31]).

I.5.9.1 La Configuration de réseau d'antenne patch

- **Antenne en réseau linéaire** : les éléments rayonnants sont placés l'un après l'autre par des déplacements parallèles sur une même droite.
- **Antenne en réseau circulaire** : antenne constituée d'un groupement d'éléments rayonnants identiques dans lesquels chaque ensemble de points est placé sur un cercle [35], [31].
- **Antenne en réseau plan** : les éléments rayonnants se déduisent l'un de l'autre par des translations parallèles à un même plan.
- **Antenne en réseau tridimensionnelle** : Pour obtenir la forme du faisceau dans tout l'espace et tous les directions, une configuration cubique ou sphérique est requise, c'est-à-dire une configuration tridimensionnelle.

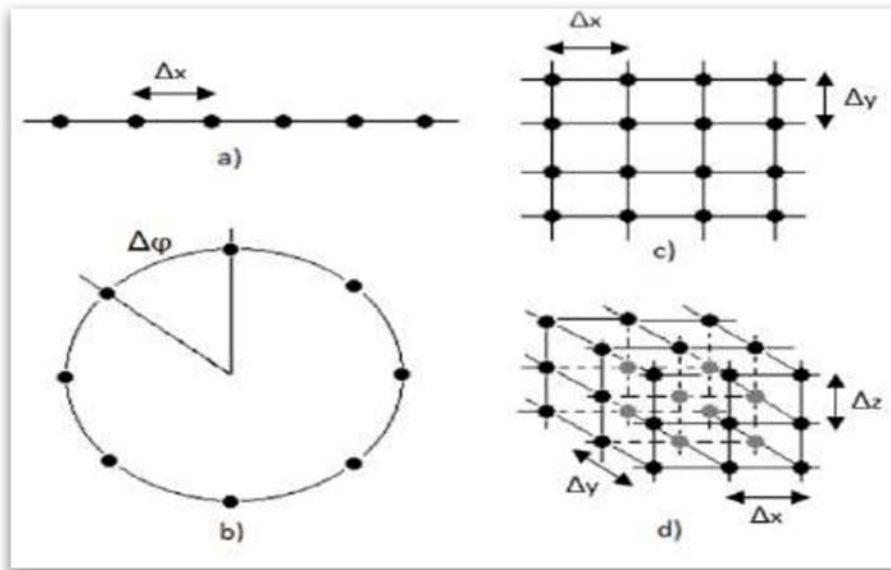


Figure I.23 : Différentes configurations de réseaux d'antennes : (a) : linéaire, (b) : circulaire, (c) : planaire, (d) : tridimensionnelle

I.5.9.2 Configuration de l'alimentation de réseau d'antennes

Le bon choix de configuration dépend de nombreux facteurs, tels que la bande passante, le gain d'antenne requis, la perte d'insertion, l'angle du faisceau, le niveau du réseau / lobe latéral, la capacité de gestion de l'alimentation et la polarisation.

I.5.9.2.1. Alimentation série

Les éléments multiples sont disposés linéairement et alimentés en série par une seule ligne de transmission constituée d'une configuration d'alimentation en série (figure I.24), la perte d'insertion est la plus faible, mais la moins polarisée et la bande passante la plus étroite, une largeur de bande de 1%.

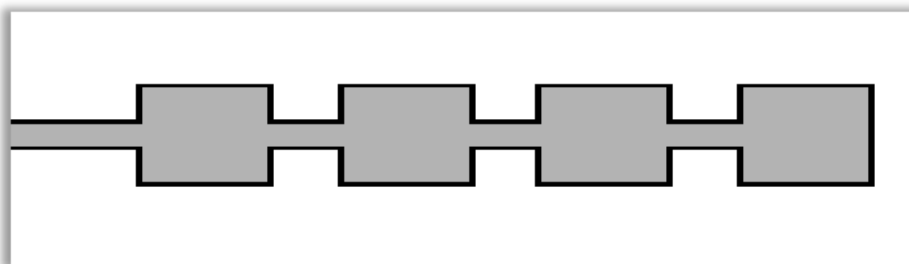


Figure I.24 : Alimentation série de réseau d'antennes

I.5.9.2.2 Alimentation parallèle

La configuration de base de l'alimentation parallèle est unidimensionnelle à partir d'un réseau de dérivation de diviseurs de puissance bidirectionnels, comme illustré à la figure I.25.

L'alimentation conjointe est la plus couramment utilisée pour l'alimentation à large bande parallèle, peut atteindre une largeur de bande de 15% ou plus. La puissance est répartie également à chaque liaison, et la position du faisceau est indépendante de la fréquence à condition que les distances entre le port d'entrée et chaque radiateur identique.

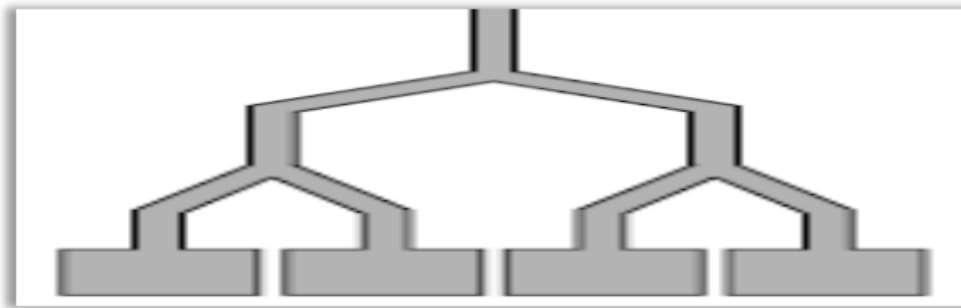


Figure I.25 : Alimentation parallèle de réseau d'antenne.

I.6 Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous nous sommes intéressés à la présentation d'une généralité sur les antennes imprimées qui sont devenues omniprésentes dans la quasi-totalité des systèmes de communications sans fil.

Après un bref aperçu aux dispositifs médicaux dédiés à la télémédecine nous avons présenté une généralité sur les antennes.

Ensuite nous avons présenté la structure de l'antenne imprimée, les paramètres essentiels de cette antenne tels que le gain, la directivité, le coefficient de réflexion l'impédance et la polarisation. Nous avons montré également quelques différentes techniques d'alimentation, et les techniques d'adaptation ainsi que une brève présentation sur les réseaux d'antennes Imprimées en dernier lieu.

Dans le chapitre suivant nous allons présenter une généralité sur la technologie ULB et les différents types des antennes utilisées dans ce domaine.

CHAPITRE II

Généralités sur la technologie

Ultra Large Bande

II.1 Introduction

La technologie ULB est l'une des technologies émergentes qui a mobilisé une grande attention des scientifiques et de l'industrie dans le monde entier après la réservation de la bande 3.1-10.6 GHz pour les applications ULB. Cette technologie possède de nombreux avantages, tels qu'une large bande passante, un très haut débit (jusqu'à plusieurs centaines de Mbits/s) et une immunité excellente aux interférences multi-trajets. Grâce à ces avantages, la technologie ULB est employée pour de nombreuses applications : des systèmes micro-ondes, de télécommunication jusqu'aux applications RADAR (Radio Detection And Ranging). L'antenne joue un rôle crucial dans tous les systèmes de communication et plus précisément les systèmes ULB qui doivent respecter le niveau de transmission, imposé par la FCC (Federal Communication Commission), limité par -41.3dBm/MHz [36].

Dans ce chapitre, nous présentons la technologie Ultra Large Bande. Ainsi que ses caractéristiques qui en font une technologie innovante et particulière, et les nombreux domaines d'applications est plus précisément les applications biomédicales pouvant tirer profit de ces performances. Nous passerons ensuite par la présentation des différents types d'antennes ULB, technique d'élargissement de la bande passante d'une antenne ULB et antennes ULB à bande de fréquences rejetées. Enfin, nous citons les avantages et les inconvénients de cette technologie.

II.2 Technologie l'Ultra Large Bande

II.2.1 Historique

Durant ces trois décennies, pour faire face à l'encombrement des bandes de fréquences utilisées pour la transmission d'information, on a essentiellement cherché à réduire la largeur de bande nécessaire pour transmettre ces informations avec un taux d'erreur acceptable. Ce n'est que récemment-une dizaine d'années-que le concept d'ultra large bande a retrouvé un intérêt principalement suscité par le développement des transmissions à courte distance.

La grande majorité des techniques de transmission actuelles utilisent des modulations avec porteuses (Bluetooth, wifi..).

Si le terme ultra large bande est relativement récent, le concept lui-même est par contre bien plus ancien:

Dès la fin du 19ème siècle, Heinrich Hertz avait eu l'idée d'utiliser des décharges électriques pour produire des ondes électromagnétiques, c'était la base de la technique ultralarge bande.

Dans les années 60, Ross et Bennett étudient pour la première fois la propagation d'ondes électromagnétique d'un point de vue temporel plutôt que fréquentiel. Dans leur application apparait des applications liées à cette nouvelle technique à savoir: les communications et les radars.

Dans les années 1970-1994, la majorité des travaux vise à améliorer certains sous-systèmes de cette nouvelle technique. A cette époque, on lui donne plusieurs noms : technologie « sans porteuse », ou en « bande de base » ou encore « technologie impulsionnelle ». C'est en 1989 que le terme Ultra Large Bande apparait dans une publication du ministère de la défense aux Etats-Unis. Les travaux concernant cette technologie se sont effectués, pour la plupart, dans le cadre de programmes confidentiels américains (militaires).

En 1994, la confidentialité des travaux liés à l'Ultra Large Bande est levée : la recherche se développe de façon importante aussi bien dans l'industrie que dans les universités.

En 2002, la FCC (Federal communication commission) l'organisme de régulation des communications américains, réglemente l'Ultra Large Bande : elle en donne une définition précise, et définit les niveaux de puissance maximale autorisés (-41dB/MHz pour la bande haute) [37], [38].

II.2.2 Définition

L'Ultra Large Bande ou UWB, est un terme générique utilisé pour représenter une technique d'accès radio qui a été étudiée sous différentes appellations. On peut citer les termes : radio à grande largeur de bande relative, radio à fonction orthogonale [39], [38]. En définissant la largeur de bande relative selon deux critères :

$$BP_{Relative} = 2 \cdot \frac{(f_H - f_L)}{(f_H + f_L)} \quad (II.1)$$

1. Selon FCC (Federal Communications Commission) l'antenne a une valeur supérieure à 0.2.
2. Selon DARPA (Défense Advanced research Projects Agency 1990), l'antenne a une valeur supérieure à 0.25.

Où f_H et f_L désignent respectivement les fréquences limites basses et hautes du spectre de signal, fréquences prises -10dB. Les deux conditions ne sont pas forcément remplies en même temps [40].

De plus, la FCC définit l'antenne UWB comme toute antenne ayant une bande passante supérieure à 500MHz. La fréquence la plus élevée et la fréquence la plus basse de la bande passante sont définies selon la FCC par les fréquences auxquelles la puissance rayonnée est de -10 dB de sa valeur maximal [41], [38].

II.2.3 Règlements pour les communications

En février 2002, la FCC (*Federal Communication Commission*) a modifié cette définition et l'a remplacée par une nouvelle : Un signal ULB devient un signal dont la puissance présente une bande passante à -10dB de la puissance maximale émise supérieure ou égale à 20%.

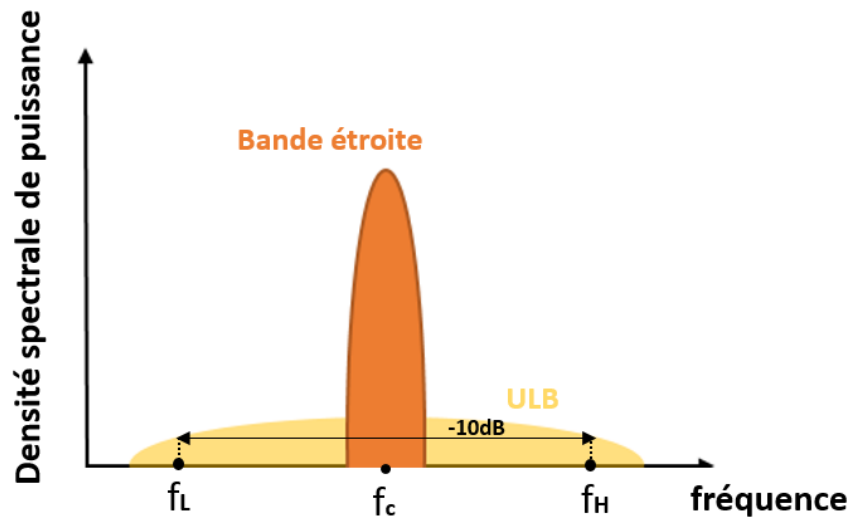


Figure II.1 : Comparaison de Spectre bande étroite et large bande.

Finalement, la FCC a attribué la bande de fréquences destinée à l'ULB comprise entre 3.1GHz et 10.6GHz [42], avec une densité spectrale de puissance très faible limitée à -41.3 dBm/MHz. Cette valeur reste la même en environnements extérieur (Outdoor) et intérieur (Indoor) [43].

II.2.4 Caractéristiques de technologie Ultra Large Bande

La technologie ULB a plusieurs caractéristiques qui la distinguent des systèmes à bande étroite conventionnels :

Un large de bande instantanée, typiquement de l'ordre 500 MHz à plusieurs GHz, ce qui rend l'ULB plus adaptée à l'augmentation de débit que les systèmes existants présentant des contraintes sur leurs largeurs de bande. En effet, la capacité d'un canal de transmission peut être calculé selon le théorème de Shannon par :

$$C = B \cdot \log_2 \left(1 + \frac{S}{N_0 \cdot B} \right) \quad (\text{II.2})$$

Où C représente la capacité maximale du canal (bit/s), B la largeur de bande du canal(Hz), S la puissance de signal (w), N la densité spectrale de puissance de bruit. Il est clair d'après l'équation (II.2) que la capacité maximale du canal de transmission croit linéairement avec la largeur de bande. Par ailleurs, cette capacité C'est une indication sur le débit maximal théorique. Pour un canal donné, comme on sait d'après la théorie de l'information, il est possible de transmettre des données à un taux d'erreur binaire reste inférieur à un certain seuil fixé, à condition que le débit de transmission de données reste inférieur à la capacité maximale du canal de transmission.

La grande largeur de bande offre à l'ULB une résolution temporelle supérieure à celle des systèmes conventionnels, pour des applications radar et de localisation précise. Cette résolution est typiquement de l'ordre de la nanoseconde (ULB en mode impulsionnel).

Une courte durée d'impulsion permet une grande robustesse face aux évanouissements rapides dus aux trajets multiples dans un environnement dense. Cette courte durée permet l'exploitation d'un nombre supérieur de trajets.

Une faible densité spectrale de puissance qui permet la coexistence de l'ULB et des services existants. En effets, la large bande de fréquences des signaux ULB

recouvre des fréquences déjà allouées à d'autres systèmes radio. Les autorités de régulation ont alors imposé cette propriété aux signaux ULB afin de permettre de la coexistence de l'ULB avec les services existants sans les perturber.

Comme conséquence à cette faible densité spectrale de puissance, les signaux ultralarge bande sont plus difficiles à détecter et les communications sont mieux sécurisées.

D'autre part, cette propriété limite la portée des communications ULB à quelques dizaines de mètres. Les applications visées par l'ULB sont donc des applications à courtes portées et à haut débit comme les réseaux Ad Hoc par exemple.

Une simple implémentation étant donné que l'ULB permet la transmission directe d'impulsions en bande de base sans porteuse [44], [38].

II.2.5 Positionnement de la technologie Ultra Large Bande

La figure II.2 présente le positionnement de l'ULB par rapport aux principaux standards des réseaux WLAN et WPAN en termes de portée et de débit. Au vu de ces différents standards, la technologie ULB semble bien positionnée, offrant une alternative à la fois haut débit, bas coût et de faible consommation, particulièrement adaptée aux radiocommunications à courte portée (WLAN, WPAN/WBAN).

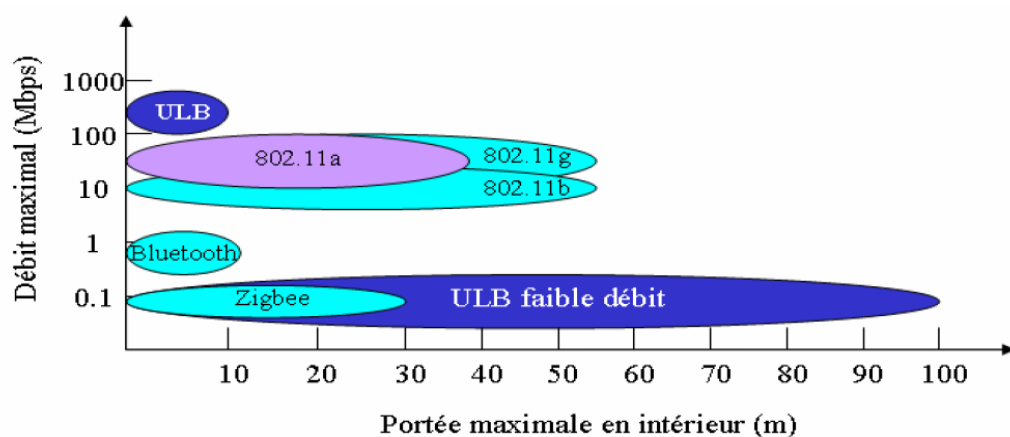


Figure II.2: Positionnement de l'ULB par rapport aux principaux standards WLAN et WPAN [38].

II.3 Différents types d'applications de l'Ultra Large Bande

En février 2002, la FCC a défini trois types d'applications pour l'ULB [45],[40]

- ✓ Bande de fréquences 24 GHz et 77 GHz : applications liées aux véhicules
- ✓ Bande de fréquence <1 GHz: radar GPR et radar "seethroughwall".
- ✓ Bande 1.99-10.6 GHz: Applications médicales (imagerie).
- ✓ Bande 3.1-10.6 GHz: Système de communications sans fil et applications liées à la localisation.

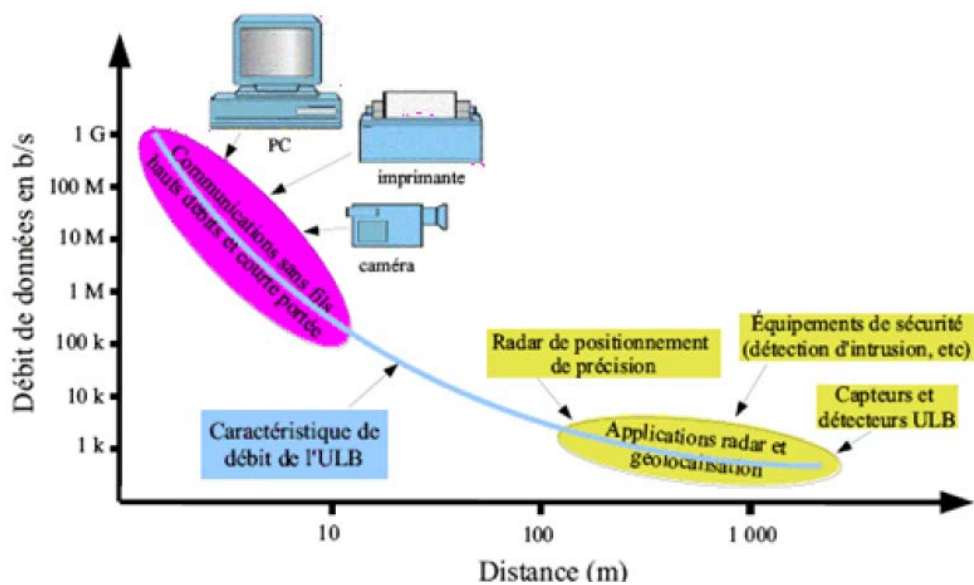


Figure II. 3: Différentes applications de l'Ultra Large Bande.

II.3.1 Application de technologie ULB dans domaine médical

II.3.1.1 Dispositifs sans fil sans contact

Les plateaux opératoires doivent maintenir un environnement stérile pour écarter l'infection. Un problème habituel est quand des instruments non stériles doivent être utilisés (pour par exemple allumer la lumière ou l'utilisation d'un stylo pour documenter des démarches) pendant une opération. L'utilisation des équipements et des technologies sans contact est donc de plus grande importance. L'ULB peut bien contribuer à ce besoin. Ils peuvent aisément être adaptés aux besoins de construire des équipements sans contacts sans fil, pour concevoir des

plateaux opératoires intelligents où les commandes peuvent être sans fil pour accomplir des tâches bien spécifiques [46].

II.3.1.2 Radar ULB

Dans le domaine du radar tout d'abord, cette technologie est déjà largement éprouvée, notamment pour le radar à pénétration de sol (*Ground Penetrating Radar, GPR*). En effet, pour cette application, le fait de transmettre une impulsion très rapide et de très faible durée est intéressant car la résolution des systèmes radar est directement proportionnelle à la largeur de bande de l'impulsion.

Cette augmentation de résolution permet, en croissant les résultats de plusieurs mesures, d'obtenir des informations, non seulement sur la taille et la localisation des objets enfouis mais également sur leur nature (détermination de leur permittivité diélectrique). C'est pourquoi l'ULB peut être utilisée pour des applications telles que le contrôle non destructif en génie civil (détection de canalisation), le déminage mais peut aussi être envisagée en imagerie médicale pour la détection de tumeurs [47], [38] et pour contrôler l'évolution des grossesses [40], [38] figure II.4.

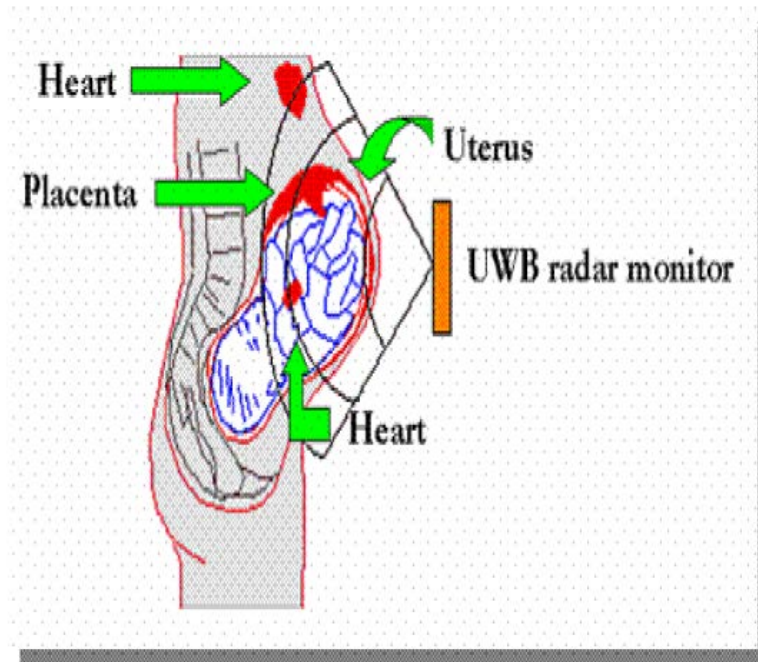


Figure II.4: Radar ULB utilisé pour contrôler l'évolution des grossesses.

II.3.1.3 Télésurveillance continue

L'ULB peut être une technologie appropriée pour la télésurveillance des patients et peut remplacer les ultrasons. Des patients peuvent être surveillés à distance et d'une façon non envahissante pendant de longues périodes sans interruption. Un exemple typique serait le soin à distance, sans contact et de façon continu de la mère et de son enfant.

L'applicabilité de l'ULB pour les systèmes RFID est adaptée à l'environnement médical pour poursuivre le statut et l'endroit exact des patients, le personnel et l'équipement essentiel. De plus, la technologie ULB peut être intégrée avec des capteurs pour surveiller la fréquence des battements, tension artérielle, la température, signes de vie et peut transmettre leurs données sans fil. Ceci sera plus confortable aux patients aussi bien que le personnel médical par rapport aux capteurs à câble conventionnelles [48], [46].

II.4 Les antennes Ultra Large Bande

II.4.1 Définition

La caractéristique première qui sert à distinguer une antenne ULB des antennes usuelles est, tout naturellement, la largeur de la bande passante. D'après l'approche de la FCC, la largeur de la bande passante représente une bande relative instantanée au-dessus de 0.2. Trois classes d'antennes ULB fondées sur les applications ont déjà fait surface depuis l'apparition de l'antenne ULB. En premier, la classe « DC to day light » regroupe les antennes conçues pour obtenir le plus de bande passante possible. Il y a des applications typiques comportant à la fois des GPR (Ground Penetrating Radar), la CEM (compatibilité du Champ électromagnétique ou mesure du champ), les armes électromagnétiques, les radars en mode impulsionnelle (impulse radars) ainsi que les systèmes de communication discrets. Le but visé par ces antennes est de couvrir le spectre le plus large possible [49].

II.4.2 Les différents types des antennes ULB

II.4.2.1 Antennes indépendantes de la fréquence

Théoriquement, les antennes indépendantes de la fréquence sont des antennes dont le diagramme de rayonnement, l'impédance d'entrée et la polarisation restent virtuellement inchangées sur une bande passante quasiment infinie. Leur fonctionnement est basé sur le principe de dimensionnement d'une antenne en fonction de la fréquence de travail. En effet, si l'on multiplie toutes les dimensions de l'antenne par un facteur X , les performances de l'antenne restent inchangées, seule la fréquence de travail augmente du même du facteur X [50], [38].

II.4.2.1.1 Les antennes spirales

Ces antennes ont été décrites par Dyson en 1959. Il existe trois types de spirales : spirale qu'angulaire (spirale logarithmique), spirale conique et la spirale de type Archimède.

❖ Antennes spirales logarithmiques



Figure II .5: Antenne spirale logarithmique.

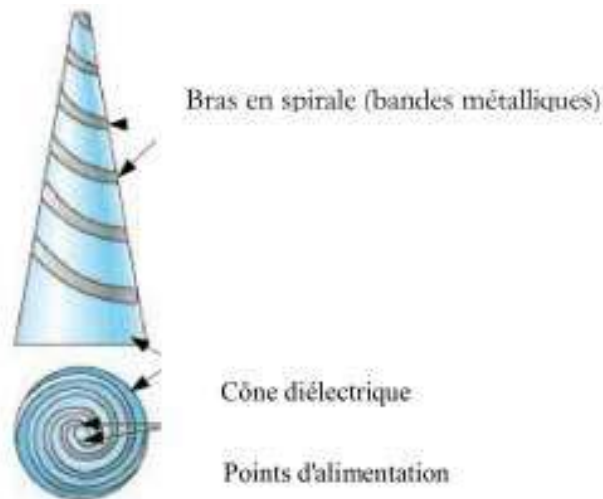
❖ Antenne spirale conique

Figure II. 6: Antenne spirale conique (vue de côté dessus) [44], [38].

❖ L'antenne à spirale d'Archimède

Figure II. 7: Antenne spirale d'Archimède.

II.4.2.1.2 Les antennes log-périodique

Les antennes log-périodique ont été conçues pour la première fois par Duhamel et Isabell en 1959 de l'université de l'Illinois. Elles s'appuient sur le principe d'une antenne dimensionnée pour toutes les fréquences mais de façon périodique et non répétitive comme c'est le cas des antennes que l'on a vues précédemment. Ainsi, si une structure rayonnante est transformée en une autre structure identique par la multiplication de ses dimensions par τ , toutes les deux présentent les mêmes performances (adaptation et le diagramme rayonnement) l'une

à la fréquence f et l'autre à la fréquence f/τ . En répétant cette transformation N fois les performances sont les mêmes aux fréquences $f_0 * \tau^N$ où la fréquence de référence et ont une période de répétition de $\log(\tau)$ en fonction de $\log(f)$, d'où leur appellation. Leur principe est donc bien analogue aux antennes dites indépendantes de la fréquence, à la différence qu'elles ne sont pas entièrement définissables uniquement par des angles et ne répondent donc pas exactement à leur définition. En général, seule l'enveloppe des structures log-périodiques est définissable par un angle constant, mais les formes à l'intérieur de cet espace peuvent varier (dipôles, trapèzes, arcs de cercles, etc...) [40], [38].

❖ Antenne log périodique de forme circulaire

L'antenne log périodique de forme circulaire est définie par plusieurs paramètres, tel qu'on peut voir dans la figure suivante :

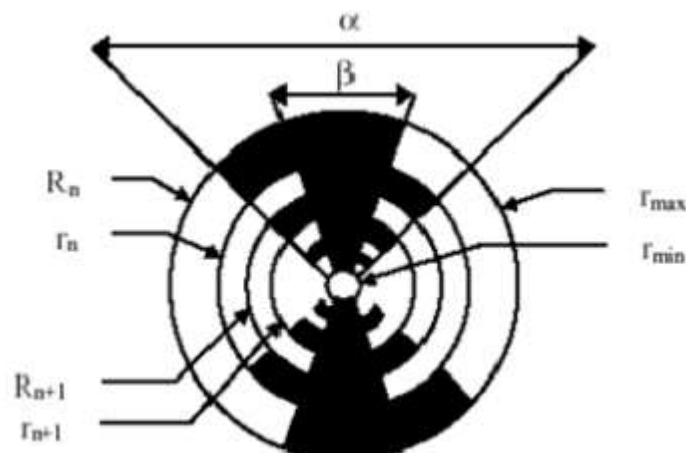


Figure II. 8: Antenne log périodique circulaire.

Cette antenne circulaire est déterminée par les relations suivantes :

- $r = \frac{R_{n+1}}{R_n} = \frac{r_{n+1}}{r_n}$ qui définit la périodicité des caractéristiques de l'antenne
- $x = \frac{r_n}{R_n}$ qui définit la largeur des dents.
- α et β définissent la longueur des dents.
- r_{min} et r_{max} limitent les extrémités de la structure.

❖ Antenne log périodique de forme trapézoïdale

L'antenne log-périodique trapézoïdale n'est autre qu'une antenne log-périodique, circulaire dont tous les bords (extrémités de l'antenne, forme des dents) présentent un profil plat plutôt qu'incurvé.

Il s'agit donc d'une géométrie plus facile à fabriquer, notamment pour la version filaire, dont les performances sont identiques à la version circulaire que ce soit en terme de bande passante (plusieurs octaves) ,de dimensionnement, ou de rayonnement toujours bidirectionnel en polarisation linéaire et dont la directivité est en fonction du rapport de périodicité de la structure. Enfin, son alimentation est symétrique et son caractère est toujours dispersif.



Figure II.9: Antenne spirale à forme trapézoïdale.

❖ L'antenne dipôle log-périodique LPDA (Log Periodic Dipole Array)

L'antenne dipôle log-périodique correspond à une antenne log-périodique trapézoïdale dont l'angle β tendait vers 0, ce qui réduit alors les triangles alimentant les dipôles parallèles en simples lignes [44],[38].

De même façon que pour les autres antennes log-périodiques, le rapport de périodicité est le rapport entre deux longueurs de dipôles successifs. Les dipôles sont connectés alternativement par une ligne de transmission centrale symétrique qui peut être croisée pour éviter le rayonnement arrière [37], [38].



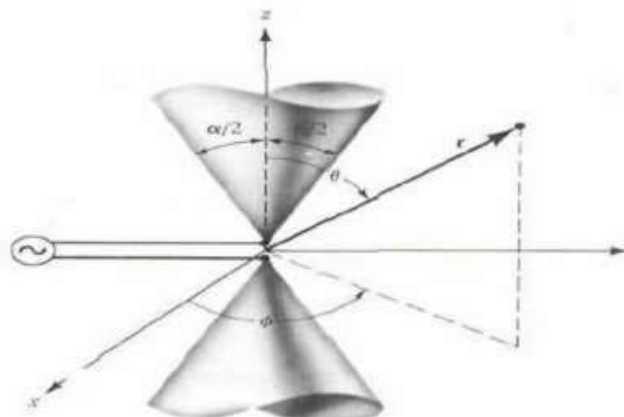
Figure II.10: Réalisation pratique d'une antenne LPDA [40], [38].

II.4.2.2 Antenne omnidirectionnelles (élémentaires)

On distingue deux grandes catégories dans les antennes élémentaires, les antennes volumiques qui ont des géométries tridimensionnelles (3D), et leurs dérivées bidimensionnelles (2D) ; dans ce second type on trouve souvent dans la littérature des formes imprimées sur un diélectrique où le plan de masse est parallèle à l'élément rayonnant, et des formes non-imprimées qui possèdent un plan de masse perpendiculaires [44], [38].

II.4.2.2.1 Antennes volumiques

❖ Antenne biconique



-a-



-b-

Figure II. 11: Antennes biconique. -a- à dimension infini et -b- à dimension fini.

❖ Antenne discône**Figure II. 12:** Antenne discône .**❖ Antenne papillon****Figure II. 13:** Antenne papillon.**II.4.2.3 Antenne directive**

Les antennes ULB directives peuvent être décrites comme des systèmes de transition entre un guide d'onde et l'espace libre.

L'antenne ULB directive est souvent utilisée dans des applications particulières ; par exemple dans le cas d'une station de base en communication avec des stations fixes. Certaines antennes ULB directives sont aussi couramment utilisées dans le cadre de mesure d'antennes en chambre anhoïade.

Contrairement aux antennes étudiées précédemment, il est très difficile de miniaturiser ce type d'antenne [40], [38].

❖ Cornet

Les cornets constituent une première catégorie d'antennes ultra large bande directives. Ces antennes sont constituées de guides d'onde rectangulaires ou circulaires (intrinsèquement large bande) et d'une transition (adaptateur d'impédance). La bande passante est relativement large (50-180%) [40],[38].

Ainsi, les antennes cornets se découpent en deux grandes familles : les cornets à parois lisses et les cornets rainurés [40],[38].

Des variantes d'antennes cornets très large bande sont utilisées dans les systèmes RADAR [40],[38].

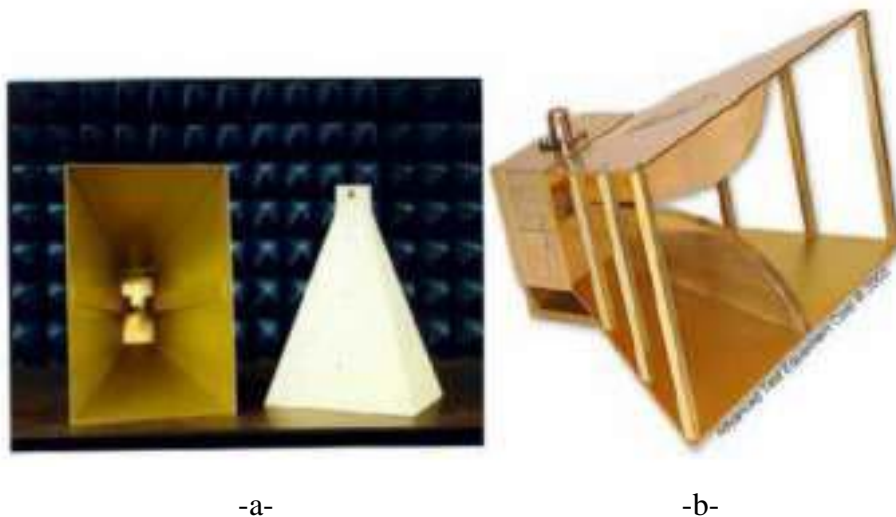


Figure II.14: Antenne cornet : -a- antenne cornet classique et -b- cornet ridgé.

❖ Antenne à transition progressive (Vivaldi)

Les antennes à fente à transition progressive (TSA Tapered Slot Antenna) constituent une autre catégorie importante d'antenne ULB directives. Ce sont des antennes à deux dimensions présentant une transition à partir d'une ligne ou d'un guide d'onde imprimé. Elles ont été imaginées en 1974 par Lewis et Gibson. Elles sont généralement constituées par une ligne de fente élargissant suivant un profil donné jusqu'à la discontinuité finale. Le profil des ouvertures peut prendre différentes formes : profil linéaire (antenne LTSA), profil constant (antenne WCSA), profil linéaire par morceau (BLTSA) ou encore profil exponentiel (antenne Vivaldi) [40],[38].

Les différents profils des antennes TSA sont décrits dans la figure (II.15) :

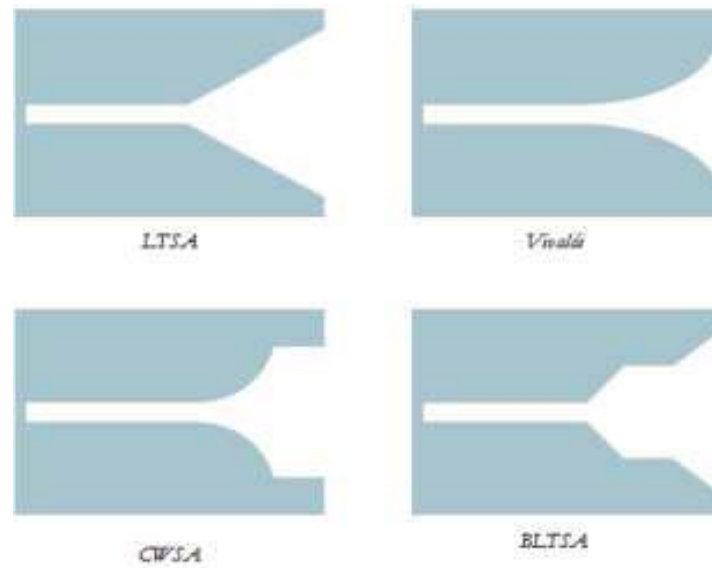


Figure II.15: différents types d'antennes TSA.

II.4.3 Applications biomédicales

Les antennes ULB jouent un rôle très important dans la réalisation de la télémédecine. Les systèmes de transmission sans fil sont de plus en plus utilisés dans les applications biomédicales à l'intérieur et à l'extérieur du corps humain dans les diagnostics médicaux et les suivis thérapeutiques pour diverses applications. Parmi ces systèmes figurent le stimulateur cardiaque le pacemaker, le défibrillateur implantable [52], [51] et la capsule endoscopique qui fonctionnent dans le corps humain. Les moniteurs de fréquence cardiaque, de tension artérielle, de saturation en oxygène dans le sang, de respiration et de l'électrocardiogramme (ECG) sont des circuits médicaux portables qui fournissent des indications plus réalistes sur l'état de santé du patient en temps réel [53], [51]. Des liaisons sans fil à courte portée connectent ces circuits médicaux non invasifs à un équipement de surveillance et de contrôle, améliorant ainsi le confort et la mobilité des patients et réduisant les coûts d'hospitalisation. La figure II.16 montre un exemple de système de contrôle ECG: les données du moniteur ECG seront transmises à un système portable personnel (PDA) qui sera automatiquement connecté à un réseau mobile GPRS pour

transmettre les signaux à un serveur connecté à Internet, ce qui permettra au médecin de contrôler et de diagnostiquer ces données [54],[51].

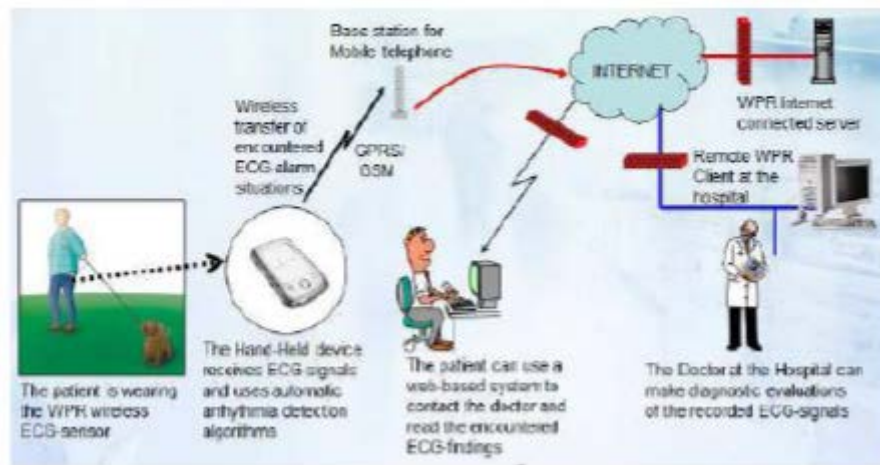


Figure II.16: Les éléments principaux d'un système sans fil de contrôle de l'ECG.

II.5 Technique d'élargissement de la bande passante d'une antenne ULB

Plusieurs techniques ont été proposées pour élargir la bande (bande d'impédance) d'une antenne. Parmi ces techniques, l'augmentation de la bande en utilisant la technique de court-circuit (cette technique est basée sur l'ajout d'une charge résistive entre l'élément rayonnant et le plan de masse pour adapter l'antenne sur une bande de fréquence plus large et pour réduire les dimensions de l'antenne). L'augmentation de la bande par le décalage de l'alimentation (Cette technique montre que le décalage du point d'alimentation de l'antenne monopole augmente d'une manière significative la largeur de bande de cette antenne) figure [55], [56], [37]. L'augmentation de la bande par l'utilisation des encoches (On peut élargir la bande passante par la gravure des fentes dans l'antenne).

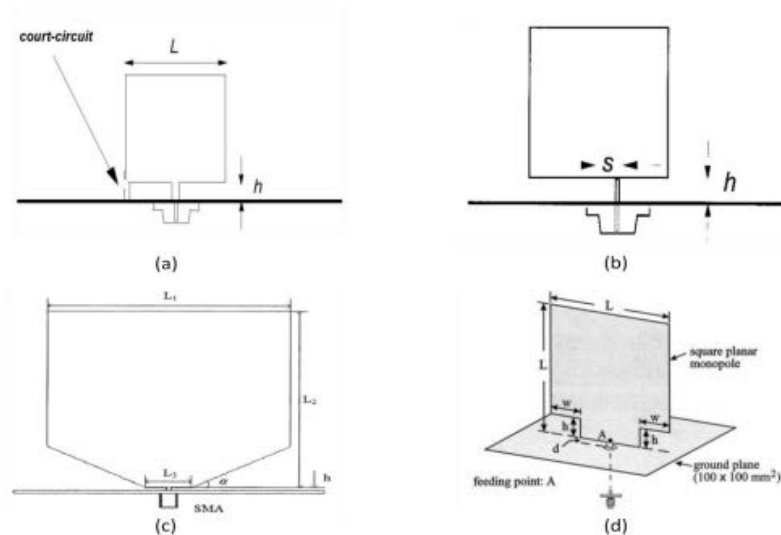


Figure II.17 : Techniques d'élargissement de la bande [36]

D'autres méthodes et techniques ont été étudiées pour élargir la bande des antennes patchs ou planaires. Parmi ces techniques les plus utilisées par les chercheurs en peut citer :

II.5.1 Changement de la forme ou les dimensions de plan de masse

Cette technique est simple et très utilisée pour la conception des antennes ULB. Dans cette technique on peut modifier les dimensions du plan de masse (demi-plan de masse) et peut aussi créer des défauts DGS (Defected Ground Structure) ou des encoches dans le bord supérieur de demi-plan de masse pour améliorer la bande passante de l'antenne [36].

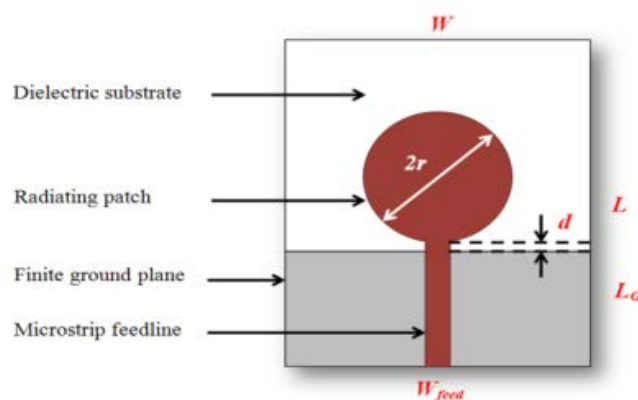


Figure II.18: Exemples d'une antenne ULB avec un demi-plan de masse [36]

On peut définir la largeur de bande à partir de plusieurs paramètres, premièrement la largeur de bande en termes d'impédance d'entrée. L'adaptation de l'impédance d'entrée représente le transfert d'énergie entre la ligne de transmission et l'antenne. La largeur de bande d'impédance est définie en fonction de perte de routeur (les ondes réfléchies) qui signifie par les paramètres S (S_{11}) ou le Rapport d'Onde Stationnaire (ROS).

II.6 Antennes ULB à bande de fréquences rejetées [57], [51]

Les systèmes ULB doivent partager leurs bandes de fréquences avec des systèmes existants tels que WLAN, WIMAX, etc., en raison de leurs caractéristiques larges bande. Il est donc nécessaire d'éviter les interférences avec les systèmes de communication voisins. Dans ce cas, il est possible de concevoir des antennes ULB avec une caractéristique de bande rejetée pour faciliter la réjection du signal à bande étroite. Dans ce qui suit, nous allons présenter de nombreuses méthodes pour couper et contrôler certaines bandes de fréquences, telles que l'insertion de fentes, l'élimination de la structure résonante à bande étroite, l'utilisation de la structure fractale, l'algorithme d'optimisation et les structures méta-matériaux.

II.6.1 Insertion de fentes

La méthode d'insertion des fentes, est la méthode la plus connue pour obtenir une bande de fréquence rejetée dans l'antenne ULB. Diverses antennes ULB à fréquences rejetées, étudiées par plusieurs chercheurs, peuvent être classifiées selon la localisation de la fente telle que l'élément rayonnant figure II.19, le plan de masse, la ligne d'alimentation et la proximité de l'élément rayonnant. La figure II.20 montre une antenne ULB ayant des fentes en L et en U sur le plan de masse. Dans ce cas-ci, les longueurs des fentes ont des longueurs $\lambda / 2$ ou $\lambda / 4$. Les fentes peuvent également être insérées sur la ligne d'alimentation. Pour l'antenne ULB sur la figure II.21 la fonction de bande rejetée est obtenue en insérant la fente sur la ligne d'alimentation CPW. De même, il est possible d'insérer des fentes à proximité de l'élément rayonnant comme représenté sur la figure II.22 [48], [58].

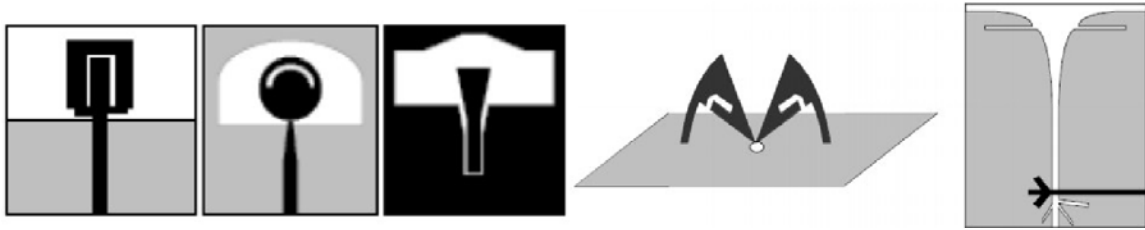


Figure II.19: Antennes ULB à fréquence rejetée par utilisation de fentes sur l'élément rayonnant.

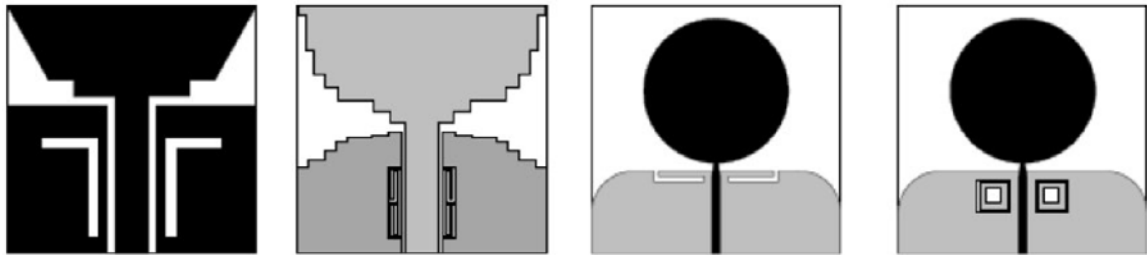


Figure II.20: Antennes UWB à fréquence rejetée par utilisation de fentes sur le plan de masse.

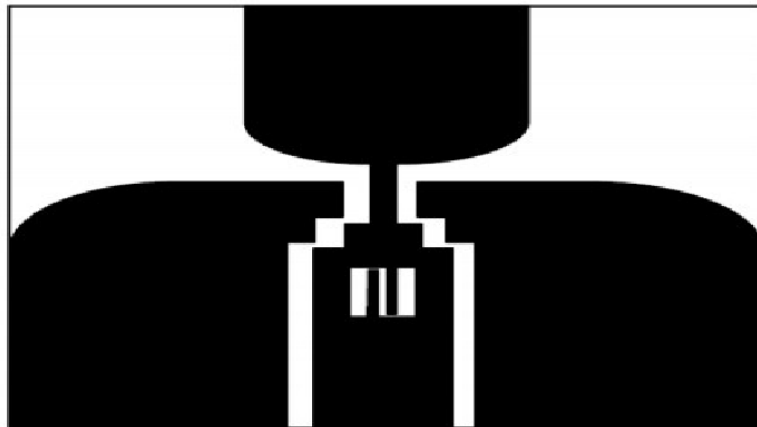


Figure II.21: Antennes UWB à fréquence rejetée par utilisation de fentes sur la ligne d'alimentation.



Figure II.22: Antennes UWB à fréquence rejetée par utilisation de fentes à proximité de l'élément rayonnant.

II.6.2 Emploi de la structure fractale

W. J. Lui [48], [58] utilise la structure fractale pour réaliser la réduction de la taille et la caractéristique de fréquence rejetée dans l'antenne ULB. La figure II.23 montre deux types d'antennes fractales ULB à fente à fréquence rejetée [48], [58].

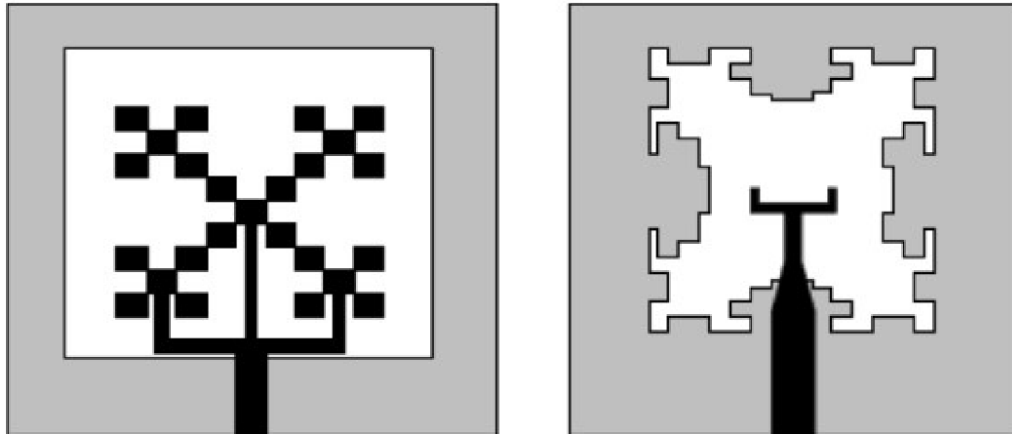


Figure II.23 : Antenne fractale ULB à fente à fréquence rejetée.

II.6.3 Emploi de structures méta-matériaux

L'utilisation des structures méta-matériaux, SRR (split ring resonator) ou CSRR (complementary split-ring resonator), permet également de stopper certaines bandes de fréquence due à leurs propriétés non ordinaires [48],[58]. La figure II.24 montre deux type de SRR peuvent être utilisés.

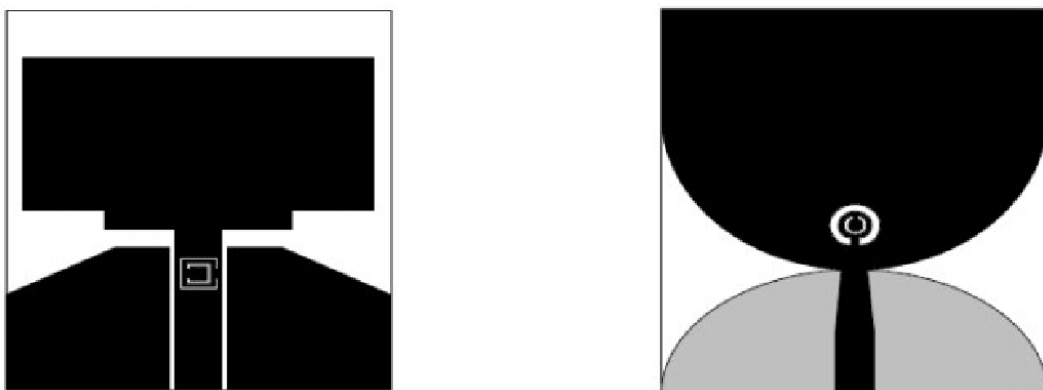


Figure II.24: Antennes ULB à fréquences rejetées utilisant la structure SRR.

Autres techniques.

II.6.4 Ligne de transmission STOP-BANDE

Les techniques de bande filtrée citées ci-dessus, telles que l'insertion d'une fente ou un résonateur ELC (Electric-field-Coupled), le stub parasite, affectent le rayonnement d'antenne, en particulier l'augmentation de la polarisation croisée. Une ligne de transmission avec une caractéristique stop bande pour alimenter une antenne ULB peut être considérée comme une conception d'intégration de l'antenne imprimée ULB et du filtre, qui peut avoir un effet minimal sur le rayonnement d'antenne. Plusieurs conceptions de ligne d'alimentation microruban avec la fonction bande filtrée sont proposées, comme montre la figure II.25 [59], [58].

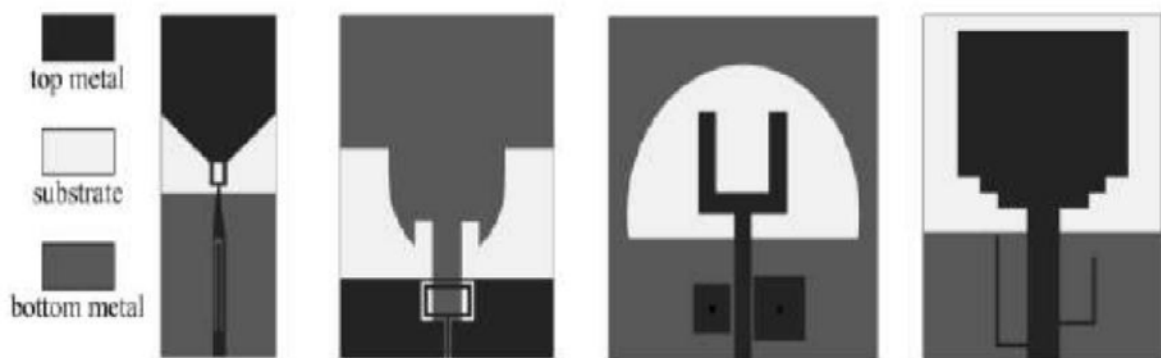


Figure II.25: Divers lignes de transmission stop-bande.

II.6.5 Stub parasite

Une autre technique généralement utilisée, semblable à la technique précédente, utilise une bande ou un stub parasite dans l'ouverture de l'antenne ou d'un patch voisin qui forme une structure résonnante et mène à un changement brusque de l'impédance dans la bande filtrée. Certaines structures sont présentées dans la figure II.26 [59], [58].

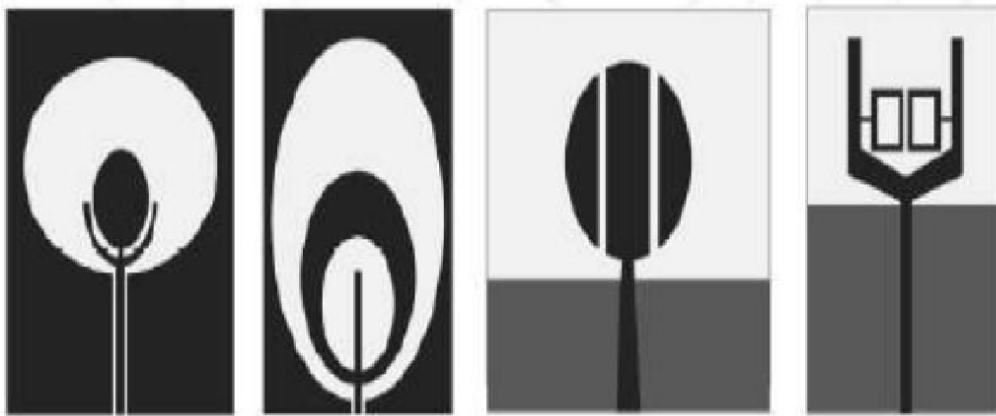


Figure II.26 : Conception de bande filtrée avec divers stubs.

II.6.6 Technique hybrides

L'utilisation d'une seule technique de bande filtrée doit faire face à deux problèmes. Premièrement, il est relativement difficile de créer de multiples fréquences filtrées avec une bande filtrée pointue et étroite. Deuxièmement, les bandes filtrées multiples n'ont pas de moyen de se contrôler de façon indépendante du fait de la même technique. Par conséquent, diverses techniques de bande filtrée ont été associées pour réaliser le rejet des bandes WiMAX et WLAN. Les techniques hybrides représentatives sont montrées dans la figure II.27, en ajoutant une bande parasite et une ligne de transmission stop-bande [59], [58].

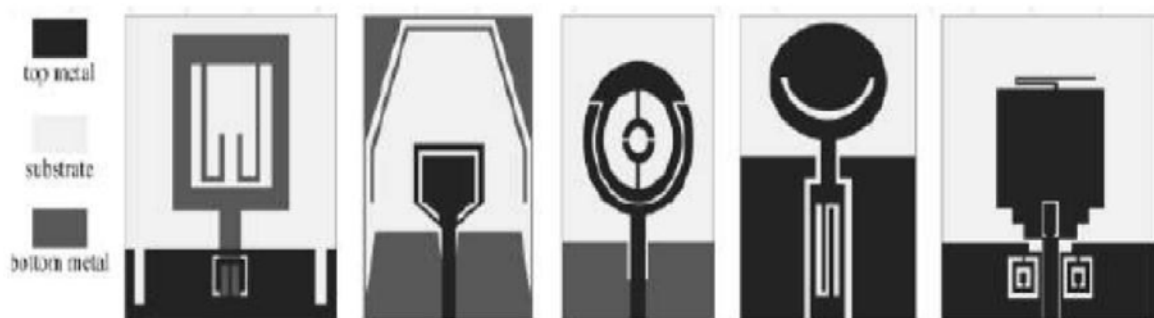


Figure II.27 : Techniques hybrides de la bande filtrée.

II.7 Les avantages et les inconvénients de l'ULB

II.7.1 Avantages

Elle présente les avantages suivants [60],[38] :

- Les systèmes ULB peuvent fonctionner sur des bandes déjà occupées par d'autres systèmes et sans nécessiter de licence. L'ULB répond donc au besoin de plus en plus élevé de largeur de bande alors que le spectre est très encombré.
- Les systèmes ULB permettent des taux de transmission de données élevés. En effet la grande largeur de bande disponible permet de taux de transmission beaucoup plus élevés que les autres systèmes sans fil disponibles actuellement.
- Les signaux ULB interfèrent peu ou pas avec d'autres signaux à bande plus étroite, car leur puissance est très faible sur une partie du spectre. De plus, leur faible puissance confère aux systèmes ULB une faible probabilité de détection et d'interception. L'utilisation des signaux ULB permet plus de sécurité.
- Les systèmes ULB sont assez peu complexes, en partie parce qu'ils ne nécessitent pas l'utilisation d'un étage intermédiaire à l'entrée du récepteur. Ces systèmes peuvent également être intégrés en une seule puce, quelques pièces seulement extérieures étant à cette puce, entraînant un faible coût de fabrication.
- Les systèmes ULB sont résistants aux évanouissements. En effet les signaux souffrent peu des effets des combinaisons incohérentes des chemins multiples, car la durée de l'impulsion est trop courte pour qu'une annulation du chemin principal car les chemins secondaires se produise. Il est même possible de tirer l'avantage des chemins multiples à l'aide d'un récepteur RAKE.
- Les signaux ULB permettent une grande précision dans la mesure des distances, car la résolution est inversement proportionnelle à la durée de l'impulsion.

II.7.2 Inconvénients

Elle présente également quelques inconvénients [47], [38] :

- Une faible couverture la très large bande et la faible puissance du signal UWB limitent le type d'applications possibles qui utilisent cette technologie.
- Le haut débit induit l'utilité du traitement d'un signal très dense à la réception, avec une rapidité raisonnable, ce qui est difficile à réaliser.

II.8 Conclusion

L'intérêt des systèmes large bande se confirme jour après jour. La multiplication des standards des futurs terminaux de télécommunication, l'exploitation des signaux hyperfréquence dans le domaine médical, le développement de détecteurs de mines antipersonnel les nécessitent l'usage d'antennes large bande.

De nombreuses antennes utilisent une large gamme de fréquence, parmi celles-ci les antennes microruban à plan de masse partiel. Un intérêt particulier est consacré dans le prochain chapitre à concevoir des antennes ULB en technologie imprimées (simple et réseaux) destinées à une application en imagerie médicale qui est la détection du cancer du sein.

CHAPITRE III

Présentation des Résultats de simulation des antennes imprimées ULB

III.1 Introduction

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez la femme en particulier dans les pays développés [61]. Son incidence est estimée à plus d'un million de nouveaux cas par an dans le monde ; 22% des cancers diagnostiqués chez la femme [62]. Le cancer du sein est à l'origine de 14% des décès chez les femmes, soit plus de 370 000 décès par an dans le monde [63].

En 2000, dans le monde, les cancers du sein ont représenté environ 22% de tous les nouveaux cancers des femmes constituant le premier cancer féminin, y compris dans les pays en voie de développement. On estime qu'une femme a 10% de probabilité d'être atteinte d'un cancer du sein jusqu'à l'âge de 75ans [64].

Environ 1 sur 8 (12%) des femmes dans les Etats-Unis développeront un cancer du sein invasif au cours de leur vie. L'incidence des cancers du sein est de 4 à 10 fois plus élevée dans les pays occidentaux (États-Unis et Europe du nord principalement) en comparaison avec l'Asie et avec l'Afrique [65]. La répartition de cette pathologie dans le monde est hétérogène: certains pays ont un taux annuel standardisé au-dessus de 120 tandis que pour d'autres pays, il est inférieur à 100 [66]. En Afrique, où la situation épidémiologique est encore fortement marquée par la présence des maladies transmissibles, c'est le deuxième cancer féminin après celui du col de l'utérus. Dans les pays en voie de développement, avec plus de 70% des cancers du sein qui sont diagnostiqués aux stades III et IV, la médiane de survie après le diagnostic est inférieure à cinq ans [67].

Aux États-Unis en 2013, environ 232 340 nouveaux cas de cancer invasif du sein seront diagnostiqués chez les femmes, 64 640 nouveaux cas de carcinome in situ (CIS) seront diagnostiqués et 39 620 femmes mourront du cancer du sein [68], [69].

Le cancer du sein est le plus fréquent en Algérie. Comme au niveau mondial, le nombre de cas recensés a augmenté – cinq fois plus chaque année qu'il y a 20 ans – en raison de meilleurs moyens de dépistage, de l'augmentation de l'espérance de vie mais aussi du changement des modes de vie (moins d'activité physique, surpoids, tabagisme, habitudes alimentaires...), selon les spécialistes.

Chaque année, "9 000 à 10 000 cas de cancer du sein sont enregistrés" en Algérie, souligne Farid Cherbal, professeur de génétique du cancer à l'université d'Alger. "Environ 3 500 Algériennes en décèdent par an » [70].

Pour celles qui subissent une ablation, l'accès à la reconstruction mammaire est difficile. Les structures publiques qui l'offrent gratuitement sont surchargées et dans le privé elle est très coûteuse.

Depuis la naissance des techniques radiologiques dans les années 1960, plusieurs méthodes ont été mises au point. Les plus fréquentes sont basées sur l'utilisation des rayons X, ultrasons et champs magnétiques.

Le développement des techniques scientifiques actuelles améliore, de jour en jour, la qualité de la santé, du travail, et de la vie de l'homme. Le domaine de la médecine en particulier a permis une amélioration considérable. Les techniques de diagnostic médical radiologique, qui permettent de visualiser l'intérieur d'un organisme de façon non évasive, sont les exemples mêmes de ce progrès scientifique [71], [69].

La mammographie est l'examen de référence pour le dépistage et le diagnostic du cancer du sein [72], [69] ses performances sont néanmoins limitées notamment quand la densité mammaire est élevée, elles sont estimées à 82% [73], [69].

L'imagerie du sein permet aujourd'hui non seulement la détection de lésions infra-centimétriques, mais également leur caractérisation. La détection repose encore principalement sur la mammographie, qui est le meilleur examen de dépistage du cancer du sein. L'échographie et l'IRM sont des techniques de plus en plus employées pour la caractérisation de lésions mammaires douteuses ou ambiguës. La détermination du caractère bénin ou malin d'une lésion solide en échographie se base habituellement sur des critères morphologiques: forme, échogénicité, atténuation postérieure, irrégularité des contours ou microlobulation. L'analyse des lésions mammaires en IRM est basée principalement sur des critères morphologiques (taille, forme, contours, rehaussement interne des prises de contraste), mais aussi cinétiques (rapidité, intensité, dynamique de la prise de contraste).

L'échographie mammaire complémentaire est alors recommandée en complément de la mammographie ou chez les femmes présentant un haut risque de cancer du sein, l'IRM mammaire en dépistage est alors associée à la mammographie et l'échographie.

L'IRM est une technique de diagnostic médical puissante qui fournit des images tridimensionnelles et en coupe de grande précision anatomique. C'est une technique radiologique récente, non invasive et sans effets secondaires connus, basée sur le phénomène physique de résonance magnétique nucléaire (RMN) [74], [69].

Il s'agit simplement d'observer la résonance magnétique nucléaire (RMN) des protons de l'eau contenus dans l'organisme, c'est à dire la réponse des noyaux soumis à un champ magnétique extérieur et à une excitation électromagnétique.

L'intensité recueillie pour un élément de volume dépend de la concentration de l'eau à l'endroit considéré et on obtient ainsi une image tridimensionnelle de la répartition de l'eau dans le corps d'un patient. Selon la méthode utilisée, le contraste peut être augmenté si les temps de relaxation des spins nucléaires (décrivant le retour à l'équilibre des noyaux après l'excitation) diffèrent dans les deux zones. Il est donc possible d'observer des altérations des tissus (telles que des tumeurs) grâce aux différences de densité et de relaxation de l'eau.

En outre, le développement des antennes patchs émetteurs-récepteurs est connu pour réduire les données encombrés, dans un intérêt de produire des images bien localisées ou des parties réelles et imaginaires des nombres d'ondes [75], [69]. Les interactions entre les EM et les signaux gigahertz sont principalement à l'étude pour un contraste significatif et cohérent entre les tissus mammaires malignes et d'autres [76], [69].

III.2 Contexte général d'étude

Contrairement aux ondes acoustiques ou élastiques qui nécessitent un milieu matériel pour se propager, les ondes électromagnétiques, qui sont le résultat de la propagation simultanée d'un champ électrique et d'un champ magnétique (figure

III.1), ont la particularité de pouvoir se propager sans support matériel, c'est-à-dire qu'elles peuvent se propager dans le vide.

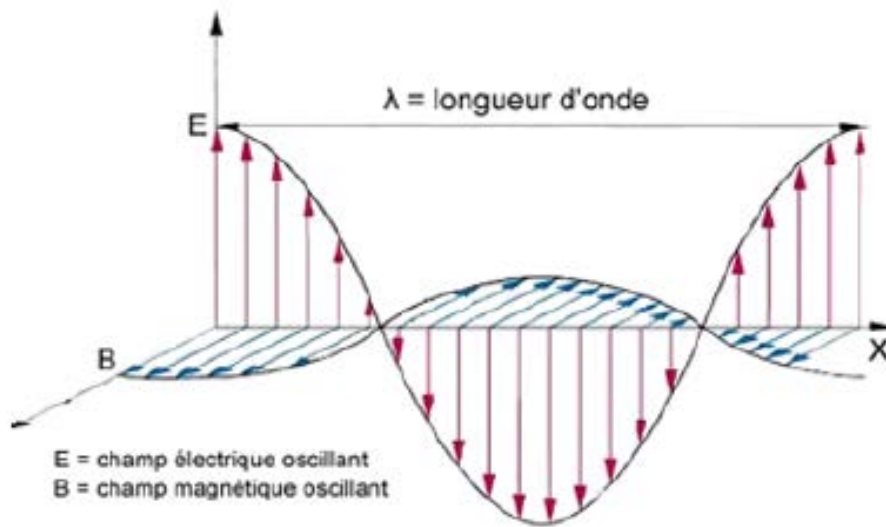


Figure III.1 : Propagation d'une onde électromagnétique.

Ces ondes couvrent un spectre de fréquence extrêmement large dont la partie centrale (allant des ondes radio aux rayons gamma) est représentée sur la figure III.2 avec les longueurs d'onde correspondantes. La partie du spectre qui nous intéresse ici est celle des micro-ondes (300 MHz - 300 GHz) ou plus précisément sa partie basse (300 MHz - 20 GHz) dans laquelle se situe la plupart des dispositifs d'imagerie micro-onde pour application biomédicale.

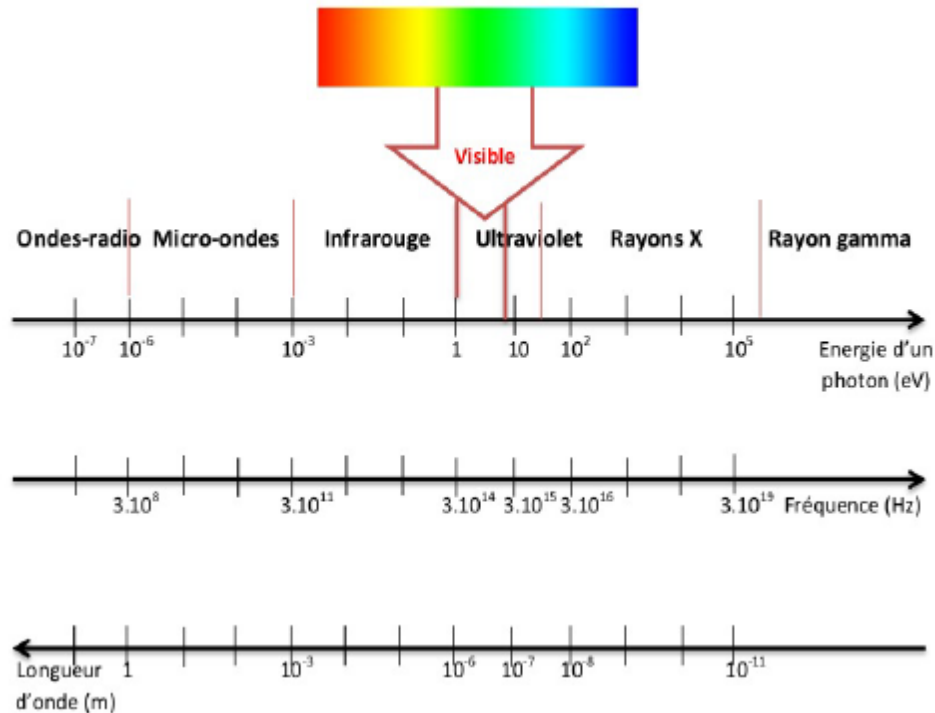


Figure III.2 : Spectre électromagnétique.

Lorsqu'une onde électromagnétique rencontre un objet, le résultat de leur interaction dépend essentiellement des propriétés électromagnétiques de l'objet (caractérisées par sa permittivité diélectrique ϵ , sa perméabilité magnétique μ et sa conductivité σ) ainsi que des dimensions respectives de ce dernier par rapport à la longueur d'onde λ ($\lambda = c/f$) où $c = 3 \cdot 10^8$ m/s est la vitesse de la lumière dans le vide et f est la fréquence de l'onde). En effet, lorsque la longueur d'onde est très grande par rapport aux dimensions caractéristiques de l'objet ou de ses inhomogénéités, il n'y a quasiment pas d'interaction. En revanche, lorsque dimensions caractéristiques et longueur d'onde sont du même ordre de grandeur (domaine dit de résonance), l'interaction onde - objet donne lieu à des phénomènes de diffraction importants caractérisés par une dispersion de l'énergie dans tout l'espace, tandis que lorsque la longueur d'onde est très petite devant les dimensions caractéristiques, l'onde subira réflexion, réfraction et atténuation sans dispersion notable de son énergie.

Lorsqu'il y a interaction entre l'onde et l'objet, la mesure du champ résultant de celle-ci peut être exploitée pour caractériser ou imager l'objet. Le dernier mode

d'interaction est, par exemple, exploité depuis les années 1970 au travers du scanner X dans le domaine de l'imagerie biomédicale et celui du contrôle non destructif. L'imagerie à rayon X vise ici à reconstruire une image du contraste de l'objet qui dépend à la fois de l'épaisseur et du coefficient d'atténuation des structures traversées. L'interaction onde-objet est ici décrite à l'aide de l'optique géométrique [77], [78] en ce qui concerne la propagation de l'onde et de la loi de Beer-Lambert [79], [78] en ce qui concerne son atténuation.

III.3 Imagerie micro-onde

L'imagerie micro-onde a suscité un intérêt considérable au cours de la dernière décennie en vue d'applications dans différents domaines tels que l'exploration géophysique [80], le contrôle de la teneur en eau du sol [81], le radar à pénétration de sol et l'imagerie d'objets enfouis [82- 84], [78], le radar de détection à travers les murs [85- 87], l'évaluation ou le contrôle non destructif [88- 90], [78], et l'imagerie biomédicale [91-97], [78]. En ce qui concerne l'imagerie biomédicale, une part importante de ce succès provient de l'innocuité et de la sensibilité à l'égard de facteurs physiques ou physiologiques d'intérêt clinique (comme la teneur en eau, le flux sanguin et la température) des micro-ondes comparées aux techniques classiques comme l'imagerie à rayons X qui émet des rayons ionisants nocifs pour le corps humain. En revanche l'imagerie micro-onde présente également quelques inconvénient et notamment l'atténuation importante des micro-ondes dans les tissus à forte teneur en eau, qui peut compromettre la propagation des ondes à travers des volumes importants et donc l'imagerie d'organes enfouis profondément dans le corps, et une résolution relativement médiocre du fait des longueurs d'onde relativement importantes (de l'ordre du centimètre) contrairement à celles rencontrées en tomographie à rayon X (de l'ordre du nanomètre). Ceci peut provoquer une dégradation de la résolution de l'image obtenue par rapport à l'imagerie X, mais cela n'empêche pas que la tomographie micro-onde permet d'obtenir une résolution suffisante pour le diagnostic précoce de tumeurs du sein [98, 99], [78].

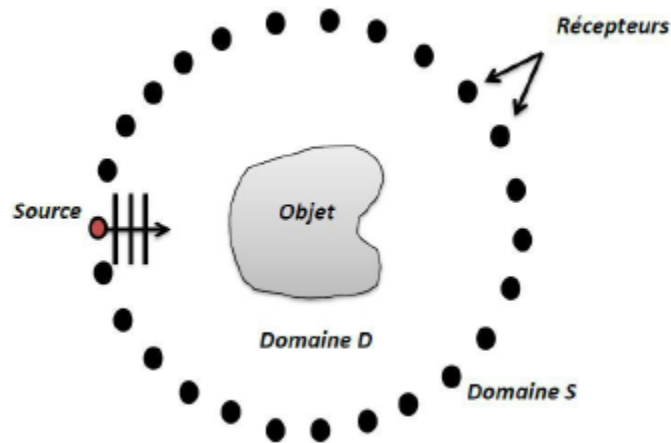


Figure III.3 : Configuration géométrique en imagerie micro-onde bi-dimensionnelle (2D).

III.4 L'application visée

L'imagerie médicale est le premier geste intuitif pour confirmer ou infirmer un diagnostic supposé. Elle englobe différentes techniques comme la radiographie X, la résonance magnétique nucléaire, l'échographie ultrasonore ou la tomographie par émission de positons auxquelles on associe parfois l'endoscopie, l'imagerie optique et l'imagerie micro-onde. Ces techniques trouvent aussi des applications de plus en plus nombreuses dans différents domaines telles que la détection des cancers. Ici, nous nous intéressons plus particulièrement à l'imagerie micro-onde.

Le cancer du sein est un problème de santé majeur, car il est l'une des formes de cancer les plus courantes chez la femme. Chaque année, un million de nouveaux cas sont enregistrés dans le monde, ce qui fait de ce cancer le plus diagnostiqué au monde. En France également, il constitue le premier type de cancer chez la femme. Par exemple, selon un sondage réalisé en 2010, 52500 nouveaux cas de cancer du sein ont été estimés, soit plus d'un tiers (34%) de l'ensemble des nouveaux cas de cancers féminins. Cette tumeur maligne prend naissance dans les cellules du sein. Elle se développe le plus souvent dans les cellules qui couvrent les canaux, ou tubes, qui transportent le lait des glandes au mamelon (figure III.4). Elle peut se former aussi dans les lobules. Ces deux types de cancer peuvent rester localisés, ou bien ils peuvent se propager dans les tissus voisins du sein et endommager d'autres organes.

Toutes ces raisons font que le diagnostic de cette maladie à un stade précoce est un véritable défi. Actuellement, la méthode de dépistage la plus utilisée est la mammographie par rayons X. Cependant, cette technique présente plusieurs inconvénients dont les principaux sont le caractère ionisant des rayons X et le coût élevé des dispositifs d'imagerie. En outre, selon l'âge de la patiente et la densité des tissus rencontrés, elle conduit souvent à un taux de fausses alarmes non négligeable. En revanche, l'imagerie micro-onde, qui donne des résultats encourageants dans d'autres domaines d'application, fournit une alternative à la mammographie par rayons X moins coûteuse et moins risquée que cette dernière.

L'imagerie micro-onde est exploitée à des fins biomédicales depuis plusieurs décennies. C'est à la fin des années 1970 que Larsen et Jacobi ont réussi à obtenir des images de la structure interne de reins canins à partir des coefficients de transmission entre deux antennes déplacées en parallèle, en garantissant ainsi la première pénétration suffisante de micro-ondes dans un objet biologique [100]. L'imagerie micro-onde est utilisée essentiellement au travers de trois approches, i.e. passive, duale et active. Avec les méthodes passives [101], [102] et duales (micro-ondes - acoustiques ou encore thermo-acoustiques [103] on cherche à bénéficier d'un échauffement sélectif des tumeurs par micro-ondes, échauffement facilité par la conductivité plus élevée des tissus malins, comparés au tissus sains ; les premières visent à mesurer, à l'aide de radiomètres, l'augmentation de la température des tumeurs par rapport aux tissus normaux, tandis que les secondes détectent, à l'aide de transducteurs ultrasonores, les ondes de pression émises par les tumeurs, suite à leur échauffement. Enfin, l'imagerie micro-onde active, à laquelle nous nous intéressons ici, cherche à construire une image de l'organe sous test à partir de la mesure du champ diffracté résultant de son interaction avec une onde interrogatrice (dite onde incidente) connue, cette image étant, en fait, une cartographie des paramètres électromagnétiques (permittivité diélectrique et conductivité) de l'organe. Notons que ces derniers sont très variables selon les tissus et la fréquence d'illumination ([104], tableau III.1) et que les propriétés diélectriques des tumeurs présentent un contraste non négligeable par rapport à

celles des tissus biologiques sains dans la bande de fréquence micro-onde [105], [78].

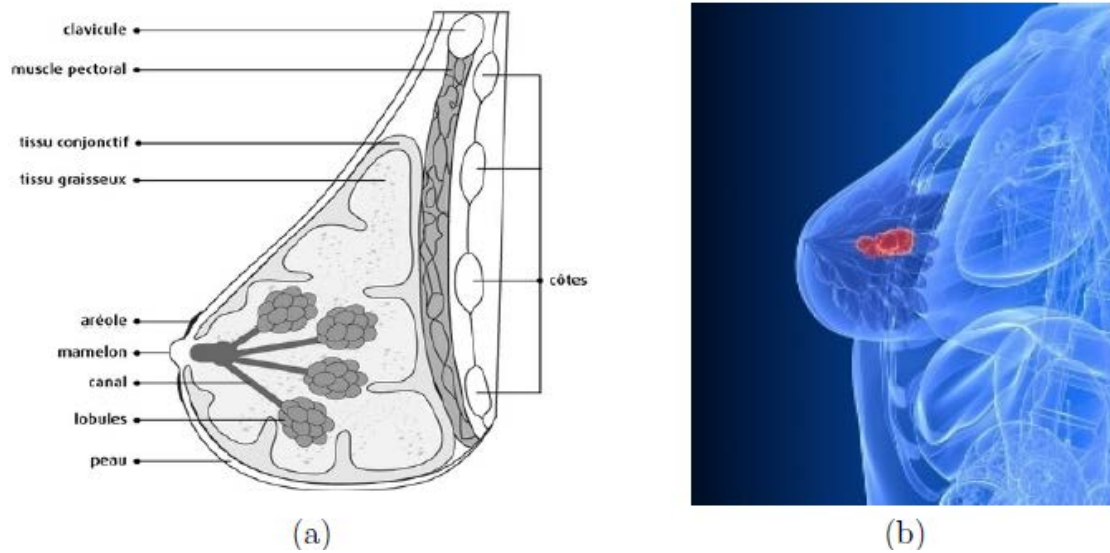


Figure III.4 : a) Schéma anatomique d'un sein (source : Société Canadienne du Cancer) et b) représentation 3D d'un sein atteint par une tumeur (source : Vivant Santé, Médecine et Sciences du Vivant).

Tableau III.1 : Permittivité diélectrique et conductivité de divers organes humains à la fréquence de 3 GHz [78].

Tissu	ϵ_r	$\sigma(S/m)$
sang	56-60	2.5
Os	12	0.4
Graisse	4-5	0.07-0.1
Muscle	50-55	1.8-2.2
Peau	38	1.5
Cerveau	45	2
Rien	55	2.5
Foie	42	1.8
Cœur	55	2.3

III.5 Principe de l'IRM

La technique d'imagerie micro-ondes du sein utilise la diffusion de signaux par un objet, lorsque celui-ci est éclairé par un signal électromagnétique. La diffusion du signal par un objet dépend de divers facteurs, dont l'environnement, la force du signal, et les propriétés du matériau. Pour une source de signal de données, le signal diffusé dépend des caractéristiques électriques de l'objet, en particulier la constante diélectrique et la conductivité. Ce principe est utilisé pour détecter les tumeurs dans le sein à l'aide des signaux micro-ondes. Les tumeurs du sein ont des propriétés électriques très distinctes (permittivité diélectrique élevée et une conductivité plus élevée), ce qui permet de les détecter en analysant les signaux diffusés. Comme le montre la figure III.5, la quantité de signal diffusée par une tumeur du sein est supérieure à celle des tissus mammaires normaux. Celle-ci peut être reçue par une antenne bien localisée ou la modification de ces propriétés d'émission en raison des signaux diffusés, peuvent être analysés et utilisés pour la détection des tumeurs.

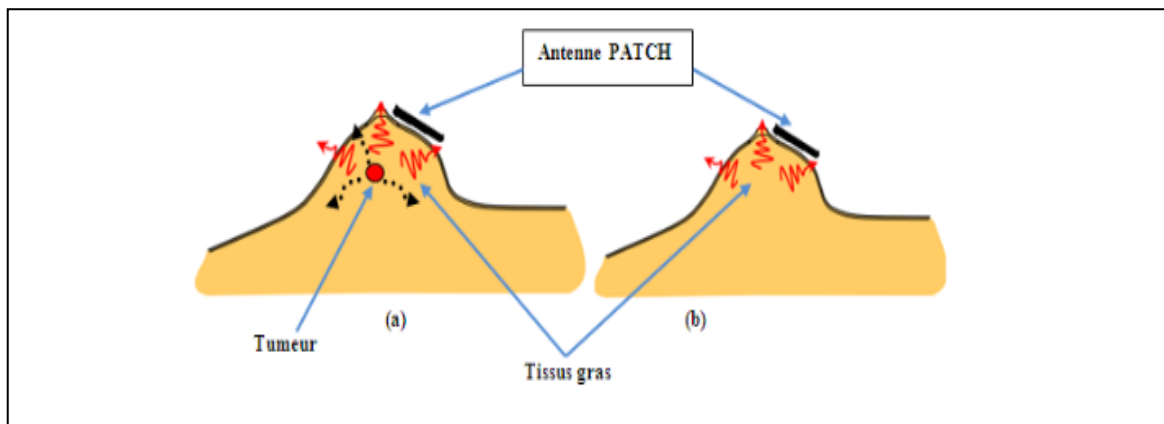


Figure III.5: Schéma du représentatif du sein, antenne patch et tumeur montrant diffusion de signaux (a) sein avec tumeur (b) sien normal.

III.6 Présentation du logiciel Ansoft HFSS

HFSS (High Frequency Structure Simulator) version 13.0 est un logiciel commercial qui calcule les champs électromagnétiques dans le domaine fréquentiel, et permet comportement Il effectue une modélisation électromagnétique par résolution des équations de Maxwell à l'aide de la méthode des éléments finis. Cette

dernière est basée sur la description géométrique de la structure sous forme d'un maillage. Elle consiste à diviser l'espace en petits éléments homogènes mais de taille pratiquement très variable, ce qui constitue l'un des points forts de cette méthode [106], [107], [25].

Un projet HFSS est un dossier qui contient un ou plusieurs modèles appelés design, chaque modèle contient une structure géométrique, ses conditions aux limites et les matériaux utilisés, ainsi que les solutions de champs électromagnétiques et les interprétations post traitement. Tous ces composants peuvent être atteints par la fenêtre Project Manager dans l'environnement HFSS.

III.6.1 Méthode des éléments finis (FEM)

HFSS utilise la méthode des éléments finis (FEM), cette méthode (parfois appelé aussi l'analyse par élément finis) est une technique numérique pour trouver des solutions par approximation des équations aux dérivées partielles (EDP), ainsi que des équations intégrales.

Elle utilise aussi un maillage adaptatif et du graphisme superbe qui s'apprête à tous les problèmes électromagnétiques 3D. Ansoft HFSS peuvent être utilisé pour calculer des paramètres tels que les paramètres S, Y, Z, la fréquence de résonance et les champs rayonnés [106], [108], [25].

III.6.2 Projet en HFSS

La fenêtre d'Ansoft HFSS a plusieurs panneaux facultatifs:

- ❖ **Le Project Manager:** contient un arbre de conception qui énumère la structure du projet.
- ❖ **Le Message Manager:** permet d'afficher tous les erreurs avant de commencer la simulation.
- ❖ **La fenêtre de Propriétés:** pour les affichages et permet de changer les paramètres des attributs du modèle.
- ❖ **La fenêtre de Progress:** affiche les progressions de la solution.
- ❖ **La fenêtre de 3D Modeler:** contient le modèle et son arbre pour la conception active.

L'organigramme suivant résume les étapes à suivre:

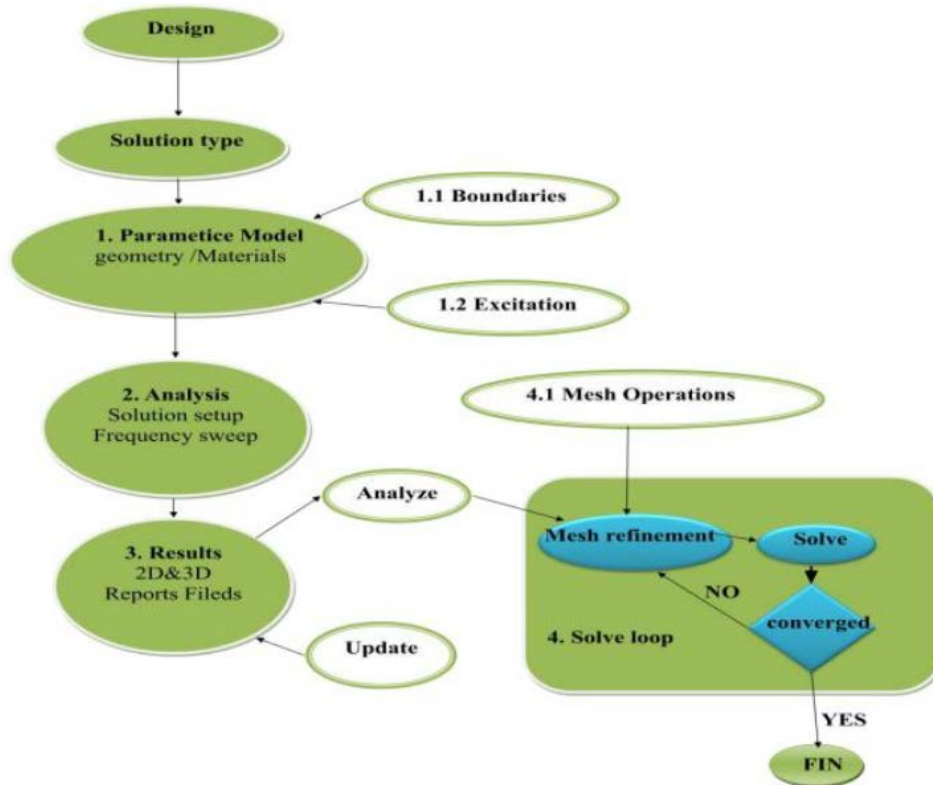


Figure III.6: Organigramme des différentes étapes d'un design HFSS.

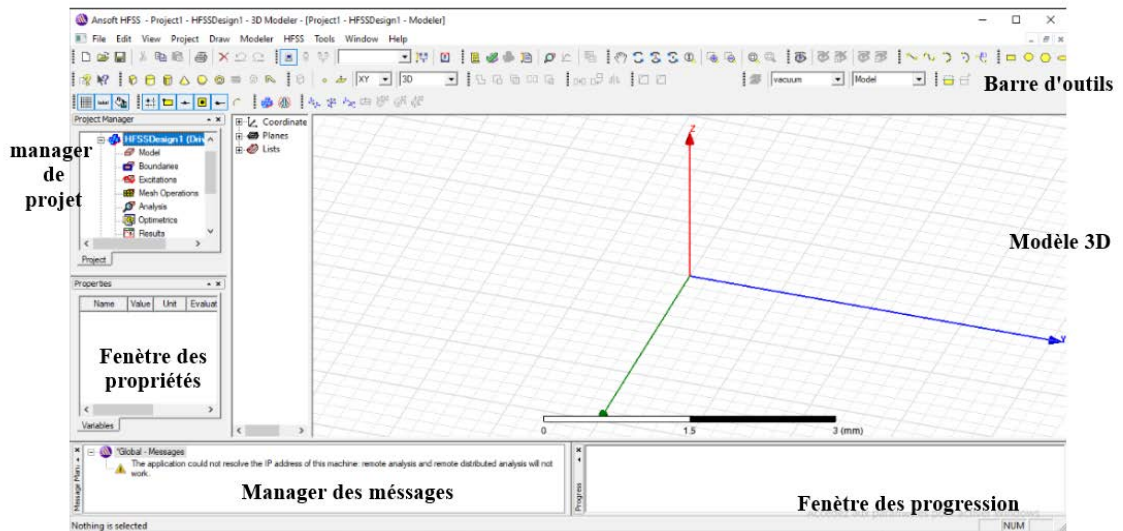


Figure III.7: Fenêtre principale du logiciel HFSS.

III.6.3 Comment commencer HFSS

HFSS devrait être installé sur l'ordinateur que vous travaillez dessus. Il devrait y avoir une icône de HFSS  sur l'ordinateur de bureau que vous pouvez double-cliquer dessus pour lancer HFSS.

III.6.4 Comment ouvrir un nouveau projet

Quand vous commencez HFSS v 13, un projet est énuméré dans l'arbre de projet dans la fenêtre de Project Manager et est appelé project1 par défaut. Des définitions de projet, telles que la tâche matérielle, des états de frontière, et des ports d'excitation sont stockées sous le nom de projet.

III.6.5 Sauvegarder le projet

Sur le menu fichier, cliquer **SaveAs**, employer le navigateur de dossier pour localiser le dossier dans lequel vous voulez sauvegarder le projet comme **C:\Ansoft\HFSS13\Projects**, et double-cliquer le nom de dossier, puis cliquer **Save**.

III.6.6 Insérer une conception de HFSS

Sur le menu **Project** cliquer **Insert HFSS Design**. La nouvelle conception est énumérée dans l'arbre de projet, il est appelé **Model** par défaut. La fenêtre **3D Modeler** apparaît à la droite du **Project Manager**.

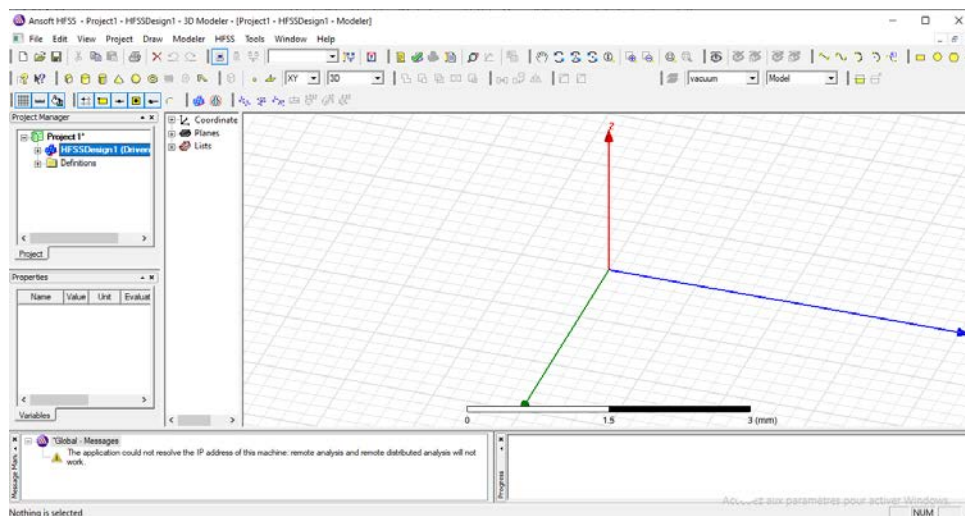


Figure III.8: Fenêtre de HFSS.

III.7 Étude et conception de l'antenne ULB pour détection cancer de sein

L'antenne imprimée Ultra Large Bande choisie est de forme rectangulaire alimentée par ligne microruban. La géométrie de cette antenne est donnée à la figure III.4. L'antenne est constituée d'un patch rectangulaire, imprimé sur la face de dessus d'un substrat de type FR4 de permittivité relative $\epsilon_r = 4.4$, de tangente de pertes $\tan \delta = 0.02$ et d'épaisseur $h = 1.6$ mm. Le plan de masse est un plan partiel imprimé sur la surface de dessous du substrat. Le patch est alimenté par une ligne microruban.

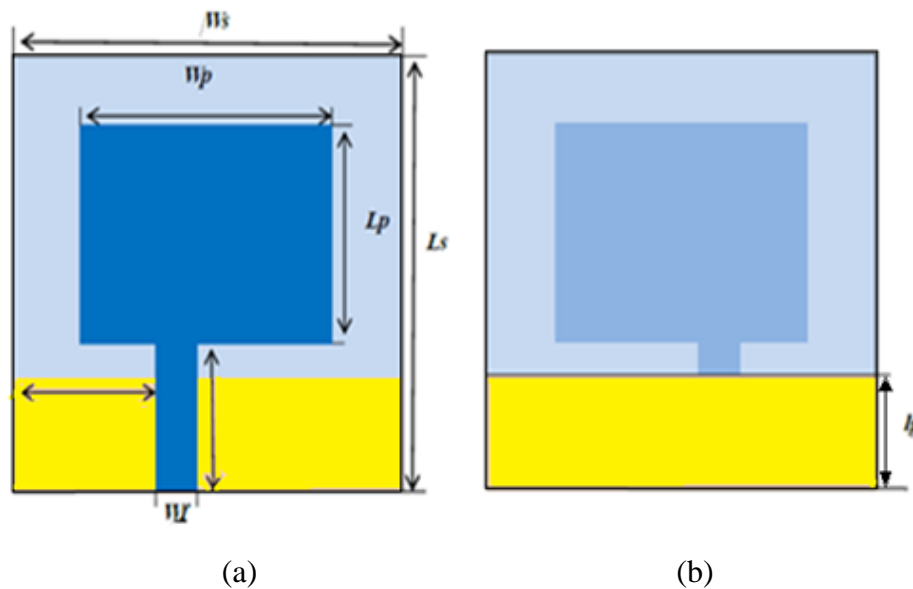


Figure III.9: Géométrie de l'antenne étudiée à plan de masse partiel (a) vue de dessus (b) vue de dessous.

Les paramètres géométriques de l'antenne sont regroupés dans le tableau paramétrique de l'antenne de base

Tableau III.2 : Paramètres géométriques de l'antenne de base.

Paramètres	Ws	Ls	Wp	Lp	Lf	Wf	h	Lg
Valeurs (mm)	40	40	20	19	14	3	1.6	13

III.7.1 Antenne imprimée à plan de masse complet

Notre étude est commencée par la conception et la simulation de notre antenne de base avec un plan de masse complet et à ligne d'alimentation centrée comme présentée sur la figure III.10 :

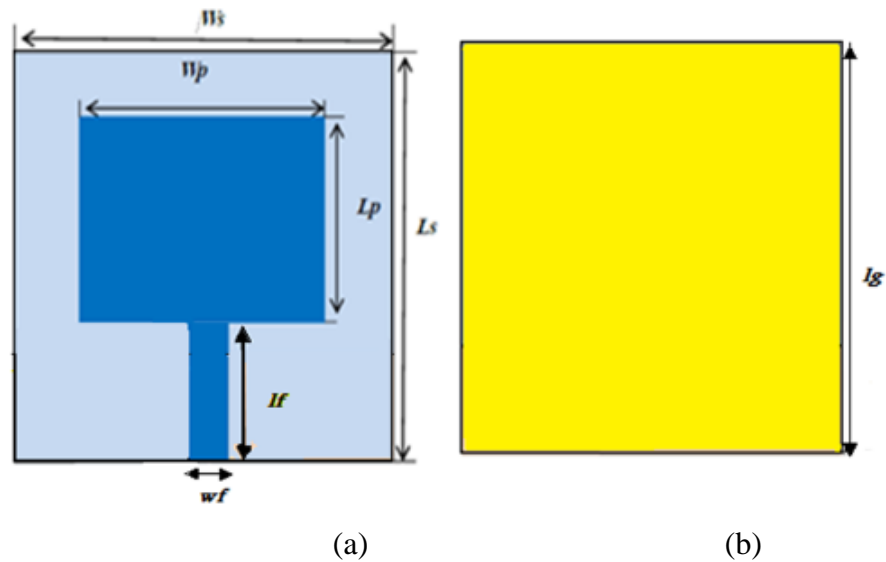


Figure III.10: Géométrie de l'antenne étudiée à plan de masse complet (a) vue de dessus (b) vue de dessous.

La figure ci-dessous représente l'antenne de base à plan de masse complet et à ligne d'alimentation centrée sous le logiciel HFSS.

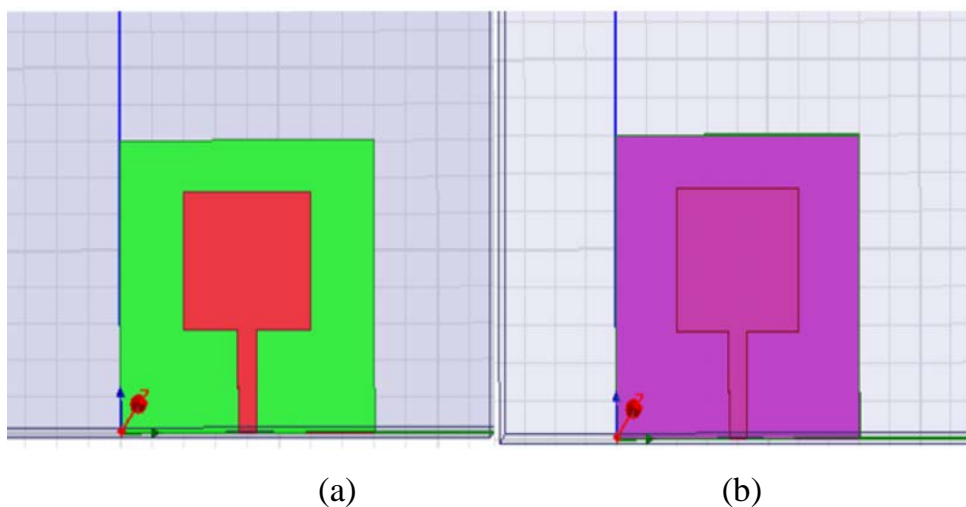


Figure III.11: Antenne patch de masse complet et ligne d'alimentation centré (a) vue de dessus (b) vue de dessous sous HFSS.

Après la simulation de cette antenne avec le logiciel HFSS, nous avons obtenu le résultat sur le coefficient de réflexion S_{11} . La figure ci-dessous représente le tracé du coefficient de réflexion S_{11} .

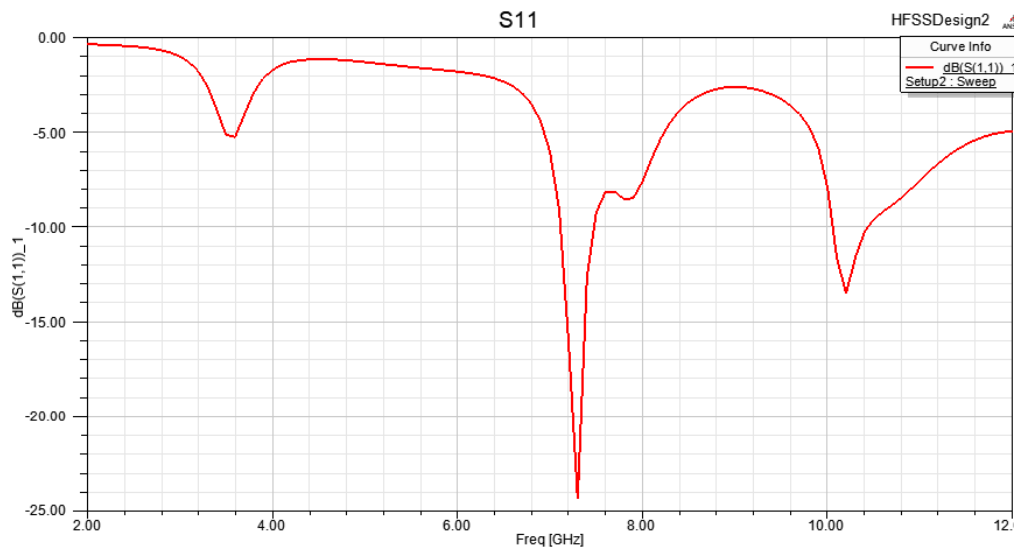


Figure III.12 : Tracé de coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence de l'antenne patch de plan de masse complet et alimentation centralisé.

Nous remarquons que la fréquence de résonance de cette antenne est de 7.3 GHz, avec une atténuation de -24.32dB et une très faible bande passante qui ne satisfait pas à nos exigences.

Le taux d'onde stationnaire (VSWR : Voltage Standing Wave Ratio) c'est un quotient entre les champs électriques maximaux et minimaux dans une ligne de transmission. En d'autre manière, il caractérise la quantité du signal qui s'est réfléchié aux bornes d'une composante micro-onde. La norme acceptable dans un système de rayonnement électromagnétique est celle d'une valeur de VSWR inférieur à 2.

La figure III.13, représente le VSWR dans la gamme de fonctionnement de l'antenne étudiée. D'après la figure, on remarque que le taux d'ondes stationnaires est supérieur à 2 dans une large gamme de fréquence de l'antenne étudiée.

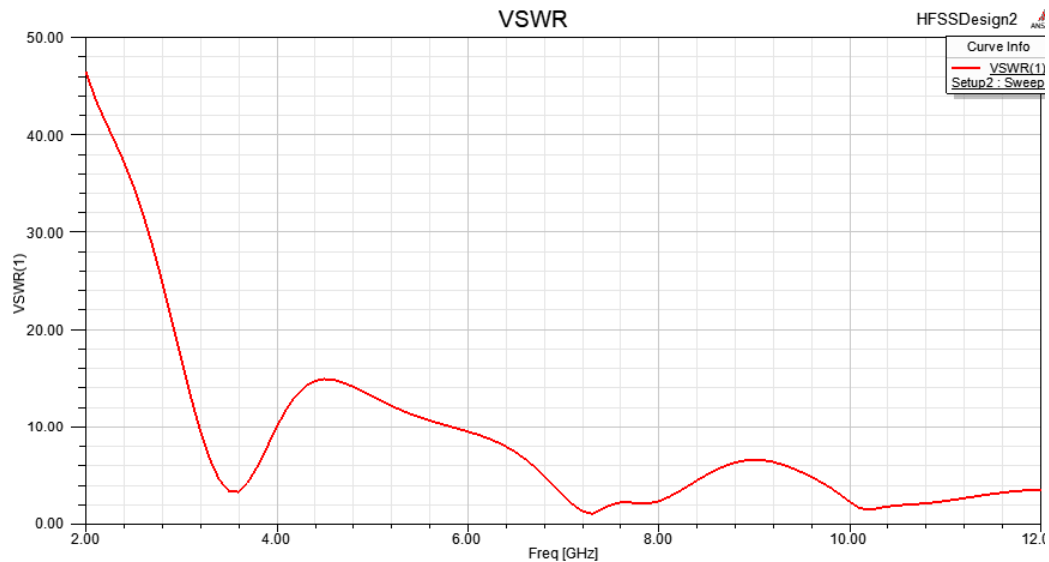


Figure III.13: Taux d'onde stationnaire de l'antenne de base à plan de masse complet et ligne d'alimentation centrée.

III.7.2 Antenne patch de plan de masse partiel et à ligne d'alimentation centrée

Nous avons simulé l'antenne patch à plan de masse partiel sans décalage de la ligne d'alimentation avec le logiciel HFSS. Nous avons variées valeur de l_g de masse pour l'adaptation de la bande passante d'ULB, sa géométrie est représentée dans la figure suivante :

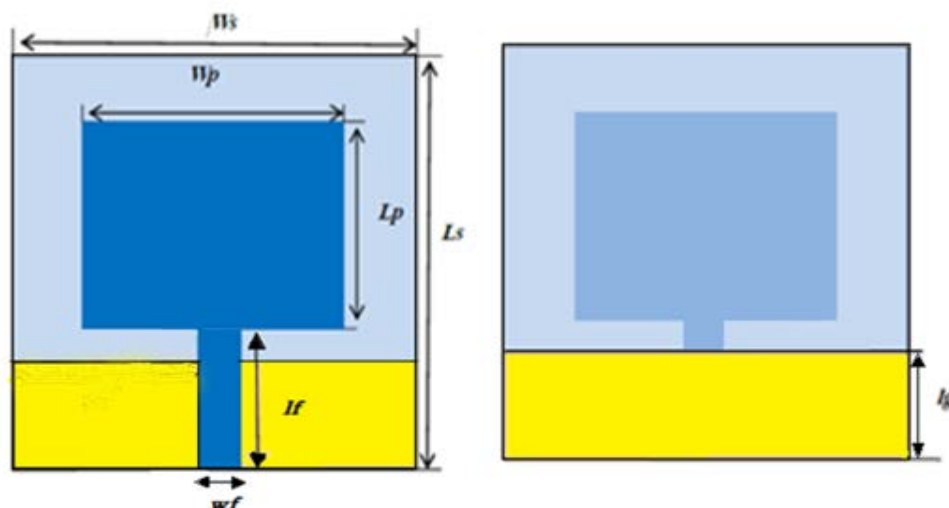


Figure III.14 : Géométrie de l'antenne étudiée (a) vue de dessus (b) vue de dessous.

Les figures suivantes représentent le coefficient de réflexion et le VSWR pour la variation de la largeur de plan de masse l_g :

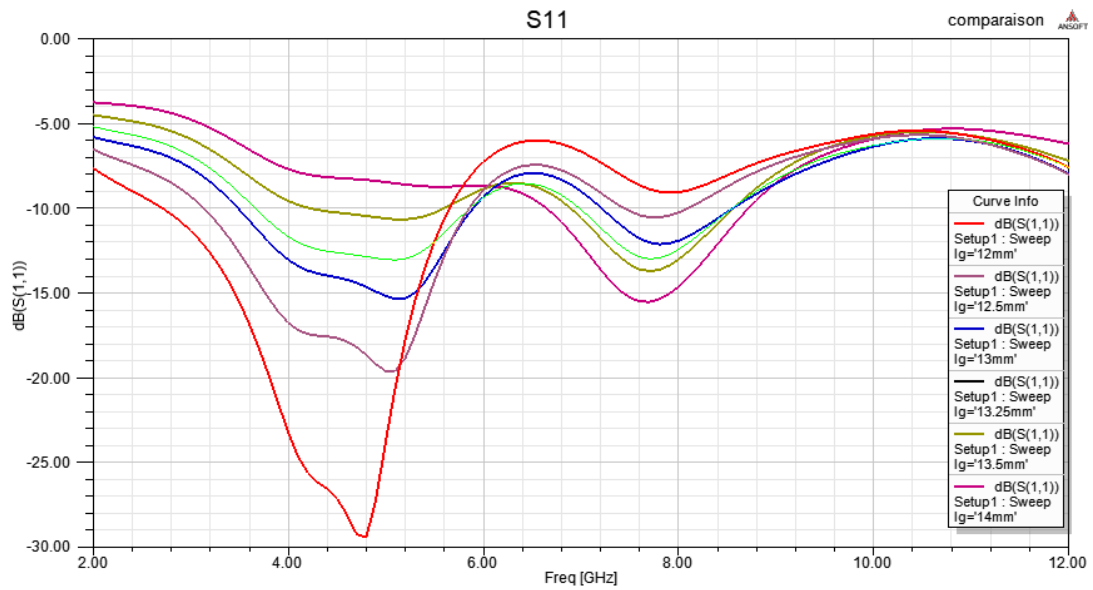


Figure III.15 : Variation de plan de masse sur S_{11} .

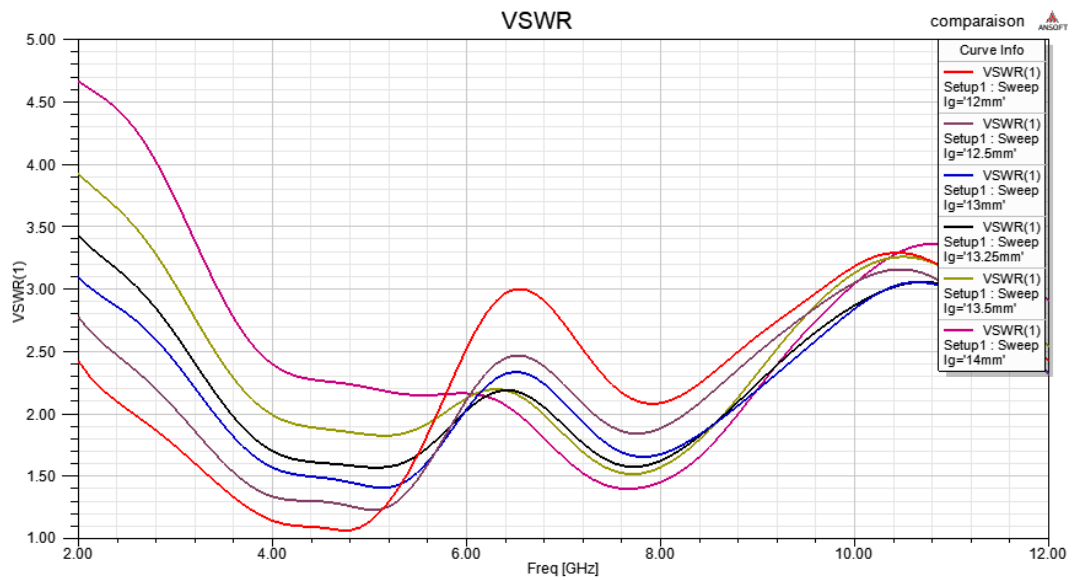


Figure III.16: Variation de plan de masse sur VSWR.

Après ses variation, la valeur optimale est $l_g = 13$ mm. La figure ci-dessous représente la structure de l'antenne sous HFSS.

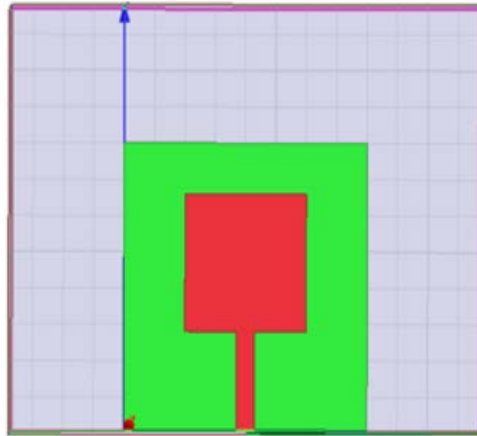


Figure III.17 : Antenne patch à plan de masse partiel et à ligne d'alimentation centrée sous HFSS.

Le coefficient de réflexion S_{11} et le VSWR sont représentés respectivement dans les figures III.18 et III.19.

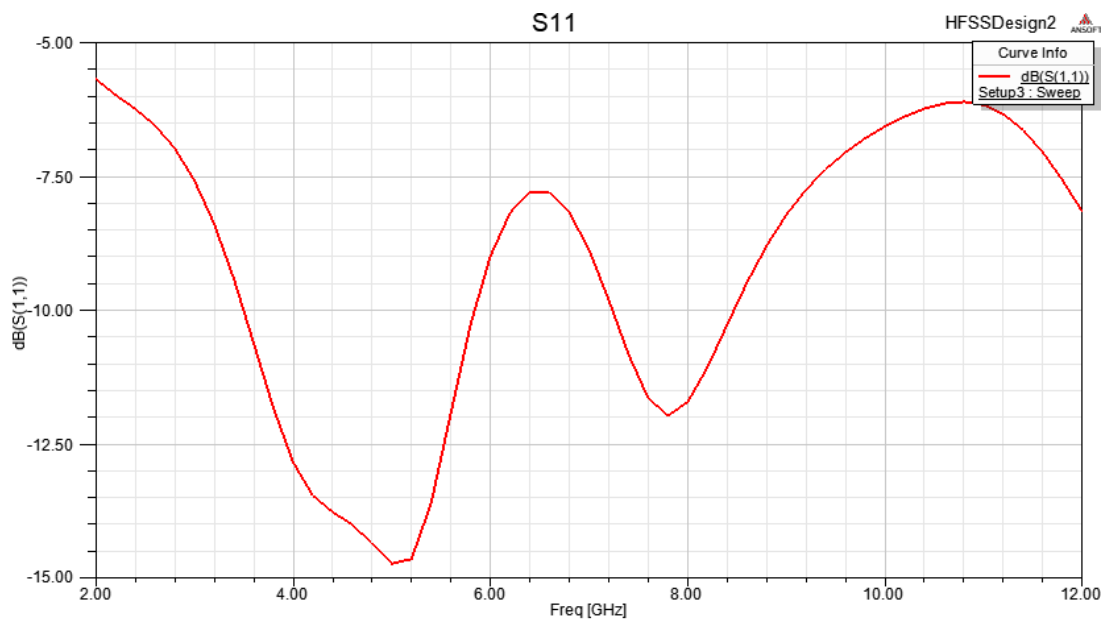


Figure III.18 : Tracé de coefficient de réflexion S_{11} en fonction de fréquence d'antenne de plan de masse partiel et ligne d'alimentation centralisée.

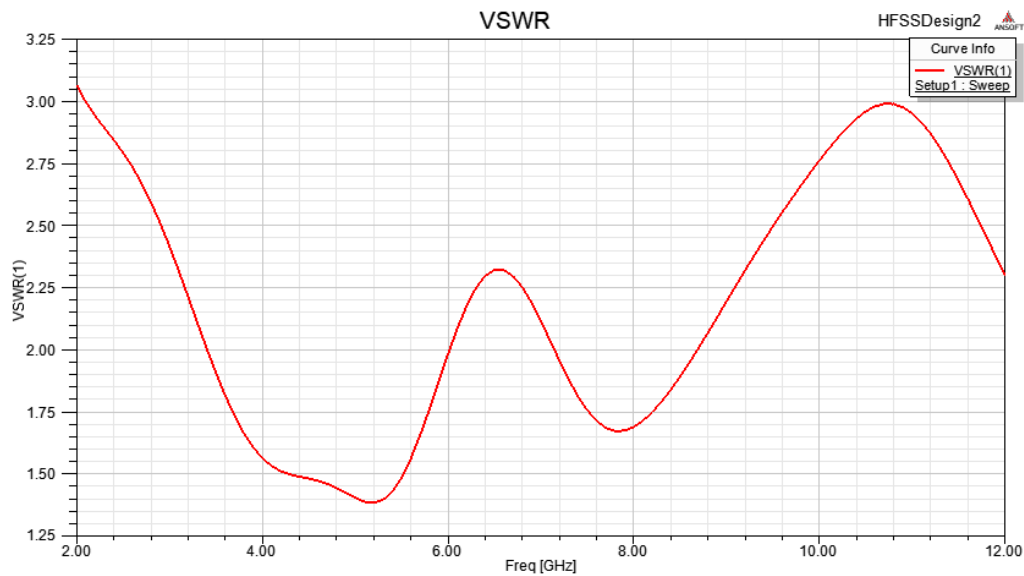


Figure III.19 : Tracé de VSZR en fonction de fréquence d’antenne à plan de masse partiel et à ligne d’alimentation centralisée.

Nous remarquons qu’il n’y a pas une adaptation sur toute la bande ULB, ce qui nécessite de décaler la ligne d’alimentation.

Dans la partie qui suite, une étude paramétrique de l’antenne ULB est effectuée, afin de mieux analyser l’influence de la position de la ligne d’alimentation sur les performances de l’antenne et en particulier sur le VSZR.

III.7.3 Etude paramétrique de la position de la ligne d'alimentation pf pour l'antenne de base

On fait varier la position pf (la position de la ligne d'alimentation), Les valeurs de la position pf sont données au tableau suivant :

Tableau III.3 : Valeurs de la position ligne d'alimentation pf.

Paramètre	Pf1	Pf2	Pf3	Pf4	Pf5
Valeur en mm	14.25	14.75	15.25	15.50	15.75

Les résultats de simulation pour le coefficient de réflexion et le VSZR pour différentes valeurs de pf sont donnés dans les figures suivantes :

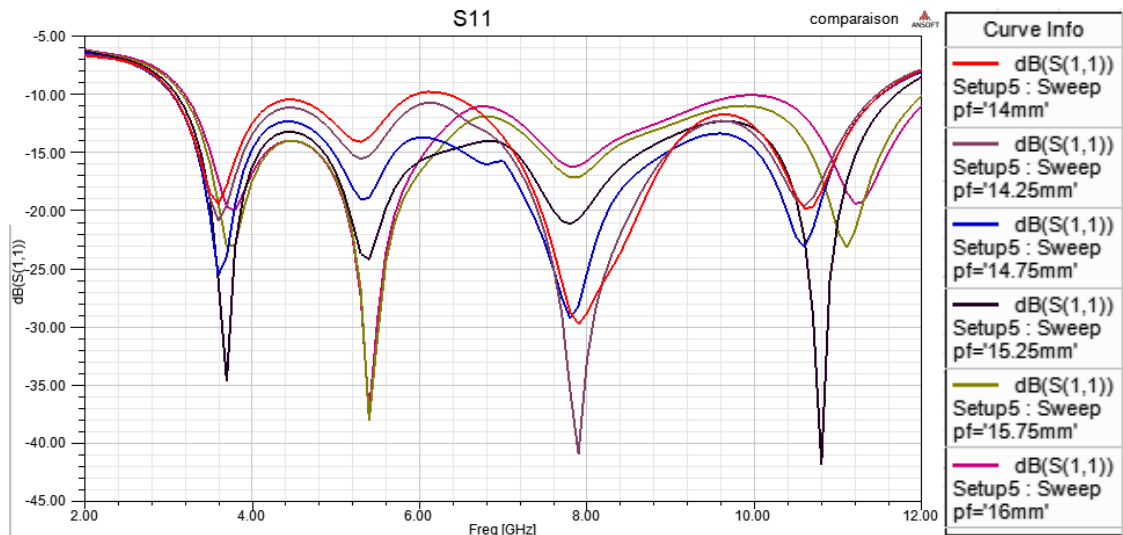


Figure III.20 : Coefficient de réflexion pour différentes valeurs de Pf.

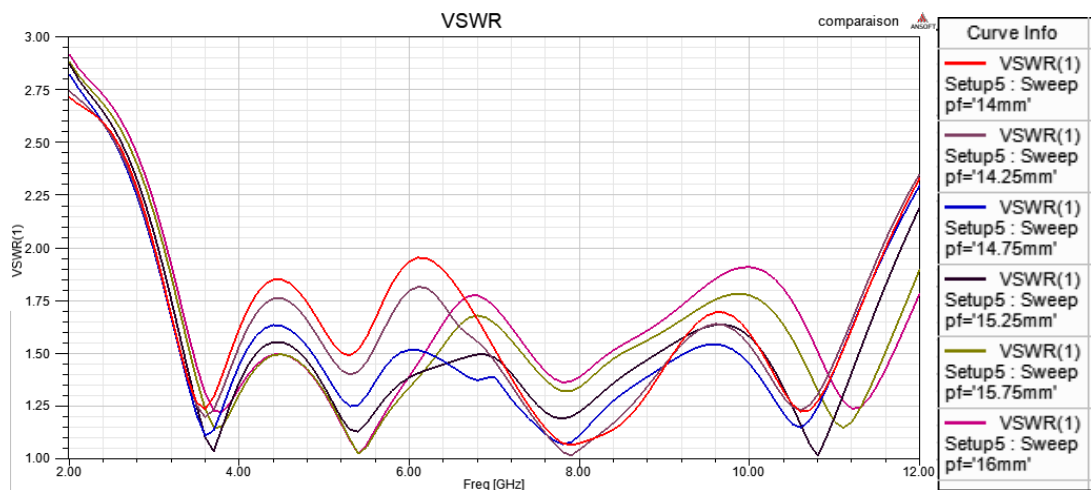


Figure III.21 : VSWR pour différentes valeurs de Pf.

A partir des figures précédentes, on constate que la position optimale de la ligne est $pf = 15.25$ mm tel que la bande passante est égale à 8.77 GHz (Allant de 3.01 GHz à 11.78GHz), avec un coefficient de réflexion inférieur à -10 dB.

Après l'étude paramétrique de l'antenne ULB qui est effectuée sur la position de la ligne d'alimentation et le choix de la position optimale de la ligne $pf=15.25$ mm, nous avons simulé notre structure d'antenne imprimée sous HFSS. La figure ci-dessous représente la structure de l'antenne sous le logiciel HFSS.

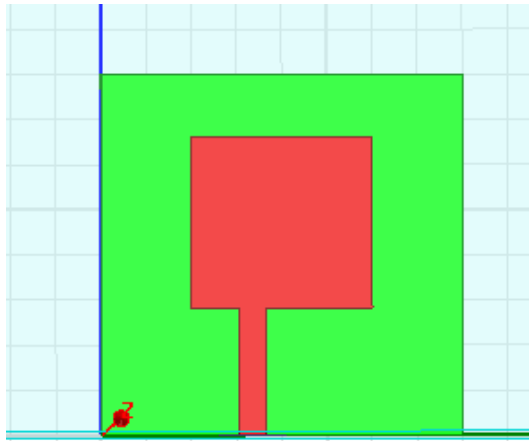


Figure III.22: Antenne patch à plan de masse partiel et à ligne d'alimentation décalée
pf = 15.25 mm

Le résultat de simulation de coefficient de réflexion de l'antenne est représenté dans les figures III.23.

Ces résultats montrent que l'antenne présente une bonne adaptation dans la bande [3.08 - 11.69 GHz], avec un coefficient de réflexion inférieur à -10dB.

Ainsi l'antenne présente une bande passante relative de 116.58%. Un coefficient de réflexion minimal de -41.76dB est obtenu à la fréquence de 10.78 GHz.

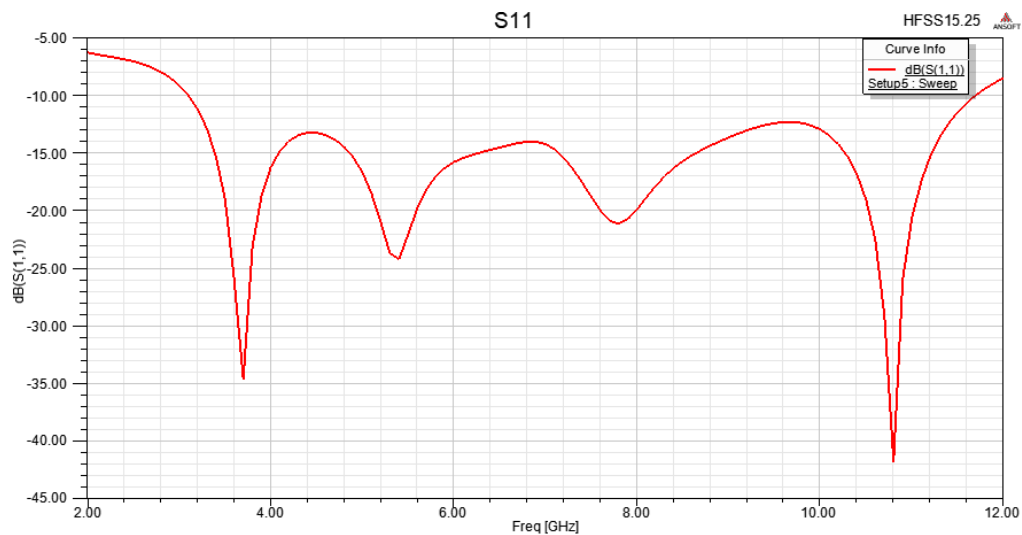


Figure III.23: Tracé de coefficient de réflexion S_{11} en fonction de la fréquence de l'antenne ULB à plan de masse partiel et à ligne d'alimentation décalée.

La figure III.24, représente le VSWR dans la gamme de fonctionnement de l'antenne étudiée. D'après la figure, on constate que le taux d'ondes stationnaires est inférieur à 2 dans toute la gamme de fréquence de l'antenne étudiée [3.02, 11.74GHz].

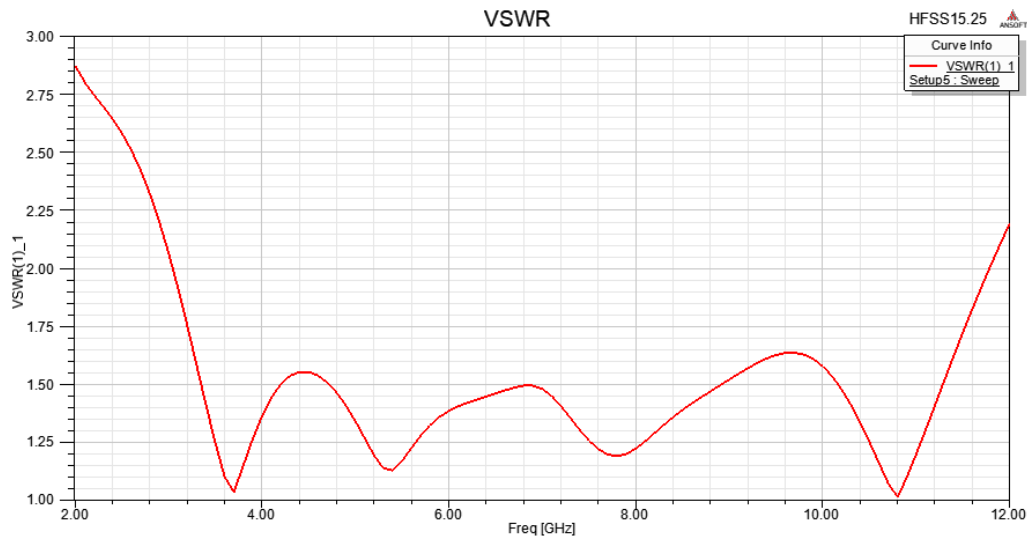


Figure III.24: Taux d'onde stationnaire de l'antenne ULB à plan de masse partiel et à ligne d'alimentation décalée.

Dans les figures III.25 et III.26, nous avons présenté les diagrammes de rayonnements respectivement en 2D et 3D simulés pour différentes fréquences. Il est clair que le diagramme de rayonnement de l'antenne pour la fréquence les différentes fréquences dans la bande ULB dans le plan E et H s'approchant d'un rayonnement omnidirectionnel, avec un gain simulé supérieur à 5.46 dB à la fréquence 10 GHz. Lorsque la fréquence augmente le diagramme de rayonnement subit une déformation que ce soit dans le plan E ou dans le plan H. Il est important en imagerie médicale et plus particulièrement pour la détection du cancer du sein pour une application ULB, d'avoir un angle d'ouverture assez large pour pouvoir couvrir la surface du sein.

La représentation du diagramme de rayonnement permet de connaître le comportement électromagnétique de l'antenne.

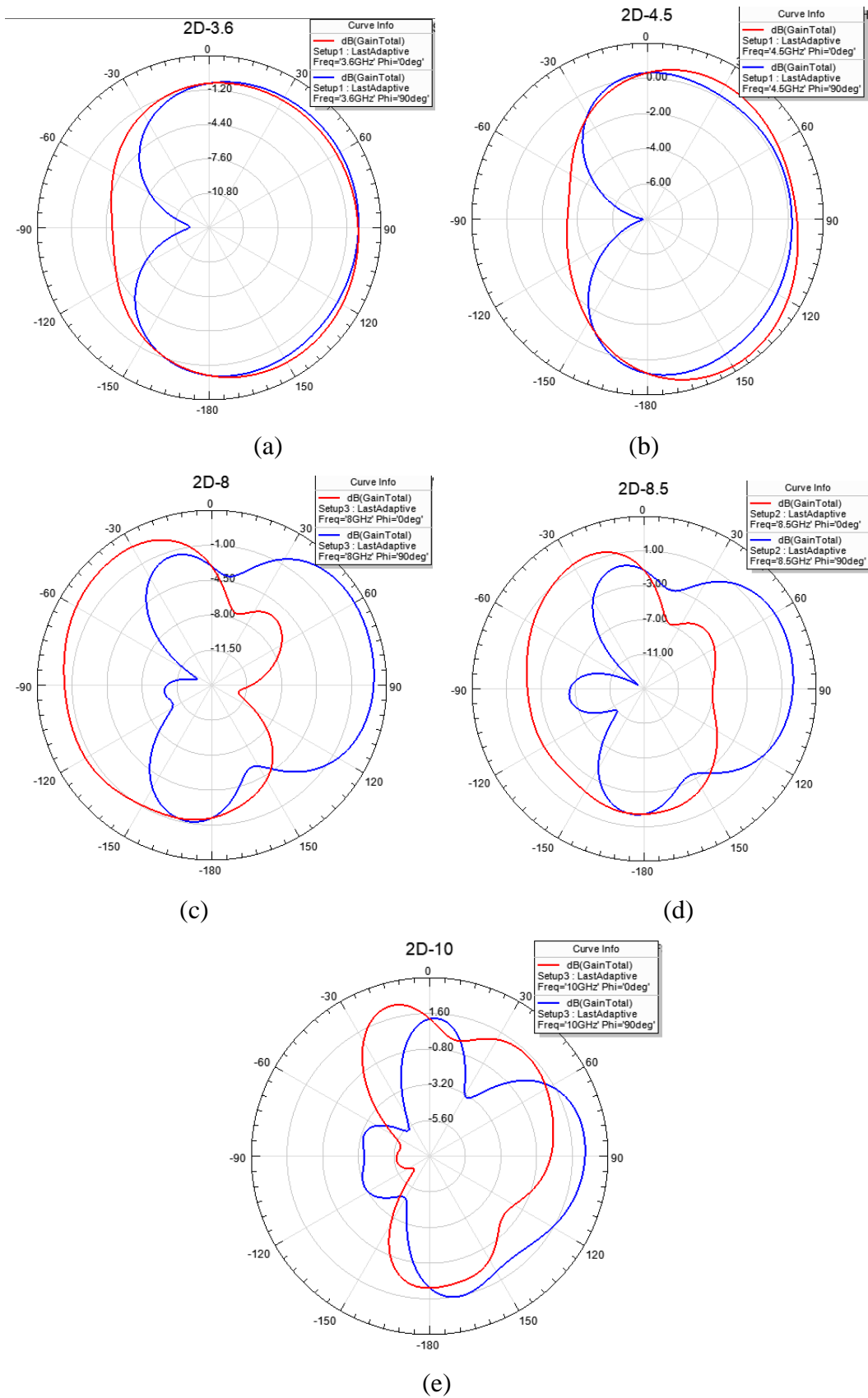


Figure III.25 : Diagrammes de rayonnement en 2D de l’antenne ULB à plan de masse partiel et à ligne d’alimentation décalée dans les plans E ($\Phi=0^\circ$), H ($\Phi=90^\circ$) à 3.6GHz (a), 4.5GHz (b), 8GHz (c), 8.5GHz (d) et 10GHz (e).

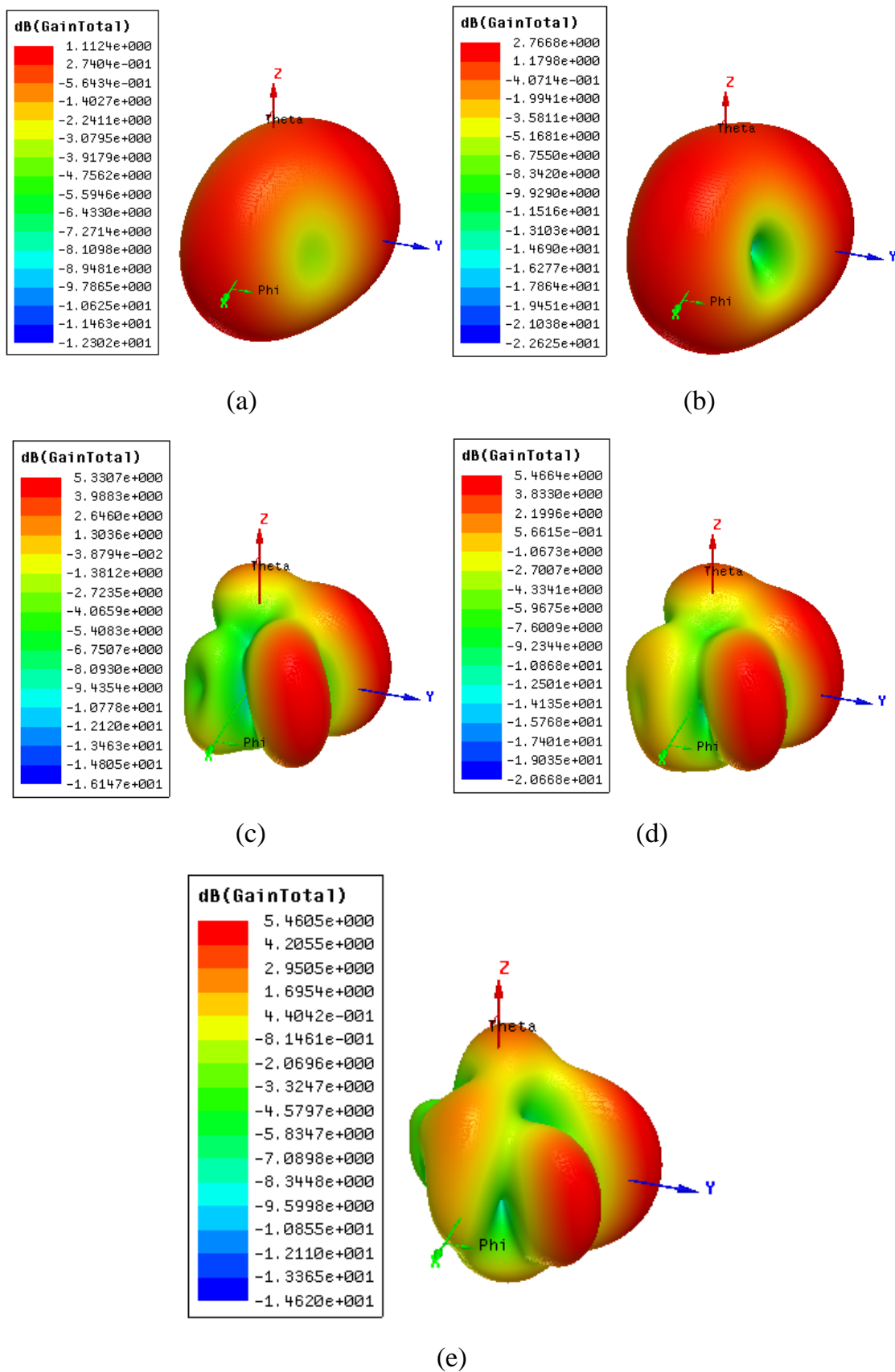


Figure III.26 : Diagrammes de rayonnement en 3D de l'antenne ULB à 3.6GHz (a), 4.5GHz (b), 8GHz (c), 8.5GHz (d) et 10GHz (e).

III.7.4 Antennes Ultra Large à largeur de bande mieux adaptée

Pour une amélioration de la largeur de la bande et gain de notre antenne ULB nous allons ajouter des encoches aux coins de patch.

III.7.4.1 Antenne ULB avec encoches

La figure III.27 représente la géométrie d'antenne ULB avec des encoches.

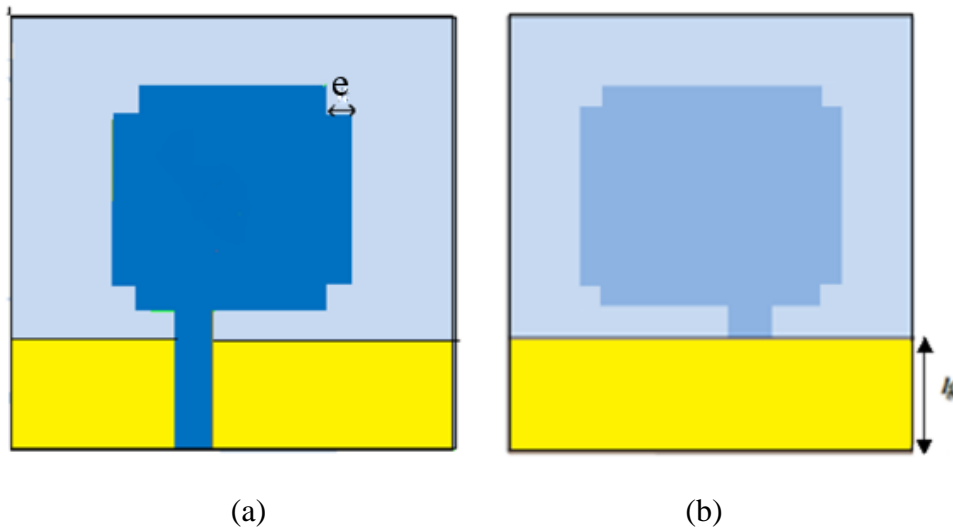


Figure III.27: Géométrie de l'antenne ULB avec des encoches (a) vue de dessus
(b) vue de dessous.

On a fait une comparaison entre une antenne patch sans encoche et une antenne patch avec des encoches pour le coefficient de réflexion et le gain.

La figure suivante représente la comparaison de S_{11} de :

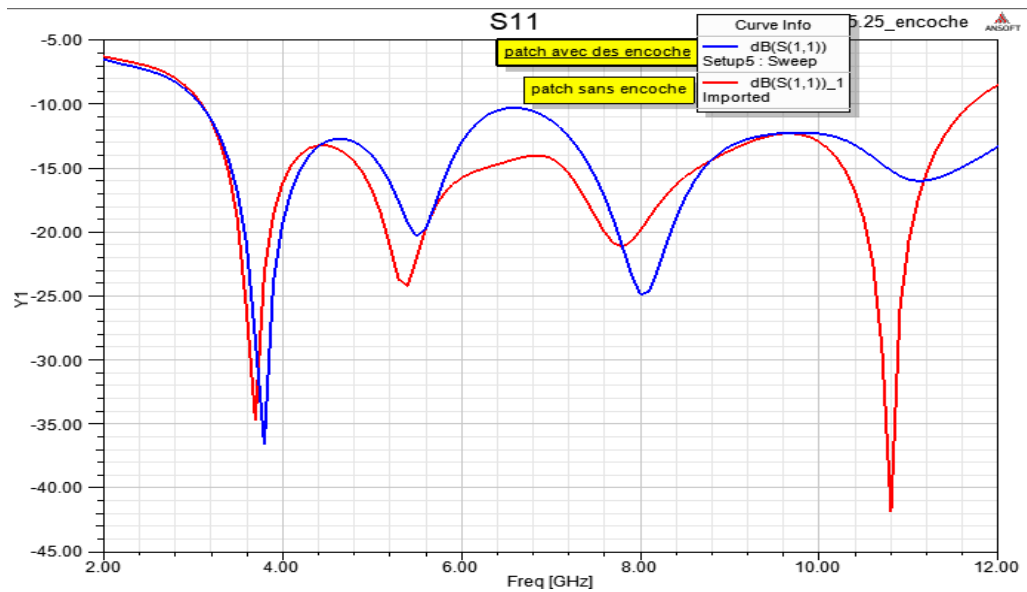


Figure III.28: Comparaison de patch sans encoches et avec des encoches.

Ces résultats montrent que l'antenne avec des encoches présente une bonne adaptation dans la bande [3.06, 12 GHz], avec un coefficient de réflexion inférieur à -10dB.

La figure suivante représente diagramme de rayonnement en 3D de patch avec des encoches.

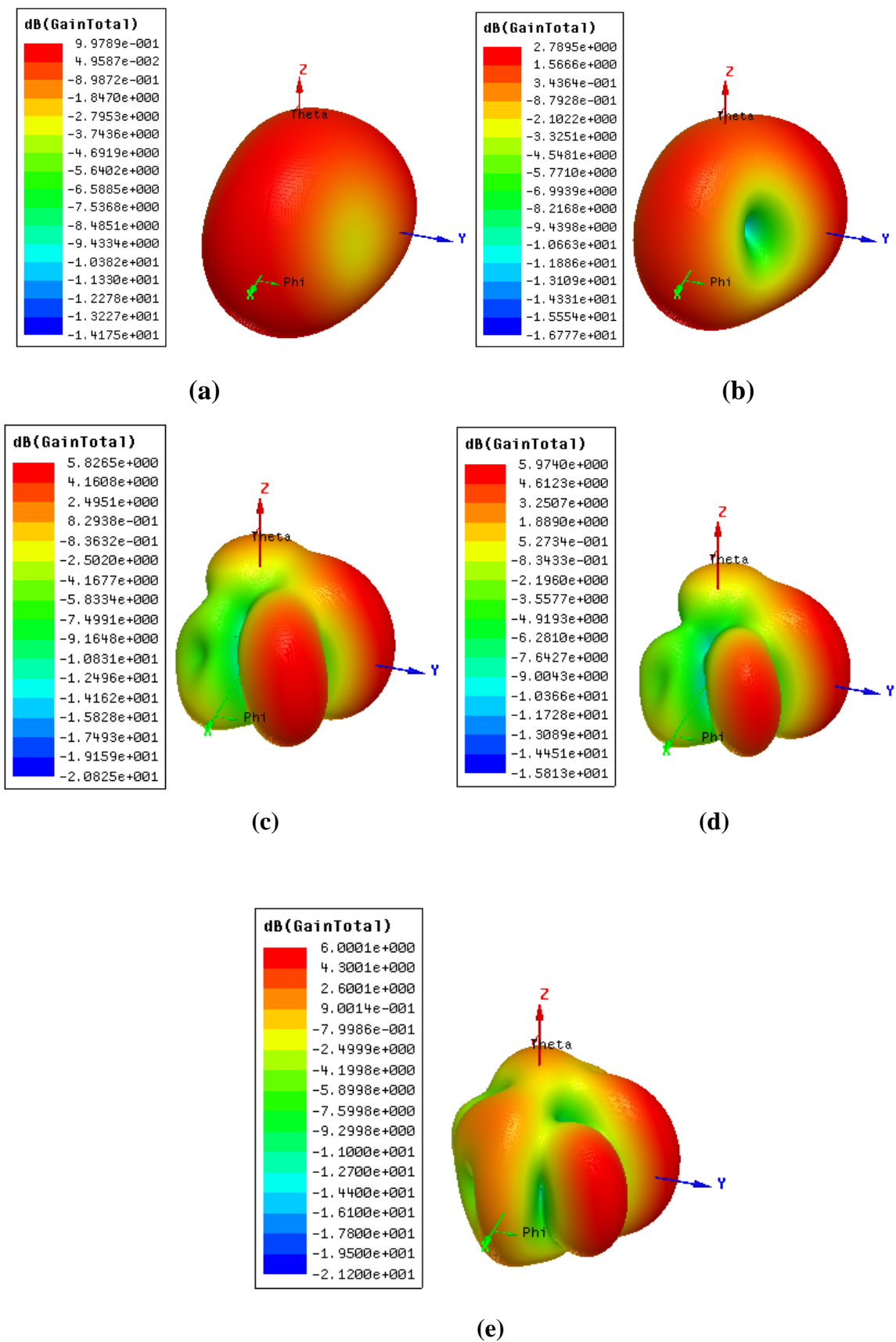


Figure III.29 : Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne ULB avec encoches à 3.6GHz (a), 4.5GHz (b), 8GHz (c), 8.5GHz (d) et 10GHz (e).

Tableau III.4 : Comparaison des deux patchs en fonction de gain.

Fréquence (GHz)	Gain de patch sans encoches (dB)	Gain de patch avec des encoches (dB)
3.6	1.11	0.9
4.5	2.76	2.78
8	5.33	5.82
8.5	5.46	5.94
10	5.46	6.00

L'antenne patch avec des encoches nous a donné une large bande passante plus des gains augmentés.

III.8 Application de l'antenne patch ULB sur un modèle de sein

Le modèle d'antenne a été utilisé pour simuler les modèles mammaires développées dans HFSS. La simulation a été effectuée pour différentes distances antenne-modèle du sein, à savoir premier cas où l'antenne est séparé de 6cm du sein (cas I, figure III.31), deuxième cas où l'antenne est séparé de 3cm du sein (cas II, figure III.32) et troisième cas où l'antenne est placé sur la surface du sein (en contact avec la peau du sein (0cm, cas III, figure III.33).

Comme le signal diffusé par un objet dépend de la densité de courants induits dans cet objet, la densité de courant dans la tumeur ainsi que dans la peau du sein et la graisse sont comparées. Les figures III.31, III.32 et III.33 représentent respectivement les résultats de simulation des densités de courant dans la peau du sein, la graisse et la tumeur, pour les trois cas (6cm,3cm et 0cm).

Ainsi, une comparaison entre le champ magnétique dans la tumeur du sein pour les trois cas est représentée dans la figure III.34.

Nous avons utilisé une forme d'hémisphère modèle avec les dimensions les plus courantes comme présenté dans la figure III.30 et le tableau III.5 [109], [110].

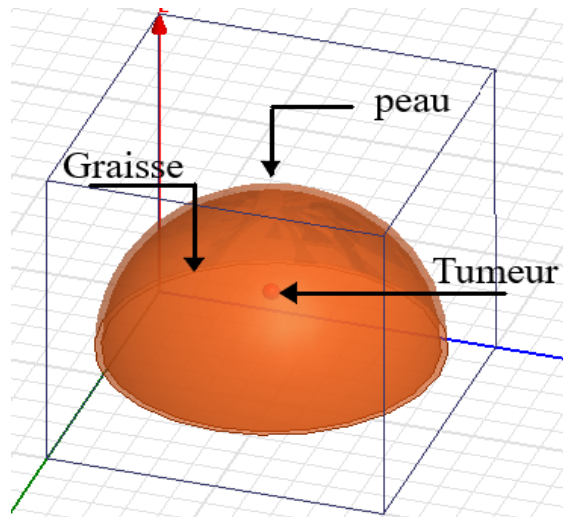


Figure III.30 : Modèle de sein réalisé avec logiciel HFSS

Tableau III.5: Tailles des pièces du modèle [109], [110].

Partie modèle	Taille (cm)
Diamètre du sein	10
Epaisseur de la peau	0.2

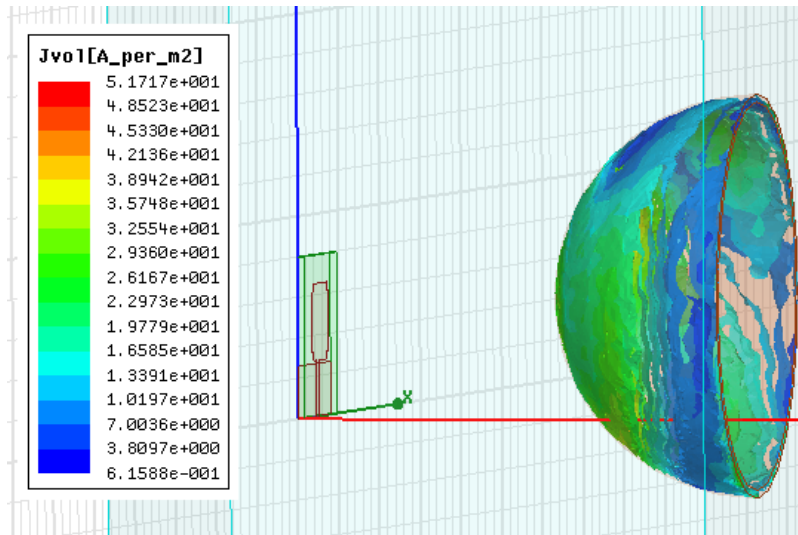
Les propriétés diélectriques qui ont été utilisées sont présentées dans le tableau III.6 où σ est la conductivité du tissu en (Siemens/mètre) et ϵ_r est la permittivité relative [111], [110].

Tableau III.6 : Permittivité de matière du sein [111], [110].

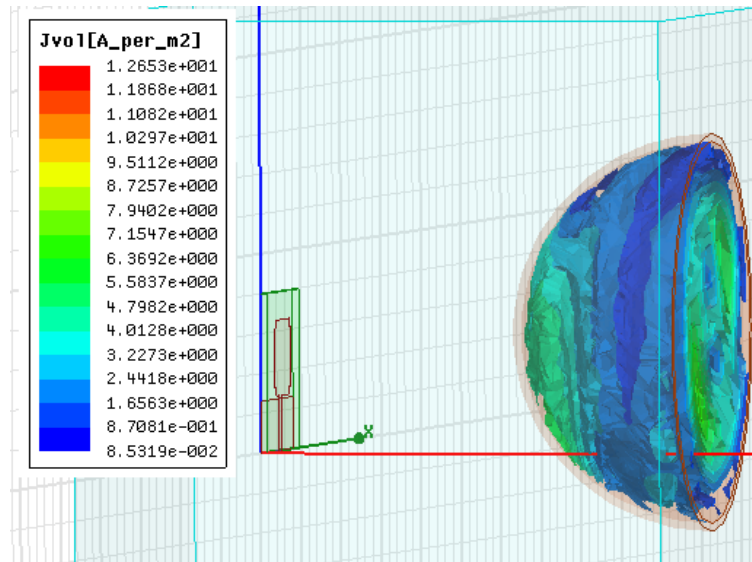
Matière	Permittivité ϵ_r	Conductivité σ (s/m)
Peau	37.9	1.49
Graisse	5.14	0.14
Tumeur	50	1.20

On va appliquer l'antenne patch sur le sein réalisé avec le logiciel HFSS comme représenté à la figure III.30 et on obtient les résultats suivants :

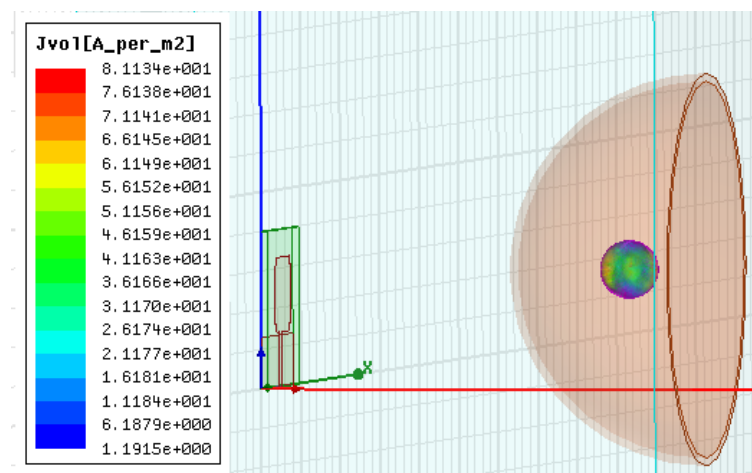
❖ **Densités de courant**



(a)

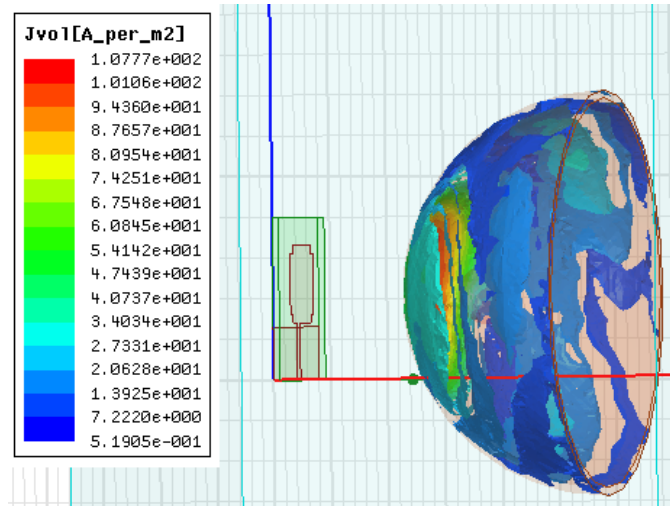


(b)

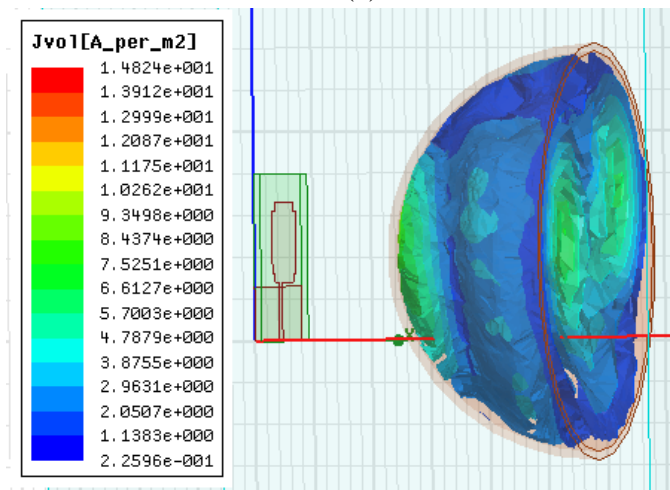


(c)

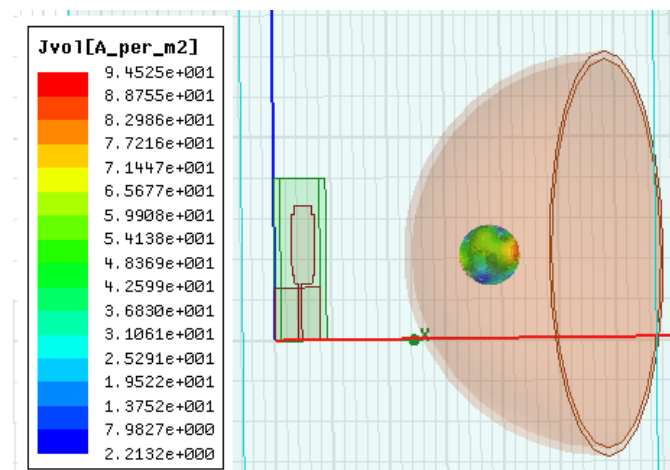
Figure III.31: Densités de courant (a) la peau, (b) la graisse, (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 6cm du sein



(a)

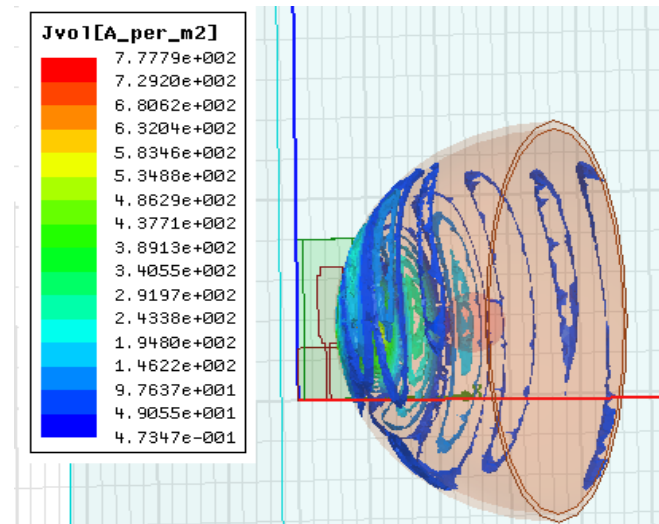


(b)

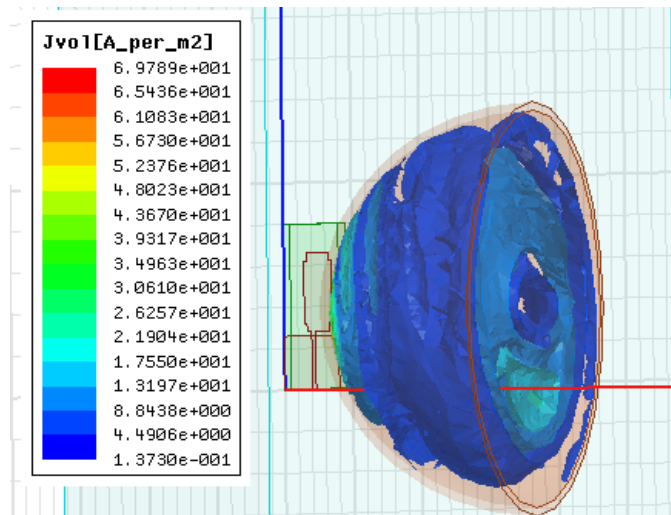


(c)

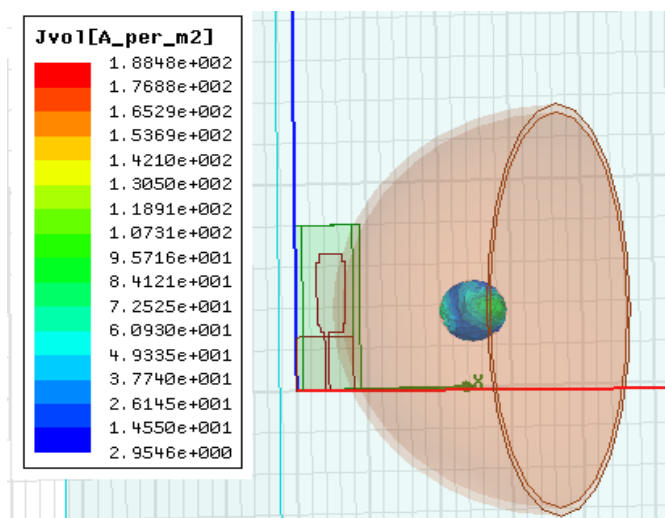
Figure III.32: Densités de courant (a) la peau, (b) la graisse, (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 3cm du sein.



(a)



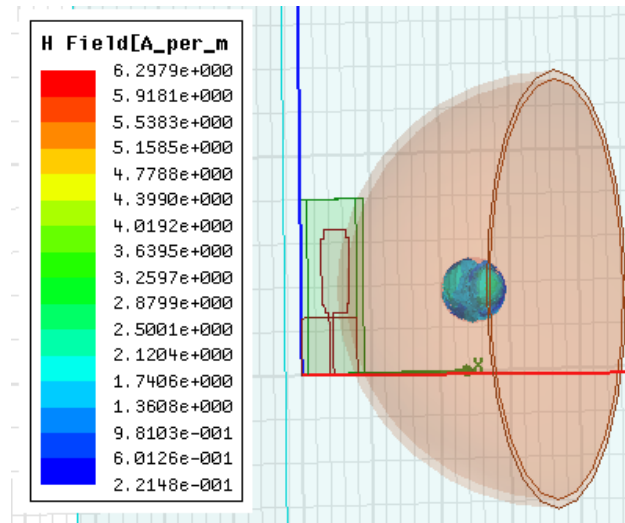
(b)



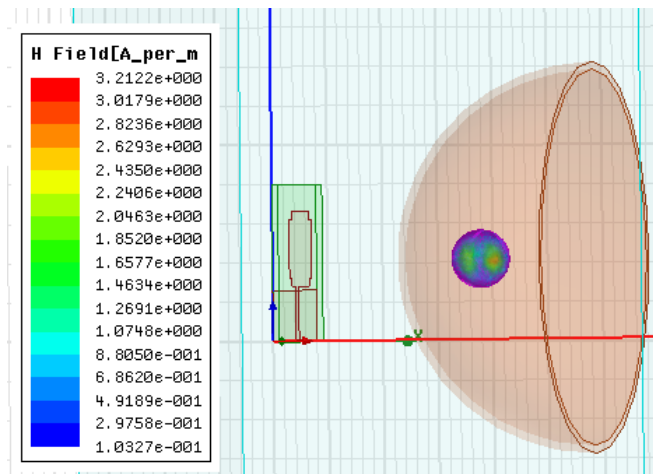
(c)

Figure III.33: Densités de courant (a) la peau, (b) la graisse, (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 0cm du sein.

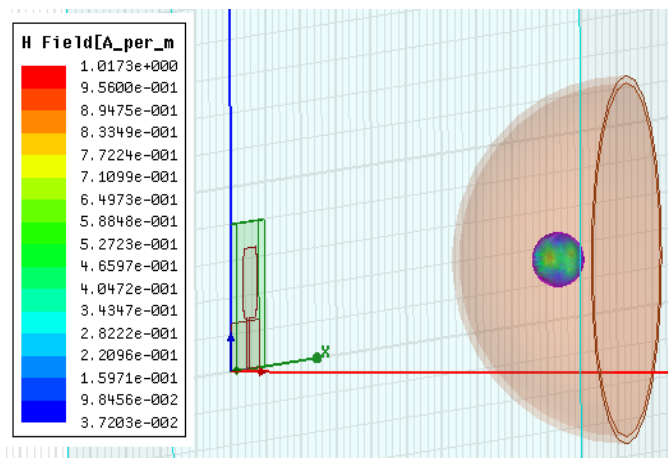
Ainsi, une comparaison entre le champ magnétique dans la tumeur du sein pour les trois cas est représentée dans la figure III.34.



(a)



(b)



(c)

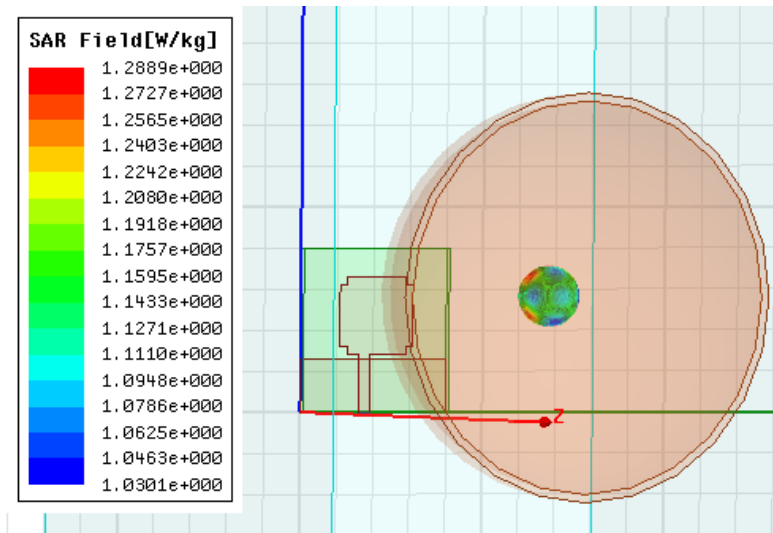
Figure III.34: Champ H dans la tumeur (a) 0cm, (b) 3 cm et (c) 6cm.

On constate que la densité de courant dans la tumeur dans le troisième cas est environ plus que deux fois plus élevée que la densité de courant dans les deux premiers cas, ce qui accroît la visibilité de la tumeur à l'antenne par le même facteur. Ainsi, la valeur du champ magnétique au niveau de la tumeur augmente tant que l'antenne est placée directement sur la peau du sein. Les résultats de simulation montrent que la visibilité de la tumeur ou de la sensibilité de l'antenne pour la détection de la tumeur peut être augmentée en plaçant une antenne en contact avec le sein.

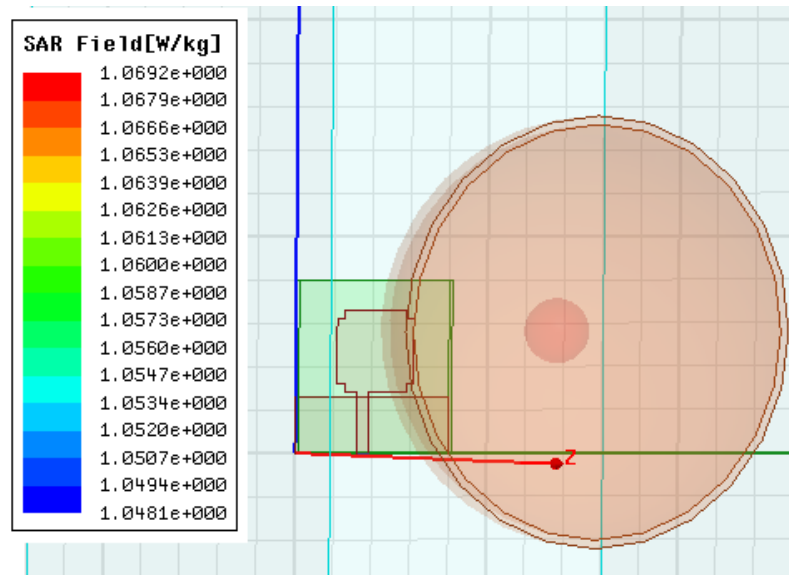
❖ **Taux d'absorption spécifique TAS (en anglais SAR)**

Pour assurer la sécurité du patient, le SAR doit maintenir la norme réglementée. La réglementation standard IEEE limite un SAR maximum de 1.6 W/kg pour 1 g et 2 W/kg pour des tissus moyens de 10 g.

D'après les deux figures suivantes, on constate que la valeur du SAR est à la norme de la valeur exigée par les institutions de santé internationales.



(a)



(b)

Figure III.35 : Valeur de SAR de tumeur pour 1g (a) et 10g (b).

III.9 Conception d'antennes ULB à deux bandes rejetées

Les systèmes de communication à très large bande sont devenus le sujet le plus intéressant depuis que la FCC a approuvé l'utilisation commerciale de la bande de fréquences 3.1 GHz à 10.6 GHz en 2002 [112]. Cependant, pour répondre à la demande croissante de communications sans fil, différentes antennes à très haut débit ont été étudiées [113]. Mais la gamme de fréquences des systèmes ULB provoque des interférences avec les systèmes de communication existants, tels que le service WiMAX de (3.3 à 3.6 GHz); WLAN aux États-Unis (5.15-5.35 GHz,

5.725-5.825 GHz) et HIPERLAN / 2 en Europe (5.15-5.35 GHz, 5.47-5.725 GHz) [114] et des bandes de services par satellite telles que la bande ITU à 8 GHz et la S-Bande DMB de 2.63-2.655 GHz [115]. Ainsi, des antennes ULB avec une fonction de bande rejetée (filtrée) sont requises. Pour répondre à cette exigence, différentes antennes à très large bande passante ont été étudiées [116], [51].

Dans cette partie on propose une nouvelle antenne ULB à deux bandes filtrées pour des applications ULB. L'antenne de référence est notre antenne de base à plan de masse partielle et ligne d'alimentation décalée. La conception est faite en introduisant deux filtres le premier de forme E inversée et le deuxième de forme U pour réaliser un filtrage des bandes souhaitées. Les différentes caractéristiques de l'antenne (coefficient de réflexion, VSWR, diagrammes de rayonnement, et le gain) seront présentées.

III.9.1 Conception de l'antenne ULB à deux bandes rejetées WIMAX et WLAN

La géométrie de l'antenne ULB à deux bandes rejetées est représentée dans la figure suivante :

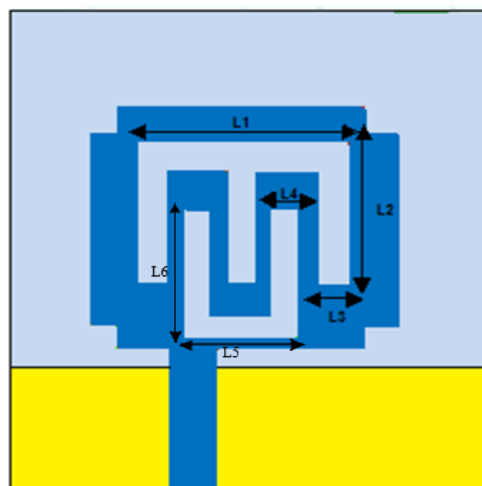


Figure III.36 : La géométrie d'antenne à deux bandes de réjections WiMAX et WLAN

Tableau III.7 : Paramètres géométriques de l'antenne ULB avec deux filtres de rejections de forme E inversée et U

Dimension	L1	L2	L3	L4	L5	L6
Valeur (mm)	14	11	2	1.5	7.5	6

III.9.1.1 Filtrage dans la bande WiMAX

La bande de fréquence pour les systèmes ULB cause des interférences aux systèmes de communications radio existants, tels que le WiMAX de 3.3 à 3.6 GHz. Cependant, afin d'éviter ces interférences, des modifications peuvent être faites sur l'antenne pour réaliser la fonction stop bande. Ainsi un filtre de forme E inversée est introduit dans l'élément rayonnant afin de rejeter la bande WIMAX. La structure de l'antenne sous HFSS obtenue est représentée à la figure III.37. La longueur quart d'onde, de filtre est déterminée par l'équation [117], [51]:

$$L_1 \approx \frac{c}{4f_{notch}\sqrt{\frac{\epsilon_r+1}{2}}} \quad (III.1)$$

Où f_{notch} est la fréquence rejetée, c et ϵ_r sont respectivement la vitesse de lumière, la permittivité du substrat.

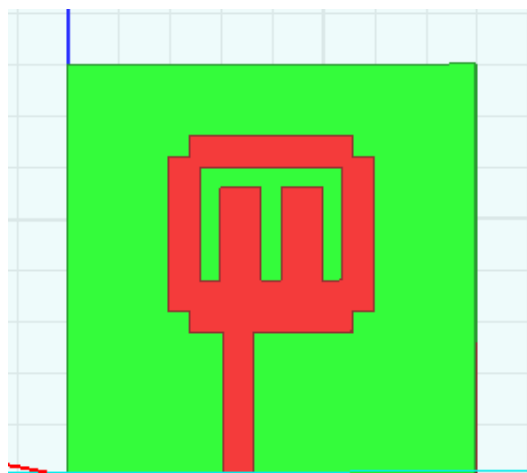


Figure III.37 : L'antenne avec un filtre E inversé pour le filtrage dans la bande WIMAX sous HFSS.

Les résultats de simulation du coefficient de réflexion, le VSWR avec le filtre E de l'antenne sont montrés dans les figures III.38, III.39 respectivement.

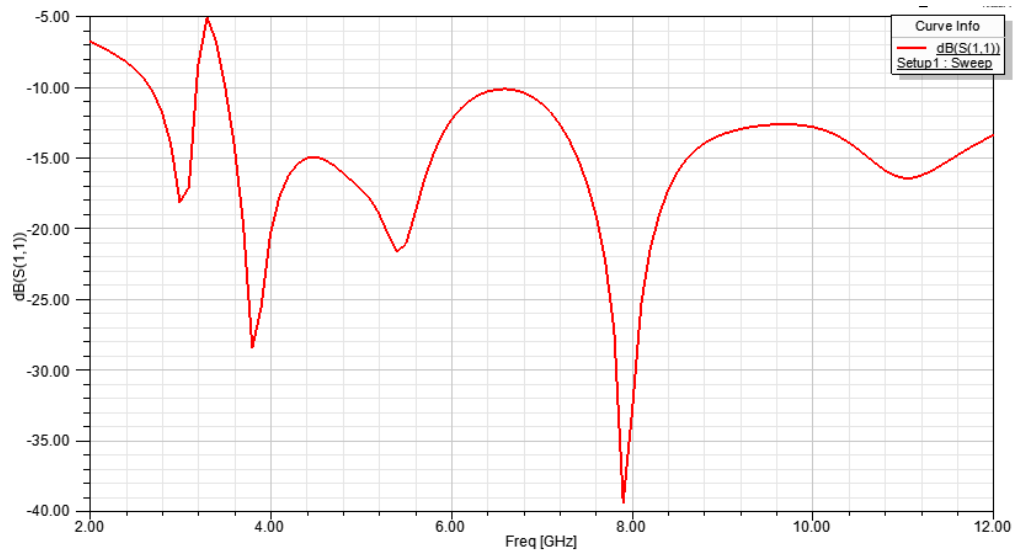


Figure III.38 : Le coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne proposée pour le filtrage dans la bande WIMAX.

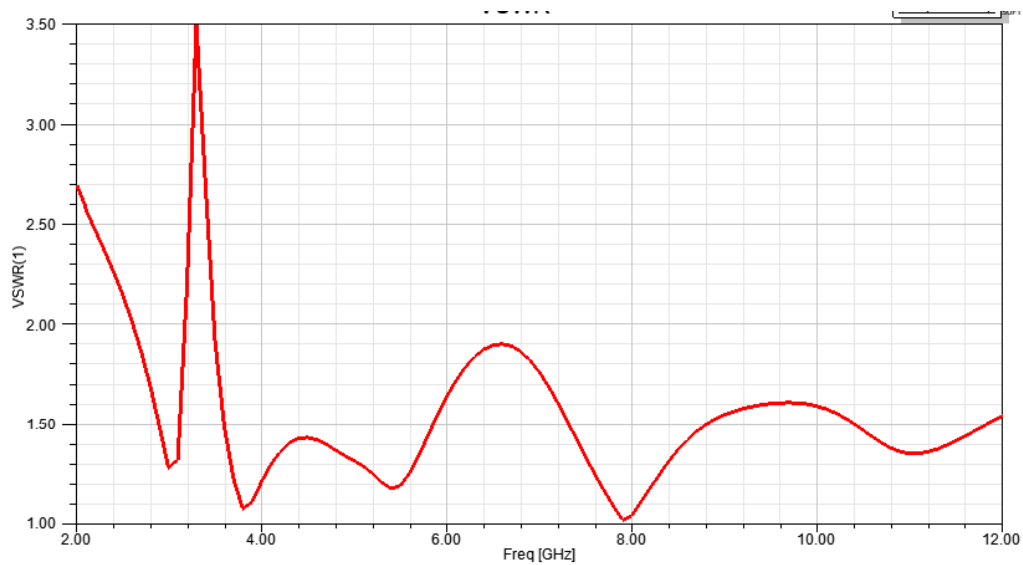


Figure III.39 : Le VSWR de l'antenne proposée pour le filtrage dans la bande WIMAX.

Il est évident des résultats de simulation du coefficient de réflexion ou le VSWR, que l'antenne est bien adaptée ($S_{11} \leq 10\text{dB}$, ou $\text{VSWR} \leq 2$) dans la bande

[2.6, 12GHz], sauf dans les bandes [3.16, 3.47GHz] avec un VSWR = 3.5 est obtenue à 3.53GHz.

III.9.1.2 Filtrage dans la bande WLAN

Ainsi dans cette partie, on introduit un filtre en forme U de longueur quart d'onde, afin d'éviter ces interférences.

$$L_5 \approx \frac{c}{4f_{notch} \sqrt{\frac{\epsilon_r + 1}{2}}} \quad (III.2)$$

La figure suivante présente l'antenne patch sous HFSS avec le filtre de forme U pour la réjection de la bande WLAN.

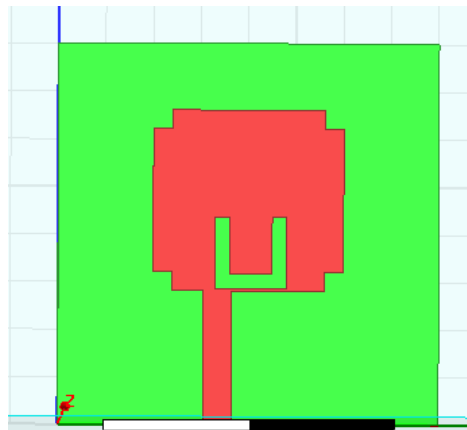


Figure III.40 : L'antenne pour le filtrage dans la bande WLAN sous HFSS.

Les résultats de simulation du coefficient de réflexion et le VSWR de l'antenne sont montrés dans les figures III.41, III.42 respectivement.

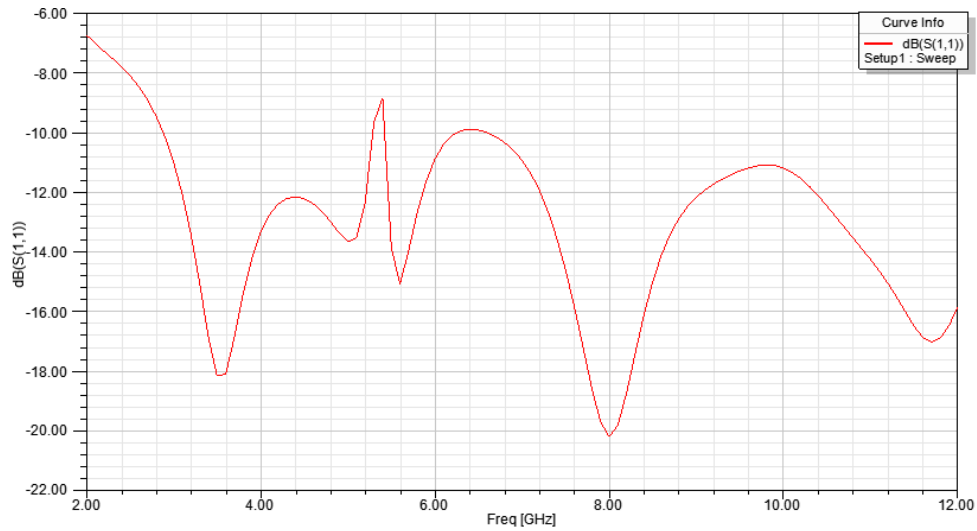


Figure III.41 : Le coefficient de réflexion S_{11} de l'antenne proposée pour le filtrage dans la bande WLAN

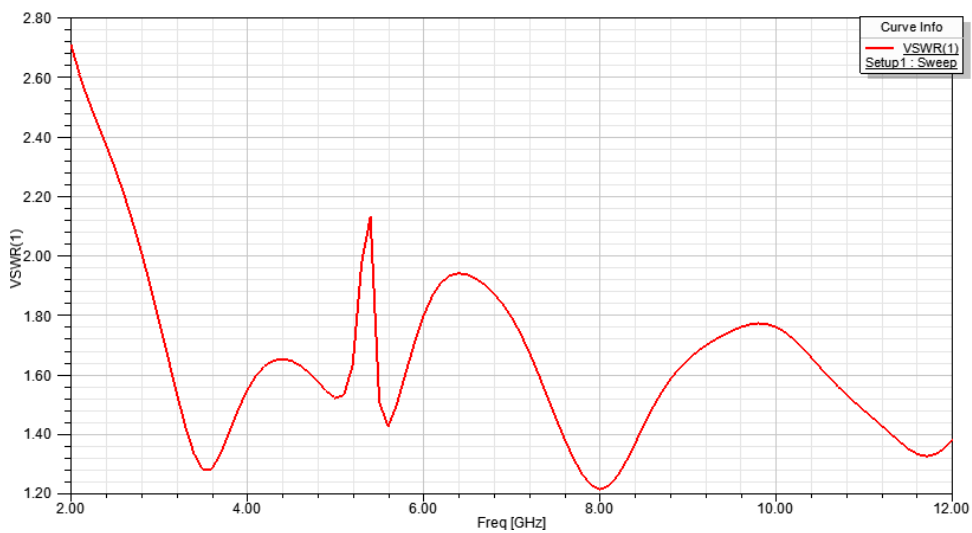


Figure III.42 : Le VSWR de l'antenne proposée pour le filtrage dans la bande WLAN

D'après la figure III.41, Il est évident des résultats de simulation du coefficient de réflexion et le VSWR, que l'antenne est bien adaptée ($S_{11} \leq 10\text{dB}$, ou $\text{VSWR} \leq 2$) dans la bande [2.8, 12GHz], sauf dans les bandes [5.3, 5.42 GHz] avec un $\text{VSWR} = 2.13$ est obtenue à 5.4 GHz.

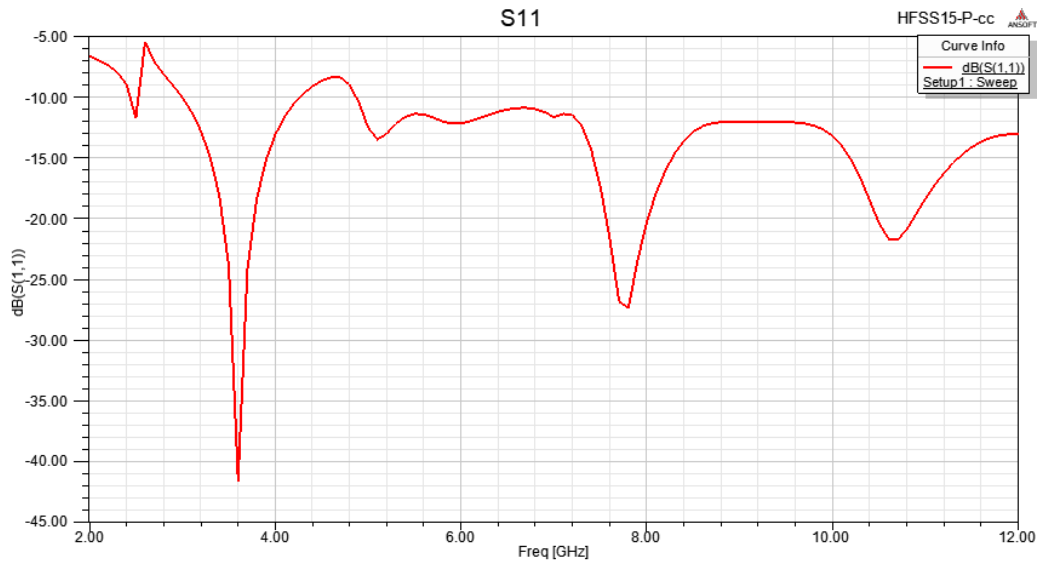


Figure III.43 : Le S_{11} de l'antenne proposée pour les deux filtrages des bandes WIMAX et WLAN

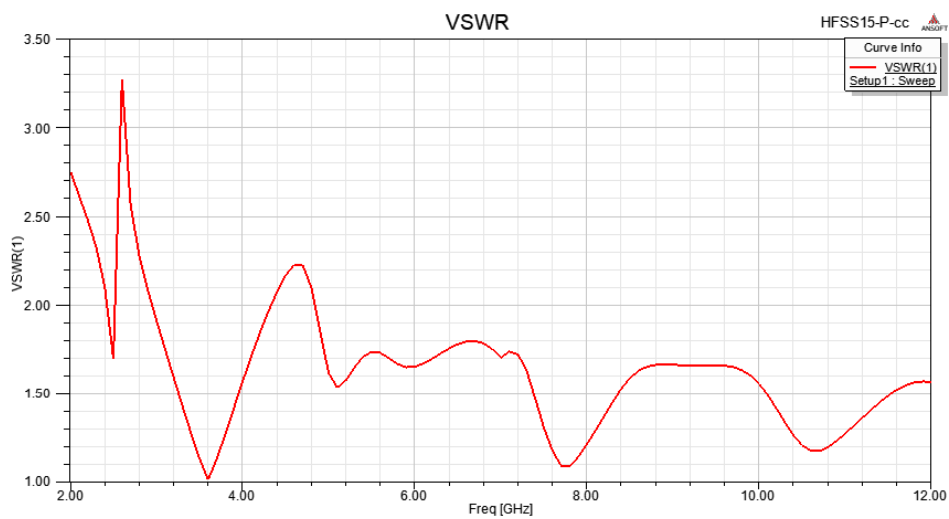


Figure III.44 : Le VSWR de l'antenne proposée pour les deux filtrages des bandes WIMAX et WLAN

Les résultats de simulation du diagramme de rayonnement de l'antenne ULB proposée avec les bandes de réjections en 2D et 3D pour les fréquences : 3.6, 4.5, 8, 10 et 12 GHz sont illustrés dans les figures III.45 et III.46 respectivement.

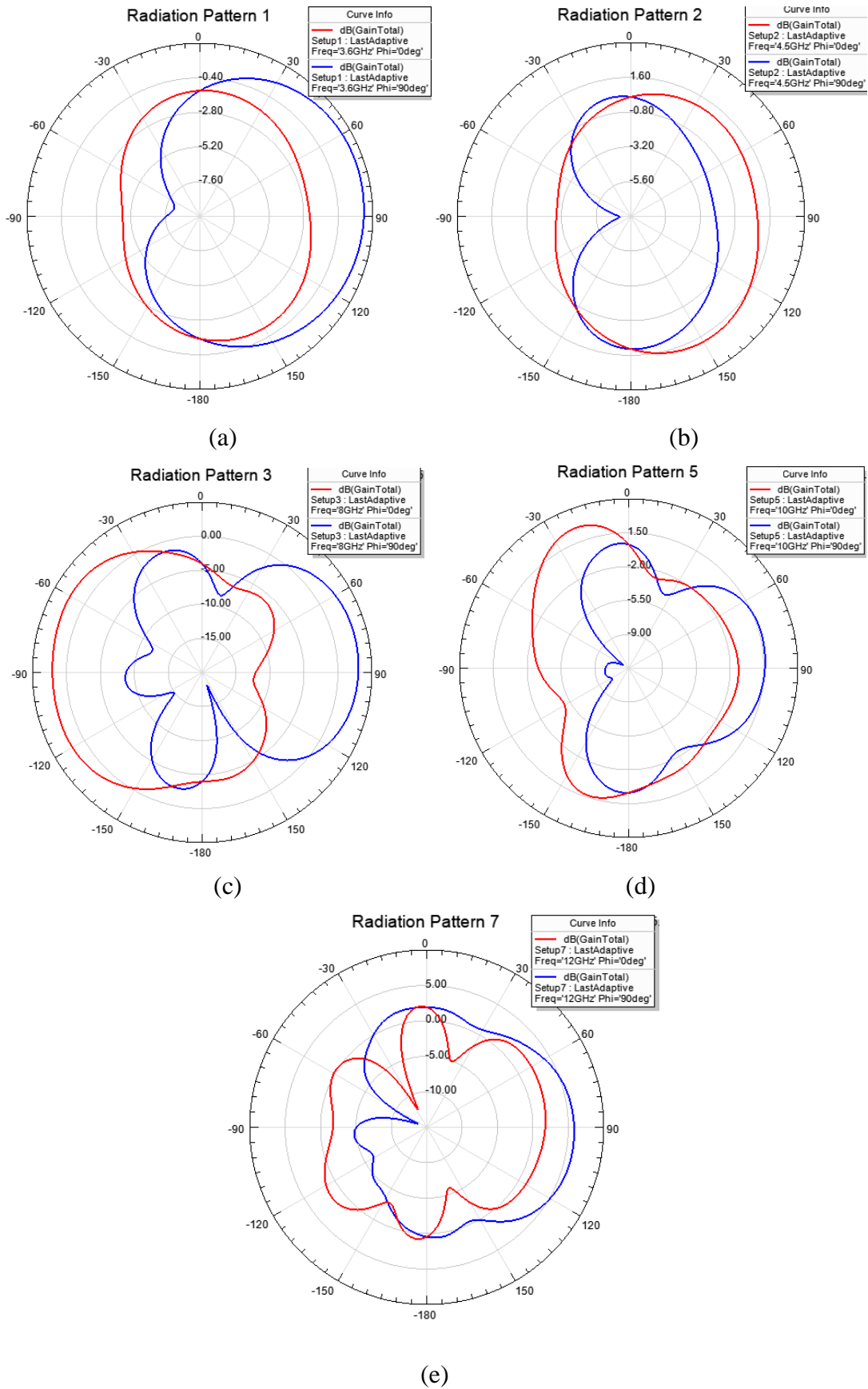


Figure III.45 : Diagramme de rayonnement en 2D pour les fréquences 3.6GHz (a), 4.5GHz (b), 8GHz (c), 10GHz (d) et 12GHz (e).

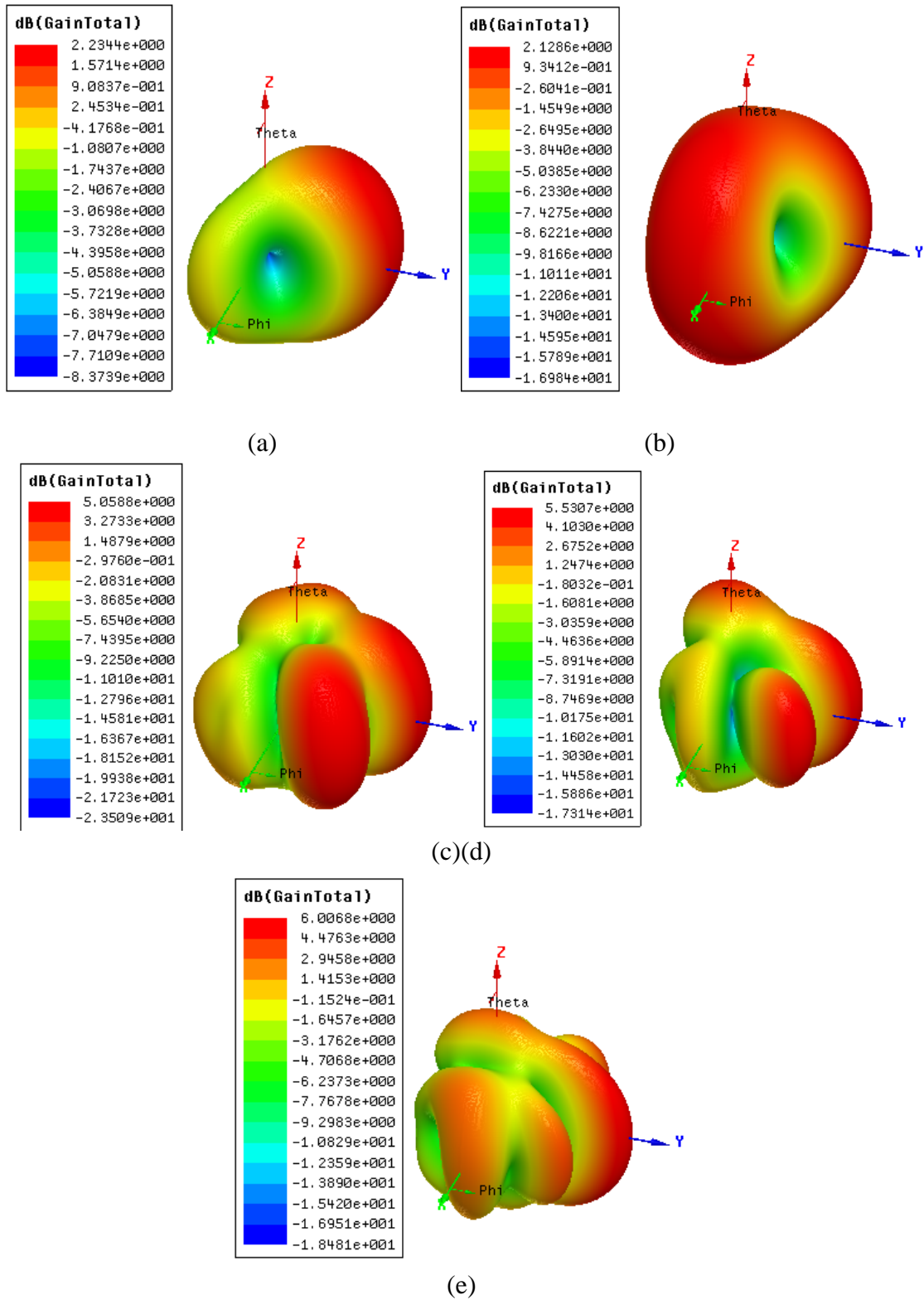


Figure III.46 : Diagramme de rayonnement en 2D pour les fréquences 3.6GHz (a), 4.5GHz (b), 8GHz (c), 10GHz(d) et 12GHz (e).

III.10 Réseau d'antenne ULB pour la détection de la tumeur de sein

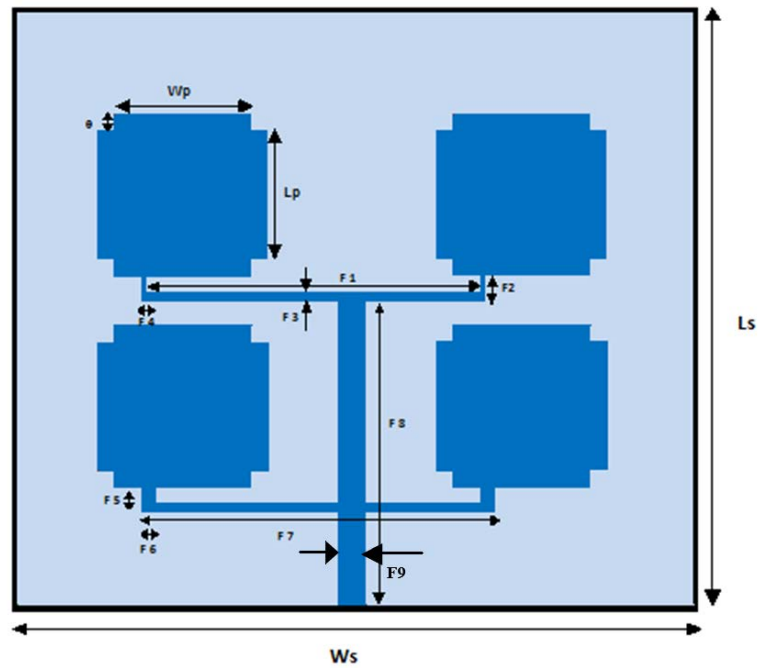
Pour assurer une bonne adaptation et accroître la performance de l'antenne de base, une antenne réseau de quatre patchs rayonnants équidistants et symétriques uniformes est réalisée. La structure est alimentée via une ligne microruban. Les lignes attachées aux éléments rayonnants ont une largeur égale à la moitié de la largeur de la ligne microruban pour assurer une bonne adaptation et symétrie. Sur la face inférieure un plan de masse partielle est imprimée Les caractéristiques sont données dans le tableau III.8.

L'antenne réseau à quatre patchs peut avoir un impact plus conséquent sur les performances, vue que la mise en réseau au moyen de quatre patchs nous ont permis d'augmenter les valeurs de gain et de directivité et obtenir plus de résonance par rapport à la structure de base composée d'un seul patch. Cette antenne-réseau a également de bonnes caractéristiques directionnelles de rayonnement. Elle présente une bonne stabilité sur toute la bande de fréquence convoitée et cela au niveau des deux plans principaux E et H. Une bonne adaptation en termes d'impédance est obtenue entre l'antenne et son alimentation grâce au passage progressif par le biais des lignes d'alimentations décalées. Le coefficient de réflexion a été établi et amélioré.

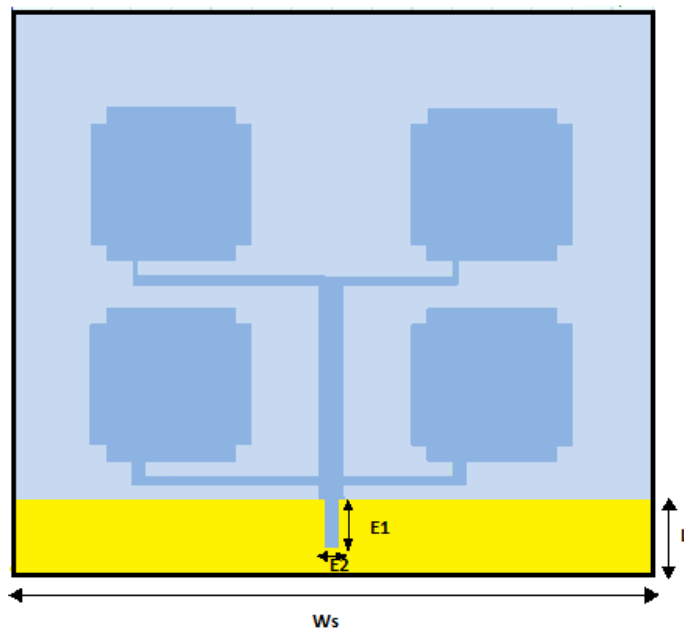
En outre, cette antenne antenne-réseau 2×2 patchs présente de nombreux avantages qui répondent aux préoccupations des industriels. Parmi eux, la fabrication facile vue sa structure simple et sa taille miniaturisée, faible coût en utilisant un matériel disponible sur le marché et à bus coût. Par conséquent, notre structure originale pourrait être une bonne application destinée à un système de détection précoce des tumeurs.

Notre cahier de charges de la conception a été basé sur les exigences des systèmes de détection des tumeurs recommandé par la commission FCC.

La géométrie d'antenne réseau est présentée sur la figure suivante :



(a)



(b)

Figure III.47 : Réseau d'antenne ULB à quatre patches (a) vue au-dessus (b) vue au-dessous

Tableau III.8 : Paramètres géométriques d'antennes réseau ULB après optimisation.

Dimensions			
paramètre	Valeur (mm)	paramètre	Valeur (mm)
Wp	20	F7	40
Lp	19	F8	36
F1	40	Ws	80
F2	3	Ls	70
F3	1	E1	6
F4	0.5	E2	2
F5	3	L	9
F6	1.5	e	2

La figure suivante représente la structure de l'antenne réseau sous HFSS.

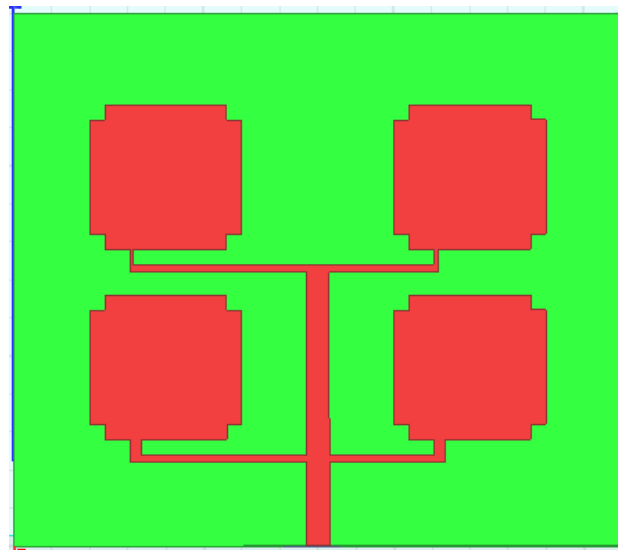


Figure III.48: Présentation de l'antenne réseau ULB sous le logiciel HFSS.

Les figures III.49, III.50 représentent respectivement le coefficient de réflexion et le VSWR de l'antenne réseau conçue.

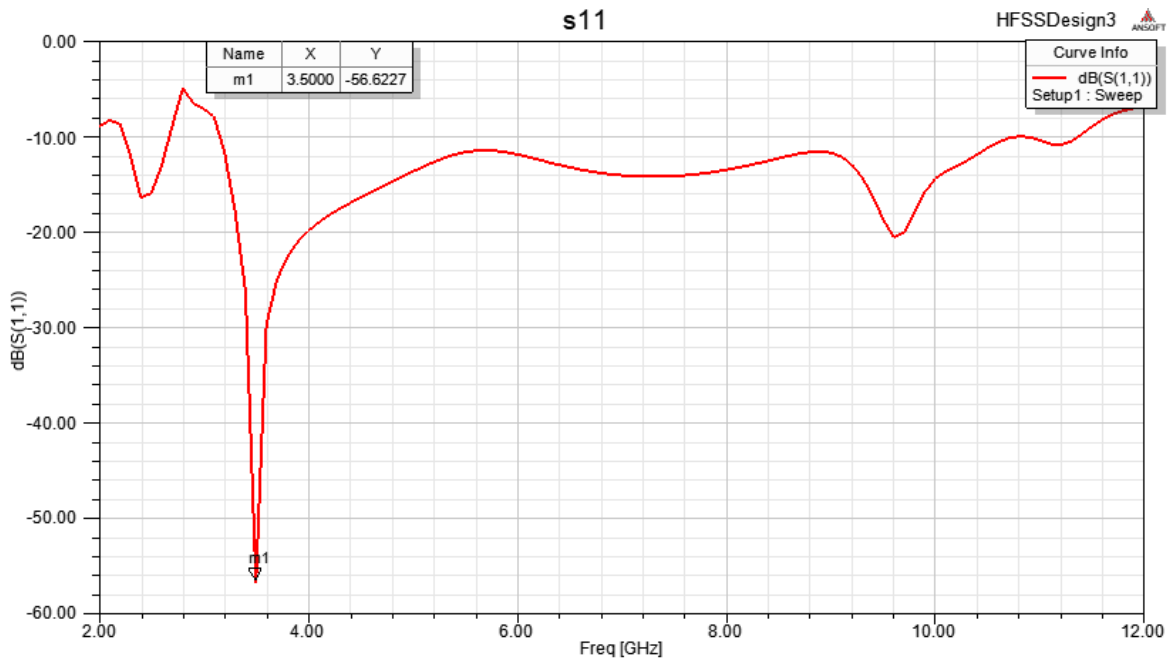


Figure III.49 : Traçage de coefficient de réflexion d'antenne réseau ULB.

Nous remarquons qu'il y a une très large bande passante de 3.13GHz-10.7GHz et la fréquence de résonance de cette antenne est de 3.5GHz, avec une bonne adaptation de -56.62dB.

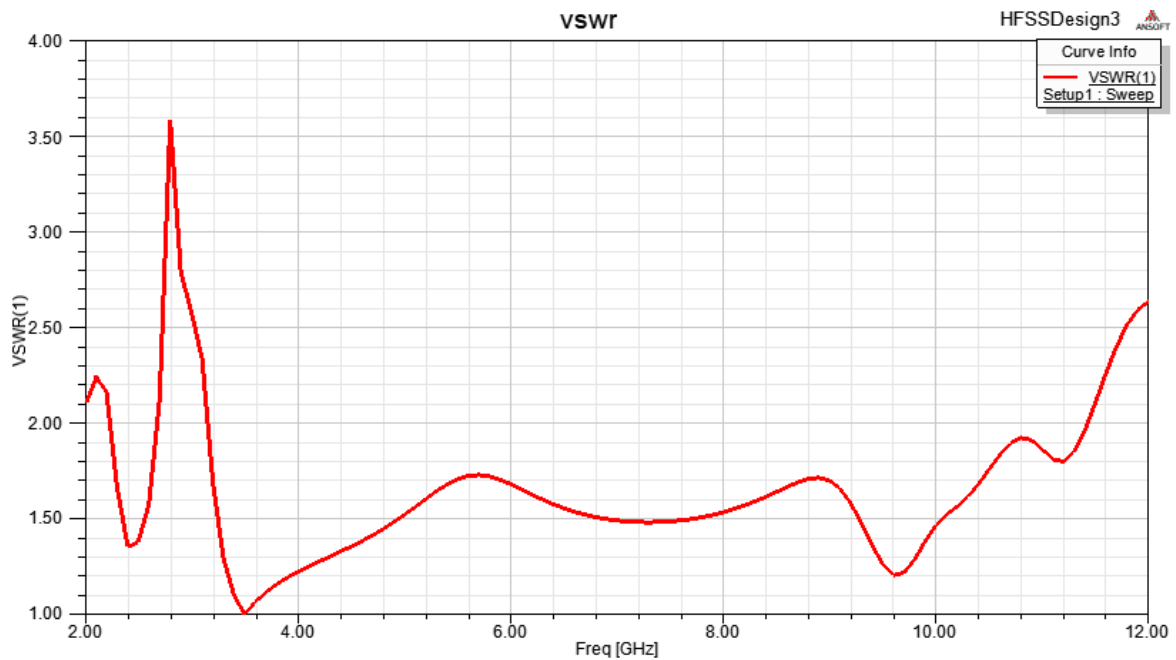


Figure III.50: Traçage de VSWR de l'antenne réseau ULB.

Les figures suivantes représentent le diagramme de rayonnement en 2D et en 3D :

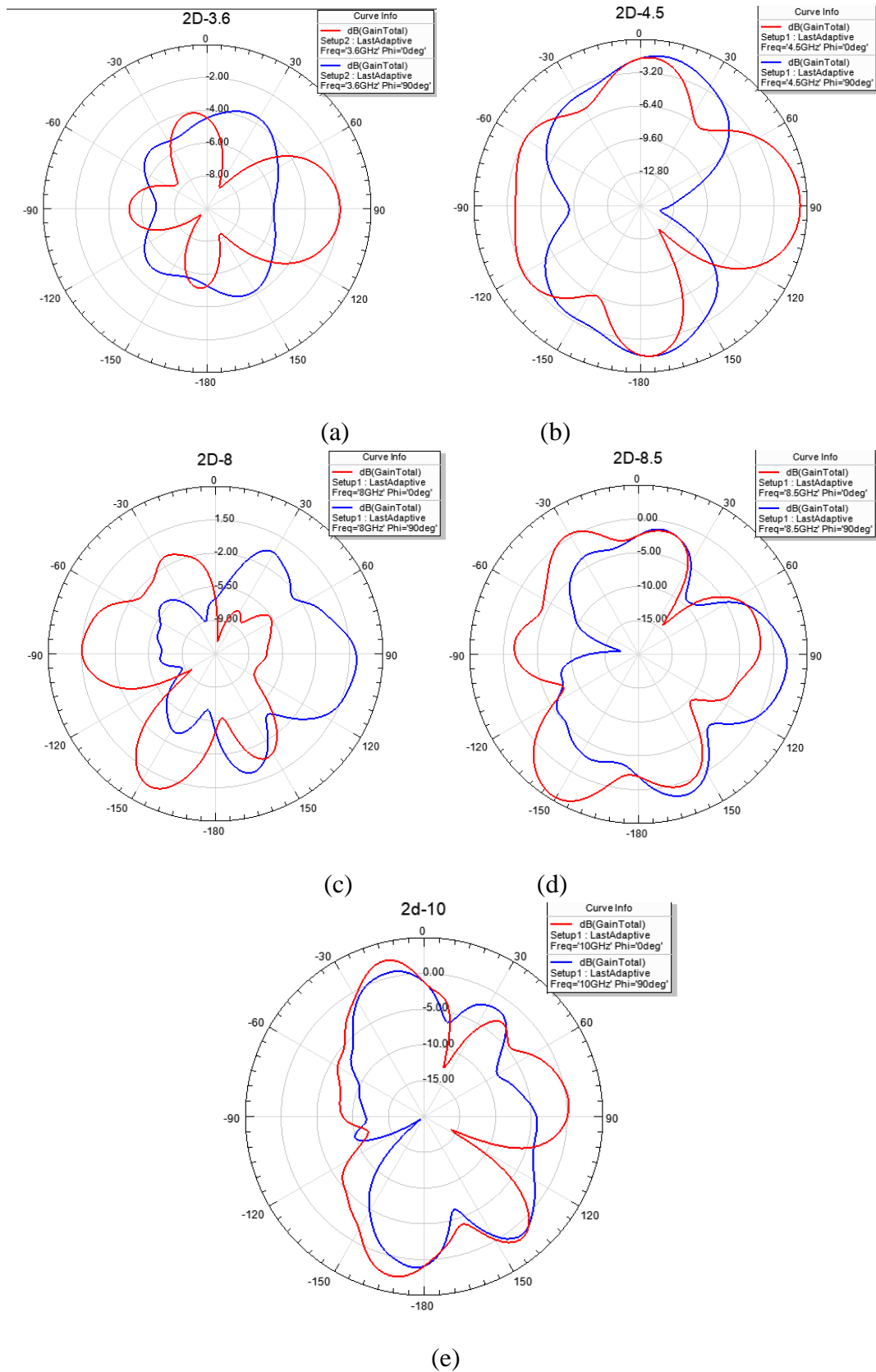


Figure III.51: Diagramme de rayonnement en 2D de l'antenne réseau ULB à 3.6GHz (a), 4.5GHz (b), 8GHz (c), 8.5GHz (d) et 10GHz (e).

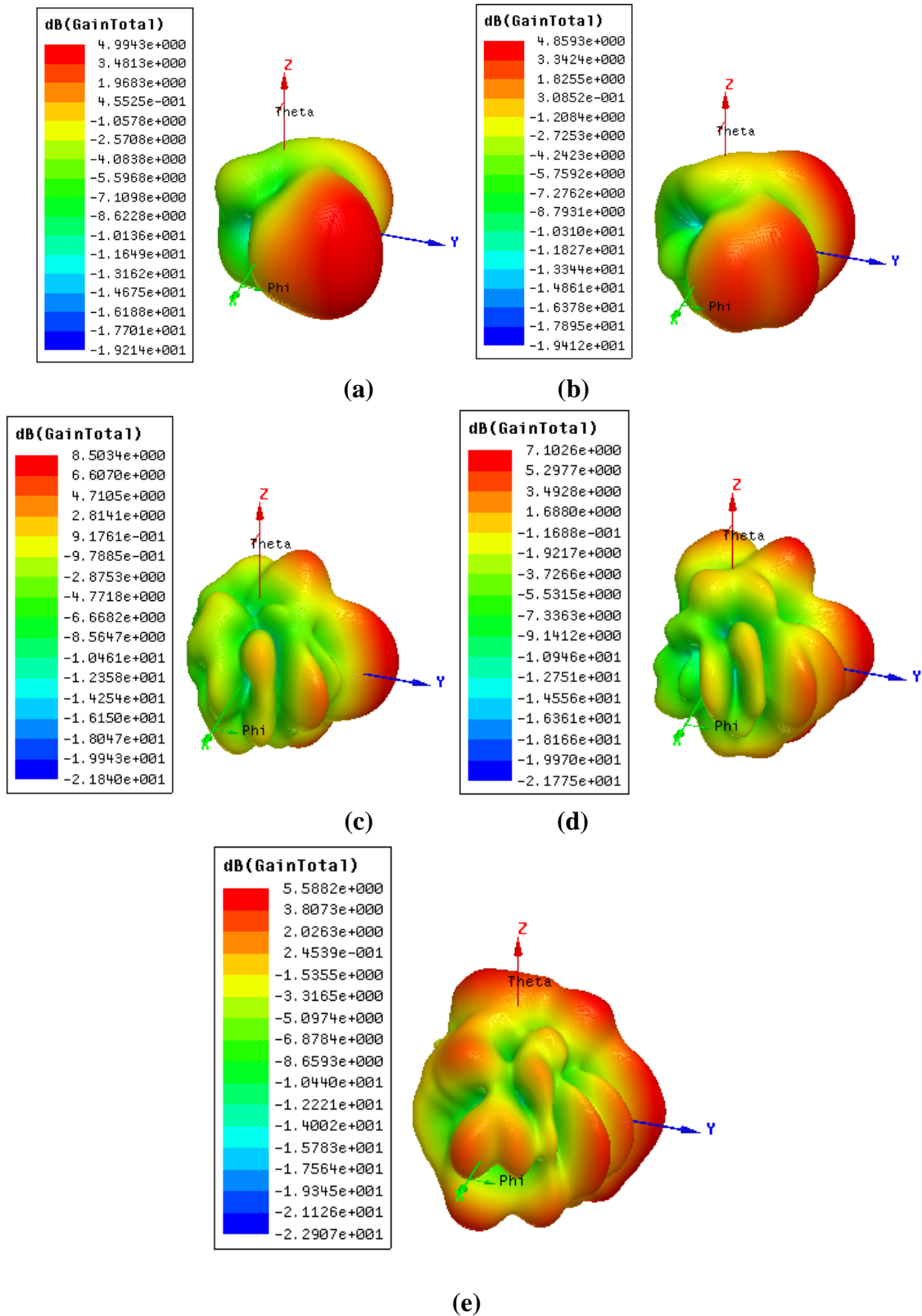


Figure III.52 : Diagramme de rayonnement en 3D de l'antenne réseau ULB à 3.6GHz (a), 4.5GHz (b), 8GHz (c), 8.5GHz (d) et 10GHz (e).

Tableau III.9 : Comparaison de gain pour trois antennes patchs

Fréquence (GHz)	Gain d'antenne de base (dB)	Gain d'antenne réseau (dB)	Gain d'antenne réseau de [118] (dB)
3.6	0.9	4.99	/
4.5	2.78	4.85	2.84
8	5.82	8.50	/
8.5	5.97	7.10	2.04
10	6.00	5.58	3.26

A partir de tableau III.9 nous remarquons que l'antenne réseau ULB proposée à un gain élevé par rapport à notre antenne ULB simple de même que de la référence [118], et avec cela, nous avons atteint l'objectif souhaité dans notre travail.

III.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conçu, simulé, analysé et optimisé une variété des antennes imprimées ULB par le logiciel HFSS qui sont utilisés pour la détection du cancer du sein. Une introduction sur le cancer de sein, une brève présentation de l'imagerie du sein micro-onde et de logiciel HFSS sont illustrées en première partie.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

Le travail mené dans ce mémoire a été consacré à la présentation des résultats obtenus par le logiciel HFSS qui a permis la conception, la simulation et l'optimisation de nos structures des antennes patchs microrubans Ultra Large Bande de simple au réseau d'antennes à 4 patchs qui sont utilisées pour la détection du cancer du sein. Notre antenne de base c'est une antenne microruban rectangulaire d'un plan de masse partiel, alimenté par une ligne microruban décalée. Pour valider nos résultats de ces conceptions, nous avons évalué les réponses fréquentielles, les taux d'ondes stationnaires VSWR et les diagrammes de rayonnements de ces antennes. Les antennes étudiées présentent une très large bande et sont basées sur les exigences des systèmes de détection des tumeurs recommandé par la commission FCC.

Le premier chapitre de ce mémoire était consacré à une généralité sur la technologie imprimée, nous avons présenté la structure de l'antenne imprimée, les techniques d'alimentation déployées, leurs caractéristiques, les méthodes d'analyse de ce type de structure les domaines d'application de ces antennes imprimées et nous avons terminé ce chapitre par un bref aperçu sur les réseaux d'antennes imprimées.

Une généralité sur la technologie ultra large bande, son domaine d'utilisation et plus précisément dans le domaine biomédicale, ces avantages et ses caractéristiques ainsi que les types des antennes utilisés dans ce domaine, technique d'élargissement de la bande passante d'une antenne ULB, les antennes ULB à bande de fréquences rejetées et les avantages et les inconvénients de cette technologie étaient exposés dans le deuxième chapitre.

Le troisième chapitre a été consacré à la présentation des résultats obtenus par l'analyse de quelques types d'antennes imprimées ULB, ces résultats sont optimisés à l'aide de logiciel HFSS, en utilisant la méthode des éléments finis.

Comme perspective et travaux futurs, dans ce travail, des résultats satisfaisants ont été obtenus en termes de performance de l'antenne, ce qui nous encourage à compléter le projet à l'avenir, afin de miniaturiser l'antenne pour travailler de manière plus efficace avec le corps humain et d'envisager la réalisation d'une antenne implantable dans différents environnements du corps humain avec des dimensions très petites.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] **Z. N. Chen**, « Antennas for Portable Devices », John Wiley & Sons Ltd, England, ISBN 978-0-470-03073-8.
- [2] **N. Seladji, F.Z. Marouf, L. Merad, S.M. Meriah, F.T. Bendimerad, M. Bousahla, N. Benahmed**, « Antenne Microruban Miniature Ultra Large Bande ULB pour Imagerie Micro-onde », Revue Méditerranéenne des Télécommunications, vol. 3, n°1, february 2013.
- [3] **J.R. James, P.S. Hall**, « Handbook of Microstrip Antennas », Volume 1, IEEE Electromagnetic waves series 28, ISBN 086341 150 9.
- [4] **Zema Mm Youssouf, Foukia Aimad Eddine**, « Étude et Conception d'Antennes Reconfigurables par Association d'éléments actifs », Mémoire de Master, Université Aboubakr Belkaid-telemcen ,2017
- [5] **LAIB Islam, CHIHI Ayoub**, « Conception d'une antenne patch micro-ruban rectangulaire pour applications biomédicales », Projet de Fin de Cycle filière Electronique, Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj, 2021/2022
- [6] **MANSOURI Mohamed, EZZEROUG El Haithem**, «Conception et simulation d'antenne patch ultra large bande [1-8Ghz] », Mémoire de Master Aéronautique, L'Institut d'aéronautique et des études spatiales, 2018/2019
- [7] **DEBOUCHA Hicham, DJENDI Hamza**, « Contribution à l'amélioration des performances des antennes dédiées aux applications biomédicales », Mémoire de master filière Télécommunications, Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj, 2021/2022
- [8] **Marion ALBOUY-LLATY**, « La télémédecine », Télémédecine - Staff SP 30/03/2011
- [9] **B. Asma, A. Monia Yahya**, « Etude et conception d'une antenne implantable dans le domaine médical », Thèse de master, Université Mohamed Boudiaf - M'sila. Algérie, 2020
- [10] **GHOUALI Samir**, « Développement d'applications de Télémédecine sur Smartphones », Université de Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen Faculté Technologie, 21 Juin2017
- [11] **Braun F., Berthier F**, « Les interconnexions de la Régulation Médicale », Conférence Congrès Urgences 2009, chapitre 81. Paris; 2009, pp.817-29
- [12] **Panagiotis Blanos**, «Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications», National Technical University of Athens, University of Patras, June 2013
- [13] **CHOUHBANE Maroua**, «Étude et conception d'une antenne reconfigurable en fréquence et en diagramme de rayonnement », Mémoire de Master Académique Filière Télécommunications, Université 8 Mai 1945 Guelma, juillet 2021
- [14] **MOULFI Bouchra, KELIBEZ Imene**, «Antenne patch pentagone multi bandes reconfigurable en fréquence pour différentes applications de télécommunications », Projet de fin d'études de Master en Télécommunications, Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent, 2019/2020
- [15] **ABDENOUR Yassine**, « Étude et conception des antennes miniatures pour les applications biomédicales », Master en télécommunication, Université Abou bakar Belkaïd–TLEMEN, 28/06/ 2018
- [16] **SOLTANE Samia**, «Etude et caractérisation d'antennes imprimées pour système Ultra Large Bande », Mémoire de Magister en Génie électrique, Université Mohamed Khider – Biskra, 2015
- [17]**D.M. Pozar**, «Microstrip antennas», IEEE, Vol. 80, N° .1, pp. 79-91, January 1992

- [18] **O. Barkat**, « Etude et synthèse des caractéristiques de réseaux d'antennes imprimées supraconductrice dans la bande millimétrique », Thèse de Doctorat, Université Mentouri, Constantine, 2009
- [19] **David M. Pozar & Daniel H.**, « The Analysis and Design of Microstrip Antennas and Arrays »
- [20] **MAALLOUL Elhadi, HAMADOU Akram**, « Etude et Simulation d'une Antenne Micro-ruban Ultra Large Bande », Mémoire Master Académique en télécommunications, Université Kasdi Merbah Ouargla, 2017/2018
- [21] **A. Djellid**, « Analyse rigoureuse des antennes F inversées par la méthode des éléments finie d'ordre supérieur », Thèse de doctorat, Université Mohamed Boudiaf M'sila. Algérie, 2019
- [22] **R. L Yadava**, « Antenna and Wave Propagation », PHI Learning Pvt. Ltd., 2011
- [23] **O. Picon et col**, « Les antennes Théorie, conception et application », Dunod, Paris, 2009.
- [24] **Meriem HARBADJI**, « Contribution à l'étude d'antennes miniatures multi-bandes », Thèse Doctorat en Electronique, Université des Frères Mentouri Constantine, 2018.
- [25] **BEN MAHAMED Karim, TAGUINE Ilhem**, « Conception des antennes ULB et antennes planaires compactes pour des applications RFID », Projet de recherche présenté pour l'obtention du Diplôme de MASTER en Télécommunications, Université Saida Dr Tahar Moulay 2020/2021
- [26] **C. Farouk**, « Etude et modélisation des antennes miniatures basées sur des matériaux diélectriques », Thèse de doctorat, Université Ferhat Abbas S etif-1. Algérie. 2018
- [27] **Hamza Nachouane**, « Contribution à la conception et à la réalisation d'antennes reconfigurables large bande à diversité pour les systèmes de communication radio cognitive de la quatrième génération », Thèse Doctorat, Electronique. Institut National des Postes et Télécommunications, 2017
- [28] **Abdelhadi Amine, Haroun Imene** « conception et réalisations d'une antenne multi bande pour les système GNSS », Mémoire de master, université Saad Dahlab de Blida, 2011-2012
- [29] **Ali CHAMI**, « Miniaturisation et intégration d'antennes imprimées pour systèmes communicants ULB pulsés », thèse doctorat, Université de Nice-Sophia Antipoli, novembre 2011
- [30] **Ahmed BENOMAR**, « Etude des Antennes à Résonateurs Diélectriques. Application aux Réseaux de Télécommunications », thèse doctorat, Université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, juin 2015
- [31] **BOUAKA Asma, TEMMAR Louiza**, « Simulation d'un réseau d'antennes pour les mobiles 5G avec CST Microwave Studio », Mémoire Master Académique Filière Electronique, Université Kasdi Merbah Ouargla, 2017/2018
- [32] **G.Irankunda, E. Ufiteyezu** « Etude Et Conception D'une Antenne Patch Rectangulaire Pour Les Réseaux Personnels Sans Fils Wpan A 60 GHz » Mémoire de Master, Université Houari Boumediene d'Alger 2011
- [33] **R. Ghayoula** « Contribution A L'optimisation De La Synthèse Des Antennes Intelligentes Par Les Réseaux De Neurones » Thèse Doctorat, Université de Tunis El Manar 27 /12/ 2008
- [34] **C. Balanis** « Antenna Theory, Analysis and Design » Livre, 1982.
- [35] **H.Oulad Mansour** « Les Effets de l'anisotropie Uniaxiale et de la Tangente de Perte Sur La Résonance Des Antennes Microbandes » Mémoire de Master, Université Kasdi Merbah de Ouargla 2015.

- [36] **HAMMACHE Boualem**, « Etude, conception et développement d'antennes compactes pour les applications ULB », Thèse Présentée pour l'Obtention du Diplôme de Doctorat Troisième Cycle en Télécommunications, Université des Frères Mentouri Constantine 1, mai 2021
- [37] **TALEB et MAHRI**, « conception d'antennes papillons (bowtie) pour applications Ultra Large Bande », mémoire de master en télécommunication, université Abou Bakr Belkaid, 2011- 2012
- [38] **KERZABI Halima, MEDJDOUB Ikram**, « Conception d'antennes Ultra Large Bande (ULB) dans un environnement du corps Humain », Mémoire de Master en Télécommunications, Université Aboubakr Belkaïd– Tlemcen, 2017
- [39] **Pascal PAGANI**, « Caractérisation et modélisation du canal de propagation radio en contexte Ultra Large Bande », pour obtenir le titre de docteur en Electronique, Institut national des sciences appliquées de RENNES, novembre 2005
- [40] **Laurence BABOUR**, « Etude et Conception d'antennes Ultra Large Bande miniaturisées en impulsions », Thèse de Doctorat, en Optique et radiofréquences, de l'Institut Polytechnique de Grenoble, Mai 2009
- [41] **Rabia Yahya**, « l'étude et la réalisation des antennes Ultra Large Bande à double polarisation », mémoire de Maitre ès sciences en télécommunication-3404, université du Québec INRS-ÉMT, 2011
- [42] « 47 CFR Part 2 - FREQUENCY ALLOCATIONS AND RADIO TREATY MATTERS; GENERAL RULES AND REGULATIONS », *LII / Legal Information Institute*. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.law.cornell.edu/cfr/text/47/part-2>
- [43] **Houda NADIR**, « Contribution à la conception d'antennes ultra large bande impulsionsnelles d'encombrement réduit », Thèse de Doctorat en Electronique des Hautes Fréquences, Photonique et Systèmes », Université de Limoges, 2018
- [44] **ZIANI KERARTI Djalal**, « Etude et conception d'antenne Ultra Large Bande », Magister en Télécommunication, université Abou Bakr Belkaid, 2011
- [45] **L. BENNETT, G.F. ROSS**, « Time domain electromagnetics and its applications », *Proceedings of the IEEE*, vol. 66, issue 3, pp. 299-318, March 1978
- [46] **Mallem Fatima Zohra**, « Etude et conception d'antennes micro rubans compactes pour les systèmes de communication ULB (UWB) », Mémoire de Master en Télécommunications, Université Mohamed Khider de Biskra, 2018.
- [47] **Mohamed AYYASH**, « Etude d'un système d'acquisition rapide de signaux UWB à Très Large Bande en milieu minier souterrain », mémoire présenté comme exigence partielle de la maîtrise en INGÉNÉRIE, Université de Québec, Mai 2013
- [48] **Zitouni Ahmed**, « Etude et conception d'antennes ULB standards et à bandes rejetées », thèse de doctorat en télécommunication, Université Abou Bakr Belkaid Tlemcen, juin 2014
- [49] **ALDHAHERI Ali Salem Ahmed**, « Conception et simulation d'une antenne Mimo », Mémoire de Master en Télécommunications, Université Mohamed Khider de Biskra, 2018/2019
- [50] **KORTI et PASCAL**, « Etude et conception d'une antenne Vivaldi Ultra Large Bande », Master en télécommunication, université Abou Bakr Belkaid, 2011-2012
- [51] **Mohamed Debab**, « Contribution à l'étude et à la conception d'antennes destinées aux télécommunications Multi-Bandes et Large-Bande », Thèse de Doctorat en Electronique, Université Djillali Liabes de Sidi-Bel-Abbes
- [52] **E.M. Staderini**, « UWB Radars in Medicine », *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, vol.17, no.1, pp. 13-18. 2002

- [53] **K. Hung, Y.T. Zhang, and B. Tai**, «Wearable medical devices for tele-home healthcare», Engineering in Medicine and Biology Society, IEMBS. 26th Annual International Conference of the IEEE, vol. 2, pp. 5384 - 5387, 1-5 Sept 2004
- [54] **R. Fensli, E. Gunnarson, and T. Gundersen**, «A wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless tele-home-care situation», Computer Based Medical Systems, Proceedings. 18th IEEE Symposium on, pp. 407-412, 23-24 June 2005
- [55] **M. J. Ammann, L. E. Doyle**, «Small Planar Monopole covers Multiband BRANs», European Microwave Conference, pp. 1-4, 2000.
- [56] **M. J. Ammann, ZhiNing Chen**, «An Asymmetrical feed arrangement for improved impedance bandwidth of planar monopole antennas», Microwave and Optical technology letters, Vol. 40, No. 2, pp. 156-158, 2004
- [57] **S. Jacob**,« Design and Analysis of Printed UWB Antenna with Dual Band-Notched Characteristics », Microwave Electronics. November 2015
- [58] **GANDOURA Ibtissem , LAMER Soumia**, «Conception et réalisation des antennes fractales imprimées Ultra Large Bande (ULB) a bande rejetée », Mémoire de Master Académique en Télécommunications, Université 8Mai 1945 – Guelma, juillet 2019
- [59] **Amina. Larouciet, Soundous Rania. Maamri**, « Conception et simulation d’une antenne imprimée planaire avec une bande rejetée », thèse de master, Université Kasdi Merbah Ouargla, Juin 2018
- [60] **Michel THÉRIAULT**, « Etude de performances d’un système DS-CDMA avec le récepteur rake dans le contexte UWB », Mémoire de maitre ès Science (M. Sc.), Université LAVAL Québec, Octobre 2005
- [61] **Yu Z-G, Jia C-X, Geng C-Z, Tang J-H, Zhang J, Liu L-Y.**“Risk factors related to female breast cancer in regions of Northeast China: a 1:3 matched case-control population-based study,” Chin. Med. J. vol. 125, no. 5, pp. 733–40, 2012.
- [62] **A. Belaid A, S. Kanoun, A. Kallel, I. Ghorbel, F. Azoury, S. Heymann, et al.** « Cancer du sein avec atteinte ganglionnaire axillaire, » Cancer/Radiothérapie. Supplement 1(0):S136–S146, 2010.
- [63] **MD. Althuis, JM. Dozier, WF.Anderson, SS. Devesa, LA. Brinton**,«Global Trends in Breast Cancer Incidence and Mortality »1973–1997, Int. J. Epidemiol., vol. 34, no. 2, pp.405–12, 2005.
- [64] **M. Espié, B. Toutnant, C. Cuvier et al.** « Epidémiologie des lésions malignes du sein. Encycl Médchir. Gunécologie, 840A-15»,2001,10 p.
- [65] **H. Rochefort, J. Rouëssé**,«How to reduce the incidence of breast cancer,», Bull. Acad. Natl. Med., vol. 192, no. 1, pp.161–79, janv 2008.
- [66] **M. Namer**, «La prévention des cancers du sein, » Imagerie de la Femme.;22(1), pp. 18–29, mars 2012.
- [67] **Fear & M. A. Stuchl**«Microwave detection of breast cancer », IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 48, pp.1854-1863, 2000.
- [68] <https://www.sudouest.fr/2018/01/02/cancer-du-sein-en-algerie-des-femmes-rejetees-par-leur-mari-4078703-4803.php>
- [69] **Radouane KARLI and Hassan AMMOR**, «Evaluation d’une Antenne Patch Micro-ruban pour la Détection des Tumeurs du Sein [Evaluation of a microstrip patch antenna for Breast Tumor Detection », Electronic and Communication Laboratory EMI, Mohammed V University-Agdal, UM5A, Rabat, Morocco”, 2014.
- [70] **Centre international de recherche sur le cancer** : « <http://www.iarc.fr>COMMUNIQUE DE PRESSE N° 223 », 2013. Global estimates of cancer prevalence for 27 sites in the adult population in 2008. Int J Cancer.

- [71] **Corinne BALLEYGUIER**, « Elastographie-IRM pour le diagnostic et la caractérisation des lésions du sein » école doctorale stits : sciences et technologies de l'information des télécommunications et des systèmes, laboratoire ir4m, 26/03/12.
- [72] **HJ. Koning**, « Mammographic screening: evidence from randomised controlled trials, » *Ann Oncol.* 2003 vol. 14, no 8, pp. 1185-9, 2003.
- [73] **P. Skaane, K. Engedal, A. Skjennald**, «Interobserver variation in the interpretation of breast imaging. Comparison of mammography, ultrasonography, and both combined in the interpretation of palpable non calcified breast masses,» *Acta Radiol.*;38(4 Pt 1), pp.497-502, jul. 1997.
- [74] **B. Kastler, D. Vetter, Z. Patay et P. Germain**, « Comprendre l'IRM Manuel d'auto-apprentissage, » 6 éditions. Masson, 2006.
- [75] **R. KARLI & H.AMMOR**, «A wifi antenna radiation effects on human head in the ISM Band, *Journal of emerging technologies in web intelligence*», vol. 6, no. 1, february 2014.
- [76] **EC. Fear, S. C. Hagness, P. M. Meaney, M. Okoniewski, and M. A. Stuchly**, «Enhancing breast tumor detection with near field imaging, » *IEEE Microwave Magazine*, Vol. 3, pp. 48 56, 2002.
- [77] **Larsen L E and Jacobi J H**, 1985« *Medical Applications of Microwave Imaging*» (New York: IEEE)
- [78] **Leila GHARSALLI**, « Approches bayésiennes en tomographie microonde. Application À l'imagerie du cancer du sein. », Thèse de doctorat, UNIVERSITE PARIS-SUD, 10/04/2015
- [79] **Souvorov A E, Bulyshev A E, Semenov S Y, Svenson R H and Tatsis G P** 2000« Two-dimensional computer analysis of a microwave flat antenna array for breast cancer tomography *IEEE Trans. Microwave Theory Tech* ». MTT-48 1413–5
- [80] **Meaney P M, Fanning M W, Li D, Poplack S P and Paulsen KD** 2000« A clinical prototype for active microwave imaging of the breast *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*». MTT-48 1841–53
- [81] **Fear E C et al** 2002« Conformal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions *IEEE Trans. Biomed Eng.* BME-49 812–22
- [82] **Li X, Davis S K, Hagness S C, van der Weide D W and van Veen B D** 2004 «Microwave imaging via space time beam forming: experimental investigation of tumor detection in multilayer breast phantoms *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*». MTT-52 1856–65
- [83] **Klemm M, Craddock I J, Leendertz J A, Preece A and Benjamin R**2009 «Radar-based breast cancer detection using a hemispherical antenna array: experimental results *IEEE Trans. »Antennas Propag.* AP-57 1692–704
- [84] **Henriksson T, Joachimowicz N, Conessa C and Bolomey J-C** 2010«Quantitative microwave imaging for breast cancer detection using a planar 2.45 GHz system, *IEEE Trans. Instrum. Meas*». IM-59 2691–9.
- [85] **Hagness S C, Fear E C and Massa A** 2012 **Guest Editorial**,«Special Cluster on Microwave Medical Imaging *IEEE Antennas Wirel. Propag.Lett.* » 11 1592–7

- [86] **Brown M L, Houn F, Sickles E A and Kessler L G**,1995,« Screening mammography in community practice: positive predictive value of abnormal findings and yield of follow-up diagnostic procedures Amer. J. Roentgen». 165 1373–7
- [87] **Huynh P T, Jarolimek A M and Daye S** 1998 «The false-negative mammogram Radiographics»18 1137–54
- [88] **Elmore J G, Barton M B, Mocerri V M, Plok S and Arena P J** 1998 «Ten year risk of false positive screening mammograms and clinical breast examinations N. Engl. J. Med». 338 1089–96
- [89] **Joines W T, Jirtle R L, Rafal M D and Schaefer D J** 1980 « Microwave power absorption differences between normal and malignant tissue Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys». 6 681–7
- [90] **Devaney A J** 1983 «A computer simulation study of diffraction tomography IEEE Trans. Biomed», Eng. BME-30 377–86
- [91] **Paoloni FJ** 198 «7 Implementation of microwave diffraction tomography for measurement of dielectric constant distribution IEE Proc. H Microwaves Antennas Propag». 134 25–29
- [92] **Azimi M and Kak A C** 1983 «Distorsion in diffraction tomography caused by multiple scattering IEEE Trans. Med». Imaging MI-2 176–95
- [93] **Slaney M, Kak A C and Larsen L E** 1984 «Limitations of imaging with first-order diffraction tomography IEEE Trans. Microwave Theory Tech». MTT-32 860–74
- [94] **Joachimowicz N, Pichot C and Hugonin J P** 1991 «Inverse scattering: an iterative numerical methodfor electromagnetic imaging IEEE Trans». Antennas Propag. AP-39 1742–52
- [95] **Kleinman R E and van den Berg P M** 1992 «Amodified gradient method for two-dimension al problems in tomography J. Comput. Appl. Math». 42 17–35
- [96] **van den Berg P M and Kleinman R E** 1997 «Acontrast source inversion method Inverse Problems»13 1607–20
- [97] **Souriau L, Duchêne B, Lesselier D and Kleinman R E**1996 « Modified gradient approach to inversescattering for binary objects in stratified media Inverse Prob». 12 463–81
- [98] **Abubakar A, van den Berg P M and Mallorqui J J** 2002« Imaging of biomedical data using a multiplicative regularized contrast source inversion method IEEE Trans. Microwave Theory Tech». MTT-50 1761–71.
- [99]**Gilmore C, Mojabi P and LoVetri J** 2009 « imaging of biomedical data using a multiplicative regularized contrast source inversion method IEEE Trans. Antennas Propag». AP-57 2341–51.
- [100]**Randazzo A** 2012 «Swarm optimization methods in microwave imaging International Journal of Microwave Science and Technology,' 2012.

- [101] **Donelli M and Massa A** 2005 «Computational approach based on a particle swarm optimizer for microwave imaging of two-dimensional dielectric scatterers IEEE Trans. Microwave Theory Tech». MTT-53 1761–76.
- [102] **Oliveri G, Rocca P and Massa A** 2011 « Bayesian-compressive-sampling-based inversion for imaging sparse scatterers IEEE Trans. Geosci. Remote Sens». GRS-49 3993–4006.
- [103] **Poli L, Oliveri G and Massa A** 2012 « Microwave imaging within the first-order Born approximation by means of the contrast-field Bayesian compressive sensing IEEE Trans. Antennas Propag». AP-60 2865–792.
- [104] **Poli L, Oliveri G, Rocca P and Massa A** 2013 «Bayesian compressive sensing approaches for the reconstruction of two-dimensional sparse scatterers under TE illuminations IEEE Trans Geosci. Remote Sens». GRS-51 2920–36.
- [105] **Paoloni F J** 1987 « Implementation of microwave diffraction tomography for measurement of dielectric constant distribution IEE Proc. H Microwaves Antennas Propag». 134 25–29.
- [106] **Daouia Belguellaoul**, « Analyse et conception des antennes microrubans alimentées par guide d’onde coplanaire », Mémoire de Master en systèmes de télécommunications numériques, Université Mohamed Boudiaf – msila, Juin 2016.
- [107] **C. Huang, B. Jeng, J ,SenKuo** « Grating Monopole Antenna for DVB-T Applications », IEEE Transactions on antennas and propagation ,vol. 56, NO. 6, 06/2008.
- [108] **J. R.Mosig ,F.Gardiol**, « Technique analytique et numériques dans l’analyse des antennes microruban»,ANN .Télécom,40 , n°7-8 ,1985.
- [109]**S. A. Alshehri, S. Khatum, and A. B. Jantan**; «UWB imaging for breast cancer detection using neural network», *Progress In Electromagnetics Research C*, Vol. 7, pp 79–93, 2009.
- [110]**ABDELFETTAH MIRAOU, 1, 2LOTFI MERAD, SIDI 1MOHAMED MERIAH** «Microwave imaging for the detected and localisation of breast cancer using artificial neural network », **Journal of Theoretical and Applied Information Technology**, 30th April 2015. Vol.74 No.3
- [111]**A. Miraoui, L. Merad, S. M. N. Meriah, Hassain, N. Benahmed, M. Bousahla, Taleb- A. Ahmed, and B. Belarbi**,«Microwave Imaging for Breast Cancer Detection Using Artificial Neural Network,» International Congress on Telecommunication and Application, University of A.MIRA Bejaia, Algeria, AM-P03, 2012.
- [112] **X.-C. Yin, C.-L.Ruan, S.-G.Mo, C.-Y. Ding and J.-H.Chu**, «A compact ultra wide band microstrip antenna with multiple notches», *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 84, pp. 321–332, 2008.
- [113] **H. G. Schantz and G. P. Wolenc**, «Ultra-wideband antenna having frequency selectivity», U.S. Patent Publication, no. 2003/0090436 A1, 2003.

- [114] **F. T. Zha, S. X. Gong, G. Liu, H. Y. Yang and S. G. Lin**, «Compact slot antenna for 2.4GHz/UWB with dual band- notched characteristic», *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 51, no. 8, pp. 1859-1862. 2009.
- [115] **D.-O. Kim, N. -I.Jo, D.-M. Choi and C. -Y. Kim**, «Design of the novel band notched UWB antenna with the spiral loop resonators», *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 6, no.2, 2010.
- [116] **N. Choi, C. Jung, J. Byun, F. J. Harackiewicz, M-Joo. Park, Y-S.Chung, T. Kim and B. Lee**, «Compact UWB Antenna with I-Shaped Band-Notch Parasitic Element for Laptop Applications,» *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 8, pp. 580 – 582, 2009.
- [117]**L. Wu and Y. Xia**, «Compact UWB–MIMO antenna with quad band-notched characteristic International», *Journal of Microwave and Wireless Technologies*, vol. 9, no. 5, pp. 1147-1153, 2017.
- [118] **AMMOR, Hassan, KARLI, Radouane** ; « Antenne –réseau miniaturisée a quatre patchs en technologie microruban pour la détection des tumeurs infra-millimétriques du cancer du sein » UNIVERSITÉ MOHAMMED V DE RA- BAT (MA/MA): Angle avenue Allal el Fassi, Middel (07.03.2017).