

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
جامعة عين تموشنت بلحاج بوشعيب
Université –Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib
Faculté des Sciences et de Technologie
Département de Génie Electrique



Projet de Fin d'Etudes
Pour l'obtention du diplôme de Master en :
Domaine : Science et technologie
Filière : Télécommunications
Spécialité : Réseaux et Télécommunications
Thème

**Détection du cancer du sein par une antenne patch micro
ruban avec analyse SAR**

Présenté Par :

- 1) Melle. Moulfi Safaa
- 2) Melle. Hali Chaimaa

Devant le jury composé de :

Dr. Hachemi Belkacem	M C B	UAT.B.B (Ain Temouchent)	Président
Dr. Moulessehoul Wassila	M C A	UAT.B.B (Ain Temouchent)	Examinatrice
Dr. Ferouani Souheyla	M C A	UAT.B.B (Ain Temouchent)	Encadrante
Dr. Moulfi Bouchra	Doctorante	UAT.B.B (Ain Temouchent)	Co-Encadrante

Année Universitaire 2023/2024

Remerciement

Premièrement, nous remercions Dieu Tout-Puissant de nous avoir permis de réaliser notre rêve, qui semblait être un miracle, et de nous avoir donné l'endurance et le courage nécessaires pour y parvenir.

Nous tenons à exprimer notre sincère gratitude à notre encadreur, le Dr Souheyla Ferouani de l'Université d'Ain Temouchent, pour avoir guidé notre travail tout au long de notre projet. Elle a toujours été très à l'écoute et disponible. Nous la remercions chaleureusement pour le temps qu'elle nous a consacré, sans lequel ce travail n'aurait pas été possible. Nous tenons également à la remercier pour sa gentillesse constante et ses précieux conseils.

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à notre co-encadrante, Mme Moufida Bouchra de l'Université d'Ain Temouchent, pour son soutien précieux et ses conseils avisés tout au long de la réalisation de ce mémoire. Son expertise, patience et disponibilité ont été essentielles pour mener à bien ce travail. Merci pour les discussions stimulantes et les remarques pertinentes qui ont enrichi ce projet. Son implication a été une source d'inspiration et de motivation constante. Avec toute notre reconnaissance.

Nous remercions également président Hachemi Belkacem MCB, à l'Université d'Ain Temouchent, pour avoir accepté de présider le jury. Cela démontre la confiance qu'elle accorde à notre travail et nous honore par sa disponibilité.

En acceptant de faire partie de notre examinateur Moulessehoul Wassila MCA, à l'Université d'Ain Temouchent, nous ont fait un grand honneur. Qu'ils trouvent ici l'expression de notre plus profonde gratitude.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements aux amis et collègues qui nous ont offert leur soutien moral et intellectuel à chaque étape.

Dédicace

Je dédie ce travail à :

À mes parents, dont les sacrifices, l'amour, la tendresse, les encouragements et les prières ont été inébranlables tout au long de mes études.

À mes chères sœurs, pour leurs encouragements ; je leur souhaite succès et bonheur dans leur vie.

à ma famille, pour leur soutien inconditionnel et leur encouragement tout au long de mon parcours universitaire.

À tous les professeurs qui nous ont généreusement partagé leur savoir et leur sagesse, ainsi qu'à mes amis.

À tous ceux qui m'ont encouragé et cru en mon succès.

Moulfi safaa

Pour tout
ceux qui m'ont sou-
tenue durant ces trois
courtes années, je
vous aime, je ne
vous oublie
jamais!





Dédicaces



Toutes les lettres ne sauraient trouver les mots qu'il faut... Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude, l'amour, Le respect, la reconnaissance... Aussi, c'est tout simplement que... Je dédie cette Mémoire...

À mes parents;

Vous êtes toujours présent dans mon esprit et dans mon cœur. Je sais combien vous auriez été fiers de moi aujourd'hui, je vous aimerai toujours. Et je vous dédie spécialement cette réussite.

À ma seule sœur HALI keltoum;

Cela m'a encouragé pendant toutes ces années d'études.

À tous les professeurs durant tout mon chemin d'étude et surtout à mes professeurs FEROUANI Souhyla et MOULFI Bouchra.

À tous mes amis (es),

BERRABAH Hadil ; MOULFI Safaa ; DERDOUF Aliaa Maouahib ; BENIKHELEF Farrah ;...

Je ne peux trouver les mots justes et sincères pour vous exprimer mon affection et mes pensées, vous êtes pour moi des sœurs et des amis sur qui je peux compter. En témoignage de l'amitié qui nous unit et des souvenirs de tous les moments que nous avons passés ensemble, je vous dédie ce travail et je vous souhaite une vie pleine de santé et de bonheur. À tous les étudiants de Master télécom.

HALI CHAIMAA

Résumé

La technique de détection du cancer du sein utilisant des dispositifs portables à base de micro-ondes à 2,45 GHz est une approche émergente et prometteuse. Ces dispositifs portables sont conçus pour être pratiques, non invasifs, et faciles à utiliser par des professionnels de santé ou potentiellement par les patientes elles-mêmes à domicile offrant une option complémentaire ou alternative aux méthodes traditionnelles comme la mammographie et l'IRM. L'objectif de notre travail est de concevoir une antenne patch qui peut être intégré dans un soutien-gorge pour détection des tumeurs du sein. Nous avons introduit deux modèles de fantômes de sein sphérique et rectangulaire sur le logiciel CST Software avec l'antenne patch triangulaire puis nous avons mesuré la quantité d'énergie électromagnétique absorbée par les tissus biologiques (SAR) en offrant une nouvelle voie pour un diagnostic précoce et un traitement plus efficace. Les résultats de simulations en termes de S11 et de SAR montrent qu'en maintenant le taux d'absorption en dessous des limites de sécurité, la technique est sûre et confortable pour les patientes.

Mots clés : *cancer du sein, SAR, antenne patch, S11, détection par microonde*

Abstract

Detection of breast cancer using portable microwave devices operating at 2.45 GHz is an emerging and promising approach. These portable devices are designed to be practical, non-invasive, and easy to use by healthcare professionals or potentially by patients themselves at home, offering a complementary or alternative option to traditional methods such as mammography and MRI. The objective of our work is to design a patch antenna that can be integrated into a bra for breast tumor detection. We introduced two models of spherical and rectangular breast phantoms in CST Software with the triangular patch antenna and measured the amount of electromagnetic energy absorbed by biological tissues (SAR), providing a new pathway for early diagnosis and more effective treatment. Simulation results in terms of S11 and SAR show that by keeping the absorption rate below safety limits, the technique is safe and comfortable for patients.

Key words: *breast cancer, SAR, patch antenna, S11, microwave detection.*

ملخص

تعتبر تقنية التصوير بالميكروويف واعدة للتطبيقات الطبية، خاصة في كشف الأورام اكتشاف سرطان الثدي باستخدام الأجهزة المحمولة العاملة بالموجات الدقيقة بتردد ٥٤.٢ جيجاهرتز هو نهج ناشئ وواعد. تم تصميم هذه الأجهزة المحمولة لتكون عملية وغير غازية وسهلة الاستخدام من قبل المتخصصين في الرعاية الصحية أو حتى من قبل المرضى أنفسهم في المنزل، مما يوفر خياراً مكملاً أو بديلاً للطرق التقليدية مثل التصوير الشعاعي للثدي (الماموجرام) والتصوير بالرنين المغناطيسي. هدف عملنا هو تصميم هوائي رقعة يمكن دمجه في حمالة صدر لاكتشاف أورام الثدي. قمنا بإدخال نموذجين من نماذج الثدي الكروية والمستطيلة في برنامج مع هوائي الرقعة الثلاثي وقياس كمية الطاقة الكهرومغناطيسية الممتصة بواسطة الأنسجة البيولوجية (معدل الامتصاص النوعي)، مما يوفر مساراً جديداً للتشخيص المبكر وعلاج أكثر فعالية. تظهر نتائج المحاكاة من حيث معامل الانعكاس و معدل الامتصاص النوعي أن التقنية آمنة ومريحة للمرضى من خلال الحفاظ على معدل الامتصاص ضمن حدود الأمان.

الكلمات المفتاحية: سرطان الثدي، معدل الامتصاص النوعي ، هوائي رقعة، معامل الانعكاس، اكتشاف بالموجات الدقيقة.

Table des matières

Remerciement

Dédicace

Résumé

Table des figures

Liste des tableaux

List d'Abréviations

Introduction générale	2
1 Généralités sur les antennes imprimées	3
1.1 Introduction	4
1.2 Évolution des antennes imprimées	4
1.3 Description d'une antenne patch ou " imprimée"	4
1.4 Les formes des antennes imprimée	5
1.5 Critères de choix d'une antenne	6
1.5.1 Représentation en quadripôles	6
1.6 Rapport d'onde stationnaire VSWR (voltage standing wave ratio)	7
1.7 La bande passante	7
1.8 Diagramme de rayonnement	8
1.8.1 Les différents lobes d'un diagramme de rayonnement	8
1.8.2 Directivité et Gain	9
1.9 Alimentations des antennes imprimées	9

1.9.1	L'alimentation par sonde coaxiale	9
1.9.2	L'alimentation par couplage électromagnétique	10
1.9.3	Alimentation par ligne micro-ruban	11
1.10	Avantages et les inconvénients des antennes imprimées	11
1.11	Les applications des antennes imprimées	12
1.12	Conclusion	13
2	Application des antenne patch pour la détction des tumeurs du sein par analyse SAR	14
2.1	Introduction	15
2.2	Morphologie du sein	15
2.3	Qu'est-ce que le cancer du sein ?	17
2.4	Les différents stades du caner du sein	18
2.5	Quelque technique de dépistage du cancer du sein	19
2.5.1	Mammographie :	19
2.5.2	Imagerie par ultrasons (l'échographie) :	20
2.5.3	Imagerie par Résonance Magnétique (L'IRM) :	21
2.5.4	L'intelligence artificielle d'IBEX :	21
2.5.5	Détection du Cancer du Sein par Micro-ondes	22
2.5.6	Détection du Cancer du Sein par dispositif portable :	23
2.6	Débit d'absorption spécifique (Specific absorption rate)	25
2.7	Conclusion	25
3	Simulations et Résultats	26
3.1	Introduction	27
3.2	Choix d'un outil de simulation	27
3.3	Conception de l'antenne patch triangulaire	28
3.3.1	Résultat de simulation	30
3.4	Détection de la tumeur du sein par le SAR à l'aide de l'antenne patch triangulaire	35
3.4.1	Antenne triangulaire avec l'insertion des modèles des seins sans tumeur	35
3.4.2	Modèles 1 du sein (demi-sphère)	36
3.4.3	Résumé des résultats de simulation de l'antenne avec modèle 1 du sein sans tumeur	39
3.5	Antenne triangulaire avec l'insertion de la tumeur sur le modèle 1 du sein . .	39

3.5.1	Stade 01 (tumeur=20 mm)	40
3.5.2	Résultat de simulation	40
3.5.3	Stade 02 (tumeur=40 mm)	46
3.5.4	Résultat de simulation	46
3.5.5	Modèle 2 du sein (rectangulaire)	52
3.5.6	Résumé des résultats de simulation de l'antenne avec modèle 2 du sein sans tumeur	55
3.6	Antenne triangulaire avec l'insertion de la tumeur sur le modèle 2 du sein . .	56
3.6.1	Stade 01 (tumeur=20 mm)	56
3.6.2	Résultat de simulation	56
3.6.3	Stade 02 (tumeur=40 mm)	62
3.6.4	Résultat de simulation	63
3.7	Résumé des résultats de simulations	68
3.7.1	Modèle 1 du sein (demi-sphère)	69
3.7.2	Modèle 2 du sein (rectangulaire)	69
3.7.3	Comparaison avec d'autre travaux de recherche	70
3.8	Prototype et mesure de l'antenne patch Triangulaire	70
3.9	Conclusion	71
	Conclusion générale	72
	Bibliographie	74

Table des figures

1.1	Schéma descriptif d'une antenne imprimée	5
1.2	Les différents types de patch	5
1.3	Quadripôle d'antenne [5]	6
1.4	Bande passante d'une antenne [9].	7
1.5	Représentation du diagramme de rayonnement d'une antenne[10].	8
1.6	Alimentation par câble coaxial [10].	10
1.7	Alimentation par proximité [10].	10
1.8	Alimentation Par Ligne Micro Ruban.	11
2.1	Anatomie du sein [26].	16
2.2	Présentation du tumeur du sein [29].	18
2.3	Les différents stades du cancer du sein [26]	19
2.4	Technique mammographie [33].	20
2.5	Technique échographie [34].	20
2.6	Technique L'IRM [36].	21
2.7	Technique intelligence artificielle [38].	22
2.8	Technique de Dispositif portable [41].	24
3.1	Outil de simulation CST.	28
3.2	Antenne patch triangulaire (a) vue de face; (b) vue d'arrière	29
3.3	Coefficient de réflexion	30
3.4	Antenne patch triangulaire (a) vue de face; (b) vue d'arrière	31
3.5	Adaptations de coefficient de réflexion.	32
3.6	Taux d'onde stationnaire VSWR.	33
3.7	Diagramme de rayonnement en gain, (a) en 3d (b) polaire	33
3.8	La directivité (a) en 3d (b) polaire	34
3.9	Les modèle du sein (a) demi-sphère (b) rectangulaire	35

3.10	Antenne avec modèle 1 du sein.	36
3.11	Coefficient de réflexion avec modèle 1 du sein.	37
3.12	Le gain (a) en 3d (b) polaire	37
3.13	La directivité (a) en 3d (b) polaire	38
3.14	Calcul du SAR (a) pour 1 g; (b) pour 10 g modèle 1 du sein.	39
3.15	Insertion de la tumeur sur le modèle 1 du sein (stade 01)	40
3.16	Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 01	41
3.17	Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	41
3.18	Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	42
3.19	Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	42
3.20	La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	43
3.21	La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	43
3.22	La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	44
3.23	SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=0 mm	44
3.24	SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm	45
3.25	SAR (a) pour 1 g; (b) pour 10 g avec d=10 mm	45
3.26	Insertion de la tumeur sur le modèle 1 du sein (stade 02)	46
3.27	Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 02	47
3.28	Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	47
3.29	Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	48
3.30	Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	48
3.31	La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	49
3.32	La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	49
3.33	La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	50
3.34	SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=0 mm.	50
3.35	SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm.	51
3.36	SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=10 mm.	51
3.37	Antenne avec modèle 2 du sein	52
3.38	Coefficient de réflexion S11 d'antenne avec modèle 2 du sein	53
3.39	Le gain (a) en 3d (b) polaire	53
3.40	La directivité (a) en 3d (b) polaire	54
3.41	Calcul du SAR (a) pour 1 g; (b) pour 10 g modèle 2 du sein.	55
3.42	Insertion de la tumeur sur le modèle 2 du sein (stade 01).	56
3.43	Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 01	57

3.44 Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	58
3.45 Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	58
3.46 Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	59
3.47 La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	59
3.48 La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	60
3.49 La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	60
3.50 SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=0 mm	61
3.51 SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm	61
3.52 SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=10 mm	62
3.53 Insertion de la tumeur sur le modèle 2 du sein (stade 02)	63
3.54 Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 02	63
3.55 Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	64
3.56 Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	64
3.57 Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	65
3.58 La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm	65
3.59 La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm	66
3.60 La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm	66
3.61 SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=0 mm.	67
3.62 SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm.	67
3.63 SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=10 mm.	68
3.64 Mesure de l'antenne patch triangulaire avec l'analyseur réseau	71

Liste des tableaux

2.1	Epaisseur des modèles du sein [27].	16
2.2	Propriétés électriques de différents tissus humaine [27].	17
2.3	Propriétés électriques de différents tumeur [27].	17
3.1	Dimension de l'antenne patch triangulaire.	29
3.2	Valeurs des paramètres de l'antenne patch triangulaire.	30
3.3	Dimension des encoches de l'antenne triangulaire.	31
3.4	Dimension des encoches de l'antenne patch triangulaire.	32
3.5	Epaisseur des modèles du sein [27].	35
3.6	Propriétés électriques tissus tumoraux [27].	36
3.7	Résultat de simulation	39
3.8	Les résultats de simulation modèle 1 du sein stade 01	46
3.9	Les résultats de simulation modèle 1 du sein stade 02	52
3.10	Résultat de simulation	55
3.11	Les résultats de simulation modèle 2 du sein stade 01	62
3.12	Les résultats de simulation modèle 2 du sein stade 02	68
3.13	Résultat de simulation	69
3.14	Résultat de simulation	69
3.15	Comparaison des Résultat de simulations avec d'autres travaux de recherches.	70

Liste d'Abréviations

3D :	3 Dimonsion.
Bp :	Bande passante.
CST :	Commission Supérieure Technique .
db :	Dicibal.
FCC :	Federal Communications Commission.
Fr :	Frequence.
GHz :	Gigahertz.
IA :	Intelligence Artificielle.
IRM :	L'imagerie par Résonance Magnétique.
MIT :	Massachusetts Institute of Technology.
SAR :	Specific Absorption Rate..
S11 :	Coefficientde reflexion.
VSWR :	Voltage Standing Wave Ratio.

Introduction générale

Introduction générale

Le cancer du sein reste l'une des principales raisons de mortalité chez les femmes dans le monde, soulignant ainsi l'importance critique d'améliorer les techniques de détection précoce pour une intervention efficace. Les antennes imprimées, telles que les antennes micro rubans, ont suscité un intérêt considérable dans divers domaines. Leur conception compacte, leur adaptabilité, ainsi que leur robustesse en font des candidats attrayants pour des utilisations médicales comme le dépistage du cancer du sein. La technique de détection du cancer du sein utilisant des dispositifs portables à micro-ondes offre une méthode non invasive, pratique et potentiellement plus confortable pour les patientes. Avec des recherches et des développements supplémentaires, cette technologie pourrait révolutionner le dépistage du cancer du sein en offrant une alternative ou un complément précieux aux méthodes traditionnelles. L'évaluation du Débit d'Absorption Spécifique (SAR) garantit que l'énergie électromagnétique absorbée par les tissus reste en dessous des limites de sécurité, assurant la sûreté et le confort des patientes.

CHAPITRE 1

**Généralités sur les antennes
imprimées**

1.1 Introduction

Les antennes imprimées (micro rubans) ont été introduites dans les années 1950 et ont connu des développements significatifs dans les années 1970. Des études ont été réalisées afin de développer une antenne micro ruban adaptée aux besoins de l'industrie des télécommunications dans le domaine de l'aviation, spatiaux et de défense, communication par satellites, commande et contrôle. Les antennes imprimées sont également très performant en termes de résonance, d'impédance d'entrée et de diagramme de rayonnement [1].

Nous allons présenter dans ce chapitre l'antenne imprimée de différentes, critères de choix, les caractéristiques et les techniques d'alimentation. Enfin, nous allons discuter sur les domaines d'applications d'antenne imprimées.

1.2 Évolution des antennes imprimées

L'histoire des antennes imprimées remonte aux années 1950, mais ce n'est qu'à partir des années 1970 que les premiers prototypes ont été réalisés. Deux avantages majeurs ont contribué à leur essor : leur coût de fabrication réduit et leur capacité d'intégration. Ces caractéristiques ont favorisé leur adoption massive.

Aujourd'hui, les antennes imprimées sont largement utilisées dans divers dispositifs électroniques et sont devenues le choix privilégié pour les communications intégrés modernes [2].

1.3 Description d'une antenne patch ou " imprimée"

Une antenne à éléments rayonnants imprimés, couramment désignée sous le nom d'antenne patch est une ligne micro ruban de forme particulière. Elle est constituée d'un substrat diélectrique sur lequel est fixé un plan de masse, avec à sa surface un ou plusieurs éléments métalliques. Le patch est habituellement construit de matériaux conducteurs tels que le cuivre ou l'or ou autre, et peut adopter diverses formes [3].

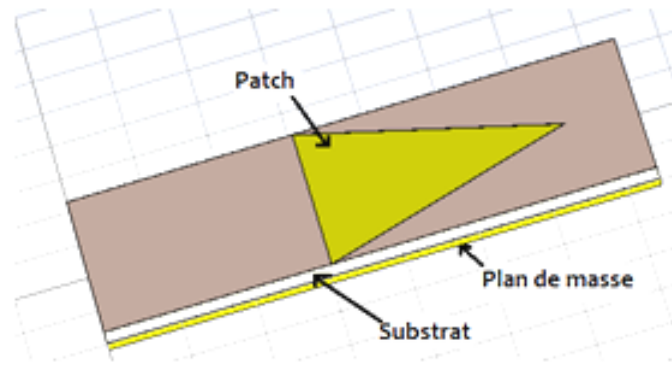


FIGURE 1.1 – Schéma descriptif d'une antenne imprimée

1.4 Les formes des antennes imprimée

Il existe différentes formes possibles pour l'antenne micro-ruban : triangle, circulaire, rectangulaire..., ces formes sont les plus utilisés, car ils sont très faciles à analyser et à concevoir, la figure 1.2 présente ces différentes formes [3] :

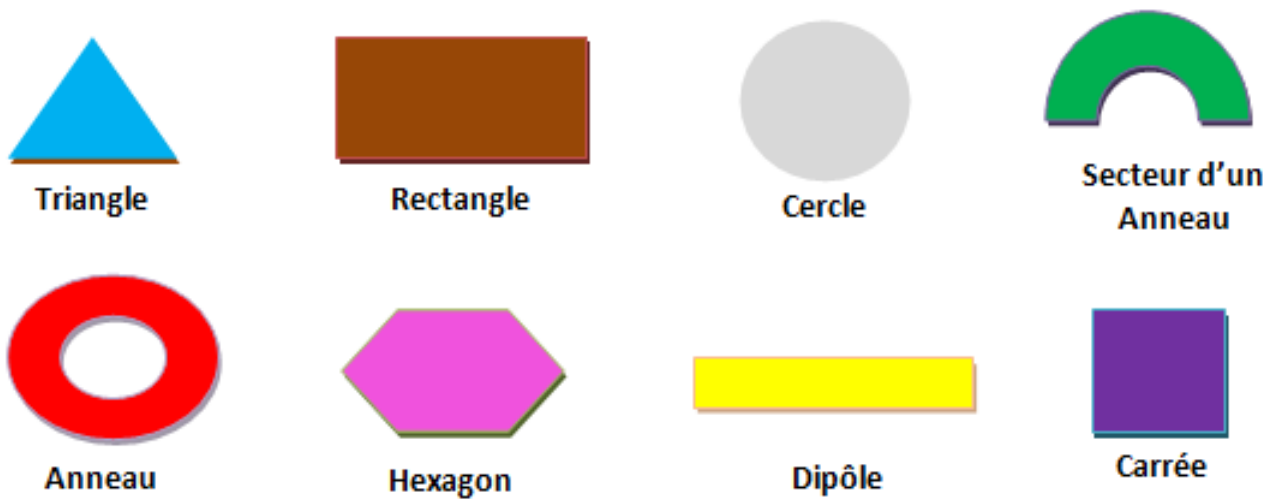


FIGURE 1.2 – Les différents types de patch

1.5 Critères de choix d'une antenne

1.5.1 Représentation en quadripôles

Lors du choix d'un modèle d'antenne le plus adapté à une application donnée, il est essentiel de prendre en compte plusieurs paramètres clés, notamment la fréquence de fonctionnement, la directivité, le gain, l'impédance et la puissance rayonnée [4]. On peut représenter une antenne sous forme de quadripôle Figure 1.3, caractérisé par ses paramètres S.

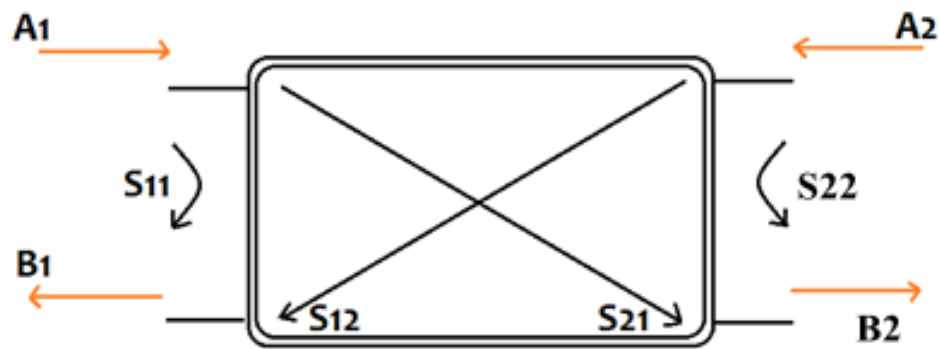


FIGURE 1.3 – Quadripôle d'antenne [5]

- A_1 , A_2 , B_1 et B_2 sont des ondes de puissance.
- On a les relations suivantes [6] :

$$B_1 = S_{11} \cdot A_1 + S_{12} \cdot A_2 \quad (1.1)$$

$$B_2 = S_{21} \cdot A_1 + S_{22} \cdot A_2 \quad (1.2)$$

- S_{11} indique la réflexion à l'entrée des quadripôles lorsque $A_2 = 0$.
- S_{12} la transmission de la puissance de sortie vers l'entrée lorsque $A_1 = 0$.
- S_{21} correspond au gain du quadripôle lorsque $A_2 = 0$.
- S_{22} il représente la réflexion en sortie du quadripôle lorsque $A_1 = 0$.

1.6 Rapport d'onde stationnaire VSWR (voltage standing wave ratio)

Le VSWR est une mesure qui indique à quel point l'antenne est adaptée à l'impédance de la ligne de transmission à laquelle elle est connectée. Cela permet de déterminer si l'antenne est bien adaptée à la transmission radio [7].

VSWR est fonction du coefficient de réflexion, qui décrit la puissance réfléchiée par l'antenne [7] :

$$\text{VSWR} = \frac{1 + |\Gamma|}{1 - |\Gamma|} \quad (1.3)$$

1.7 La bande passante

La bande passante est l'intervalle de fréquences sur lequel le coefficient de réflexion, généralement défini comme ($S_{11} < -10\text{dB}$) à condition que le diagramme de rayonnement ne varie pas à l'intérieur de cette bande [8].

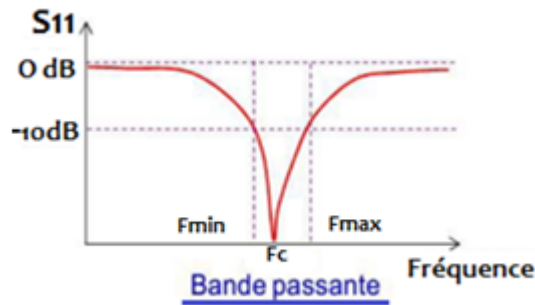


FIGURE 1.4 – Bande passante d'une antenne [9].

La bande passante est donnée par [8] :

$$\text{BP}(\%) = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{F_c} \cdot 100 \quad (1.4)$$

Où [8] :

— F_{\max} : la fréquence maximale.

- F_{min} : la fréquence minimale.
- F_c : la fréquence centrale.

1.8 Diagramme de rayonnement

Le diagramme de rayonnement d'une antenne est une représentation mathématique ou graphique décrivant comment l'antenne rayonne dans l'espace en fonction de ses coordonnées. Il est construit en se basant sur la région du champ lointain et montre comment le rayonnement varie selon les directions. Les caractéristiques du rayonnement incluent la densité de flux de puissance, l'intensité du rayonnement, le champ électrique ou magnétique, la directivité et la polarisation 1.5.

Les caractéristiques du rayonnement incluent la densité de flux de puissance, l'intensité du rayonnement, le champ électrique ou magnétique, la directivité et la polarisation. L'aspect le plus crucial est la répartition spatiale tridimensionnelle de l'énergie rayonnée, en fonction de la position de l'observateur [10].

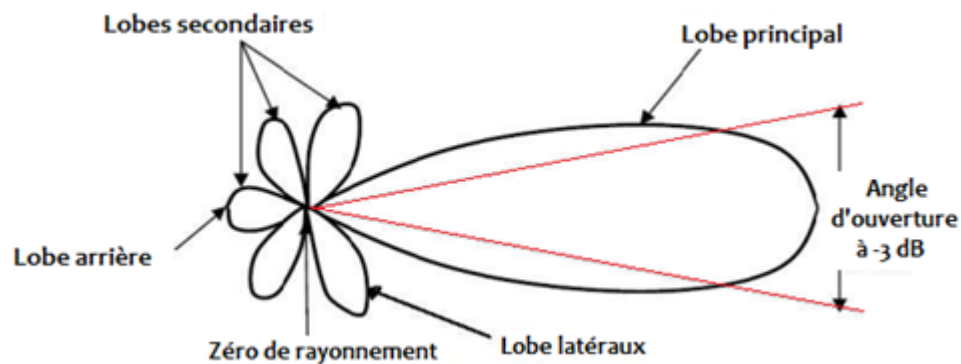


FIGURE 1.5 – Représentation du diagramme de rayonnement d'une antenne[10].

1.8.1 Les différents lobes d'un diagramme de rayonnement

- Lobe principal : il contient la majorité de l'énergie rayonnée et qui indique la principale orientation du rayonnement [11].
- Lobes secondaires : Ce sont tous les autres lobes qui représentent le rayonnement dans des directions non désirées. Le niveau des lobes secondaires est habituellement

exprimé en décibels par rapport à la densité de puissance du lobe principal [11].

- • Lobe arrière (rayonnement arrière) : C'est un lobe secondaire situé à 180 degrés de la direction du lobe principal. Le rapport avant/arrière compare la puissance rayonnée dans la direction principale à celle rayonnée dans la direction opposée [11].

1.8.2 Directivité et Gain

La directivité d'une antenne dans une direction spécifique (θ, ϕ) est définie comme le rapport entre la puissance rayonnée dans cette direction, notée $P(\theta, \phi)$, et la puissance qu'émettrait une antenne isotrope.

Mathématiquement, cela se traduit par la formule [12] :

$$D(\theta, \phi) = \frac{4\pi \cdot P(\theta, \phi)}{P_r} \quad (1.5)$$

Le gain $G(\theta, \phi)$ est alors défini comme le produit de l'efficacité de l'antenne η par sa directivité $D(\theta, \phi)$ [13]

$$G(\theta, \phi) = \eta D(\theta, \phi) \quad (1.6)$$

Angle d'ouverture : c'est la largeur de faisceau du lobe principale où la puissance rayonnée est la moitié de celle dans la direction la plus forte [11].

1.9 Alimentations des antennes imprimées

Les techniques d'alimentation des antennes imprimées se divisent en deux grandes catégories [14] :

- Alimentation par contacte (par sonde ou ligne micro-ruban).
- Alimentation par proximité (couplage électromagnétique par ligne ou par fente).

1.9.1 L'alimentation par sonde coaxiale

Est une méthode courante pour connecter les antennes utilisées dans les communications par micro-ondes. La sonde coaxiale posé deux partie : partie extérieure et autre intérieure.

La partie extérieure est connectée à une sorte de terre, tandis que la partie intérieure est reliée à l'antenne proprement dite [15].

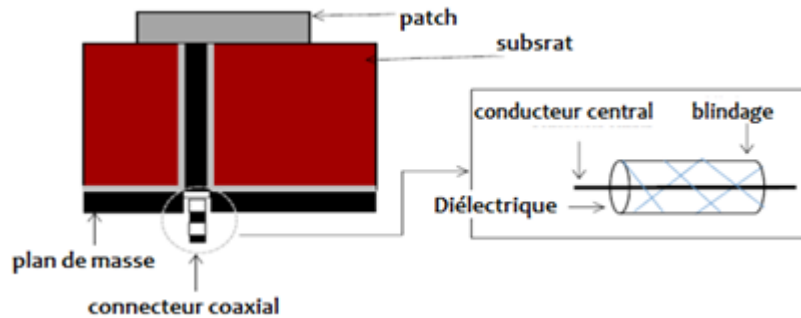


FIGURE 1.6 – Alimentation par câble coaxial [10].

1.9.2 L'alimentation par couplage électromagnétique

Une autre méthode pour connecter une antenne est l'usage d'une alimentation par couplage. Cette méthode utilise deux matériaux isolants, appelés substrats, avec une ligne électrique entre eux. L'élément rayonnant est placé sur la surface supérieure du substrat. Au lieu de connecter directement la ligne à l'antenne, elle est excitée par un phénomène appelé couplage électromagnétique. Cela peut élargir la gamme de fréquences que l'antenne peut gérer, mais cette méthode est plus complexe à mettre en place [12].

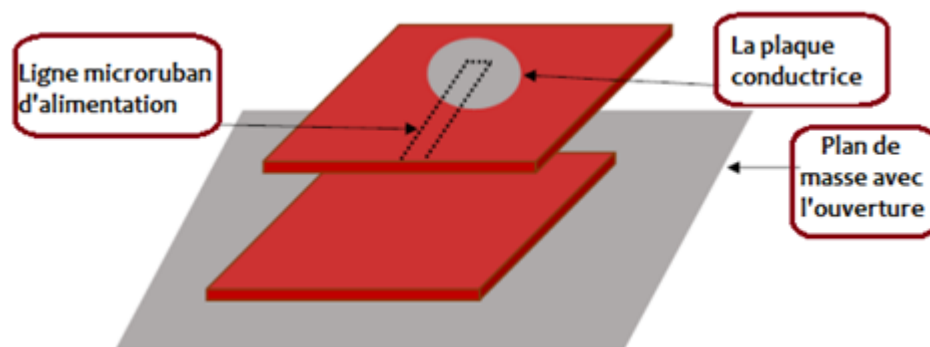


FIGURE 1.7 – Alimentation par proximité [10].

1.9.3 Alimentation par ligne micro-ruban

Notre alimentation peut se faire par connexion directe avec une ligne micro-ruban, figure 1.8, (généralement de 50Ω), c'est-à-dire en reliant cette ligne au patch rayonnant tel que la largeur de la ligne est petite par rapport à celle du patch rayonnant [14].

L'alimentation peut être assurée par une connexion directe avec une ligne micro-ruban figure 1.9, généralement de 50Ω . Cela implique de relier cette ligne au patch rayonnant de manière à ce que la largeur de la ligne soit petite comparée à celle du patch rayonnant (16). L'avantage de cette méthode d'alimentation est qu'elle est gravé sur le même substrat ce qui permet d'obtenir une structure plane. Nous avons adapté cette technique dans la conception de notre antenne patch triangulaire tel que montre la figure [15, 16, 17, 18].

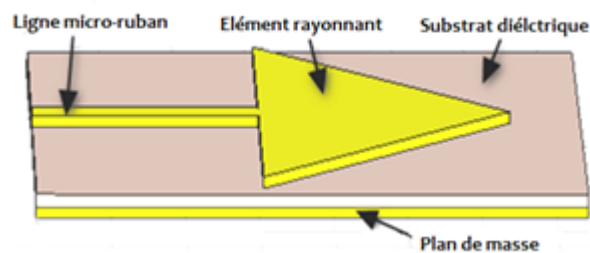


FIGURE 1.8 – Alimentation Par Ligne Micro Ruban.

1.10 Avantages et les inconvénients des antennes imprimées

1. Avantage [19, 20] :

- Faible masse, faible volume, faible épaisseur.
- Possibilité d'imprimer sur des substrats souples.
- Possibilité d'être intégrées dans des appareils électroniques nomades ou transportables.
- Facilités de fabrication : mise en réseau ; intégration aisée de composants ou de circuits actifs hybrides.
- Faible coût de fabrication.

- Limite pratique du gain maximum à 20dB.
 - Capacité à faire face à une faible consommation d'énergie.
 - Faible puissance durable par rapport aux antennes traditionnelles.
2. Inconvénient [20] :
- Rendement limité de surface par les pertes dans les lignes d'alimentation.
 - Directivité faible pour un élément seul (environ 6 dB).
 - Problèmes de tolérances de fabrication parce que les motifs imprimés sont petits.

1.11 Les applications des antennes imprimées

Le remplacement des antennes traditionnelles par des antennes patch hautement performantes est une préoccupation majeure des concepteurs de systèmes de télécommunications. Ils veulent s'assurer que ces nouvelles antennes répondent bien aux besoins et aux demandes des entreprises du secteur [20].

les antennes patch peuvent être appliqué dans de nombreux domaine tel que : [17]

- Télécommunication par satellites [17] : Les antennes imprimées sont utilisées pour les communications via les satellites. Elles permettent d'établir des liaisons entre la Terre et les satellites en orbite [21].
- Commande et contrôle [17] : Le concept de commande et contrôle dans ce contexte se réfère à la capacité de contrôler électroniquement les antennes pour ajuster leur phase et leur amplitude de rayonnement [22].
- Récepteur satellite de navigation [17] : Ces antennes sont utilisées dans divers systèmes de navigation par satellite pour la localisation et la navigation, tels que Galileo, Glonass, etc [23].
- Application militaires et aérospatiales [23] : Les antennes patch micro ruban sont souvent employées dans des domaines militaires pour des tâches comme les communications, le suivi et d'autres besoins qui exigent des communications sûres et fiables.
- Antenne utilisée en domaine médical [17] : Dans le domaine médical, les antennes imprimées sont utilisées pour les dispositifs de surveillance à distance, les implants médicaux et les systèmes de télémédecine. [24].

1.12 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté la forme générale d'une antenne, mettant en lumière ses paramètres clés tels que le gain, la directivité, le coefficient de réflexion et la bande passante. Nous avons examiné les méthodes d'alimentation des antennes imprimées, en nous concentrant sur notre propre technique d'alimentation, à savoir l'alimentation micro-ruban.

En fin, nous avons terminé par une description générale sur les applications de ces antennes dans différentes applications.

CHAPITRE 2

Application des antenne patch pour la
dètction des tumeurs du sein par
analyse SAR

2.1 Introduction

Le cancer du sein se classe comme le cancer le plus fréquent parmi les femmes à l'échelle mondiale. Les données statistiques soulignent clairement l'ampleur de cette maladie et son incidence sur la santé. Un dépistage précoce pourrait contribuer à réduire les taux élevés de mortalité. Les cellules cancéreuses ont la capacité de se multiplier de manière incontrôlée et de se propager à d'autres tissus. Ainsi, repérer la tumeur cancéreuse à un stade précoce joue un rôle essentiel dans la prise en charge de la maladie. Dans ce chapitre, nous aborderons l'anatomie du sein ainsi que la définition du cancer du sein. Nous examinerons également les techniques utilisées pour détecter les tumeurs, en mettant particulièrement l'accent sur le paramètre que nous utiliserons, le SAR.

2.2 Morphologie du sein

Le sein est constitué d'une glande mammaire, de ligaments de Cooper et de tissu adipeux, le tout enveloppé par la peau. Positionné au-dessus du muscle pectoral, il abrite également des nerfs, des vaisseaux sanguins et lymphatiques. La glande mammaire est divisée en 15 à 20 lobes, chacun composé de lobules, reliés par des canaux qui convergent sous le mamelon. Des chaînes de ganglions lymphatiques sont également présentes, agissant comme des filtres pour les microbes et assurant la protection contre les infections et les maladies. Le cancer du sein peut se développer à partir des canaux galactophores, des lobules ou même des ganglions lymphatiques [25].

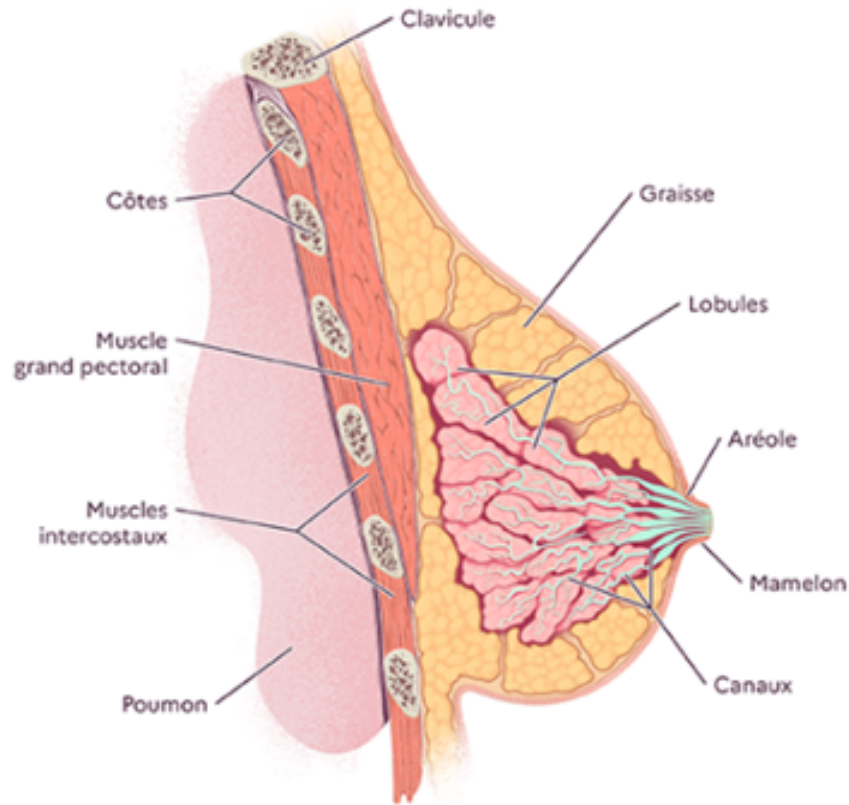


FIGURE 2.1 – Anatomie du sein [26].

Les propriétés électriques du sein et son épaisseur sont des caractéristiques importantes à considérer dans divers contextes médicaux, en particulier dans le dépistage et la détection précoce du cancer du sein le tableau 2.1 montre l'épaisseur et tableau 2.2 présente les propriété électrique

Tissus	Rayon extérieur (mm)	
	Demi-sphère (a)	Triangulaire (b)
Peau	92	2
Adipeux	90	8
Glandulaire	80	80

TABLE 2.1 – Epaisseur des modèles du sein [27].

Tissus	Propriétés électrique					
	Diélectrique ϵ_r	Conductivité $\sigma_r(s/m)$	Densité de masse (Kg/m3)	Conductivité thermique (W/Kg/m)	Capacité thermique (KJ/K/Kg)	μ
Peau	36.7	2.34	1109	0.37	3.391	1
Adipeux	4.84	0.262	911	0.21	2.348	1
Glandulaire	50	3.46	1041	0.33	2.960	1

TABLE 2.2 – Propriétés électriques de différents tissus humaine [27].

2.3 Qu'est-ce que le cancer du sein ?

Le cancer du sein est une préoccupation majeure en matière de santé chez les femmes, étant l'un des types de cancer les plus répandus, Le cancer du sein est une croissance incontrôlée de cellules anormales dans le tissu mammaire. Cette prolifération cellulaire cause la formation d'une masse appelée tumeur cancéreuse [28]. Une tumeur cancéreuse est un groupe de cellules pouvant envahir et détruire le tissu où elles se trouvent. Caractérisées par les propriétés suivantes :

Tissus	Propriétés électrique					
	Diélectrique ϵ_r	Conductivité $\sigma_r(s/m)$	Densité de masse (Kg/m3)	Conductivité thermique (W/Kg/m)	Capacité thermique (KJ/K/Kg)	μ
Tumeur	50.9	4	1058	/	/	1

TABLE 2.3 – Propriétés électriques de différents tumeur [27].

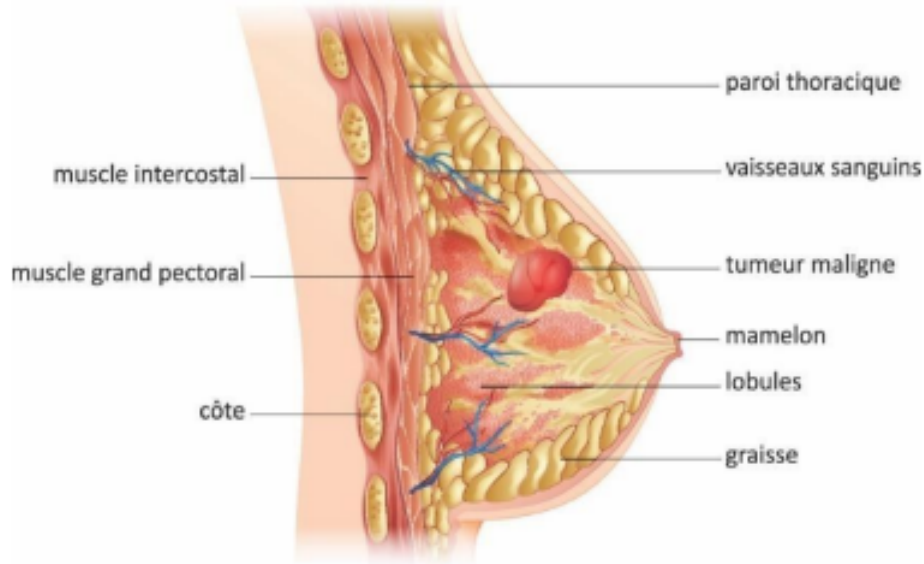


FIGURE 2.2 – Présentation du tumeur du sein [29].

Les tumeurs mammaires sont divisées en deux catégories principales : les tumeurs bénignes et les tumeurs malignes. Une tumeur maligne est composée d'une accumulation de cellules cancéreuses. En revanche, une tumeur bénigne n'est pas considérée comme cancéreuse. Elle se développe progressivement et localement, sans provoquer de métastases, et ne réapparaît pas si elle est complètement retirée[30, 31] .

2.4 Les différents stades du cancer du sein

Les différents stades du cancer du sein reflètent le degré d'évolution de la maladie au moment du diagnostic. On peut distinguer cinq stades de la manière suivante [26] :

Stade 0 : Le cancer du sein se caractérise par la présence exclusive de cellules cancéreuses dans le canal ou le lobule d'origine.

Stade 1 : Le cancer du sein est défini par un tumeur de 20 mm .

Stade 2 : Le cancer du sein précoce est défini par une tumeur de 20 mm à 50 mm et une propagation limitée à trois ganglions lymphatiques ou moins.

Stade 3 : Le cancer du sein localement avancé est caractérisé par une tumeur de plus de 50 mm.

Stade 4 : Le cancer du sein métastatique est défini par la propagation de la maladie à d'autres parties du corps, indiquant un cancer de stade 4.

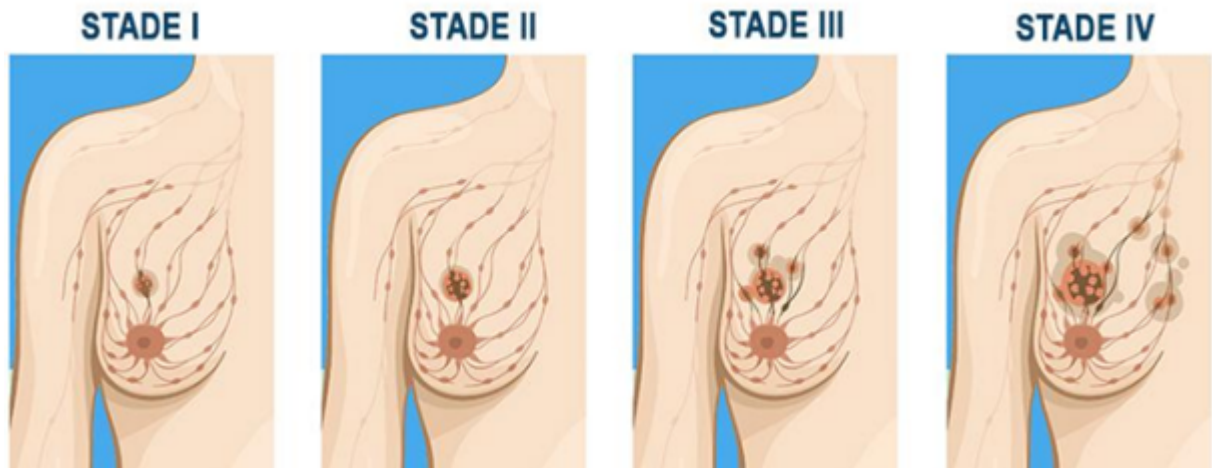


FIGURE 2.3 – Les différents stades du cancer du sein [26] .

2.5 Quelques techniques de dépistage du cancer du sein

Le dépistage des cancers du sein permet de détecter tôt une éventuelle anomalie ou un cancer avant l'apparition de symptômes.

2.5.1 Mammographie :

La mammographie est l'examen de référence pour observer les structures internes du sein et identifier les lésions de petite taille qui pourraient échapper à la détection par palpation. Cette méthode est essentielle pour un dépistage précoce du cancer du sein [32].



FIGURE 2.4 – Technique mammographie [33].

2.5.2 Imagerie par ultrasons (l'échographie) :

L'échographie mammaire est un examen qui ne nécessite pas de radiations ionisantes. Il est couramment utilisé pour le dépistage et le diagnostic des affections mammaires chez les femmes de moins de 40 ans. Il peut également être prescrit en complément d'une mammographie pour une meilleure interprétation des images précédemment obtenues [29].



FIGURE 2.5 – Technique échographie [34].

2.5.3 Imagerie par Résonance Magnétique (L'IRM) :

Est un examen d'imagerie qui utilise des ondes radioélectriques et un puissant champ magnétique permettant de voir les contrastes à l'intérieur des tissus. Il existe certaines contre-indications, mais aucun effet nocif n'est connu. Elle est surtout utilisée pour déceler la présence de métastases et aider au choix d'un traitement [35].



FIGURE 2.6 – Technique L'IRM [36].

2.5.4 L'intelligence artificielle d'IBEX :

LBEX a développé Galen Breast dans le but d'aider les pathologistes à interpréter les résultats des biopsies mammaires. Cette solution fournit des données essentielles pour détecter et évaluer le stade de divers types de cancers du sein, tant infiltrants qu'in situ, ainsi que d'autres caractéristiques pathologiques pertinentes. Grâce à des techniques d'apprentissage profond sur une vaste base de données d'images, l'algorithme d'intelligence artificielle de Galen Breast a été formé pour identifier plus de 50 caractéristiques spécifiques du sein. L'algorithme d'IA [37] :

1. Il peut différencier avec précision les carcinomes lobulaires infiltrants des carcinomes infiltrants de type non spécifique, ainsi que des types rares, du carcinome canalaire in situ et de l'hyperplasie canalaire atypique.

2. Il est capable d'établir le grade nucléaire des carcinomes in situ.
3. Il présente une grande précision dans l'identification de facteurs pronostiques cruciaux tels que les lymphocytes infiltrants la tumeur et l'invasion angiolymphatique, ainsi que des caractéristiques non cancéreuses comme la métaplasie cylindrique et les microcalcifications.

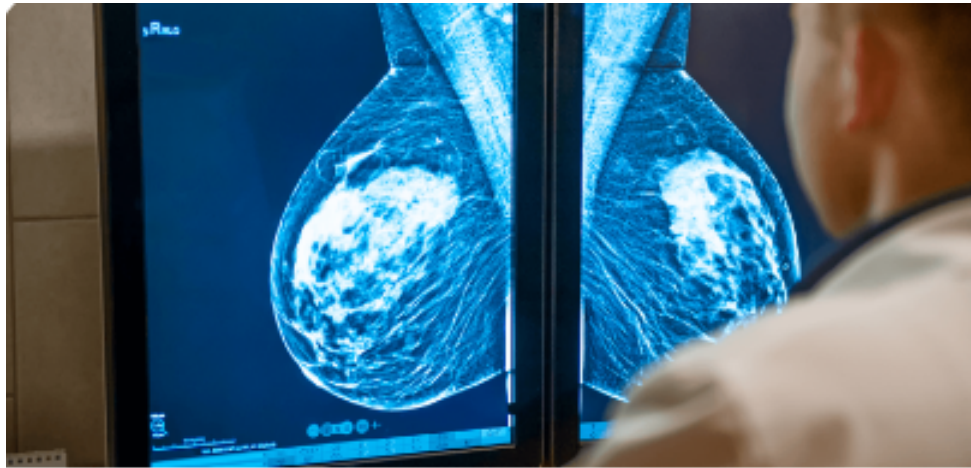


FIGURE 2.7 – Technique intelligence artificielle [38].

2.5.5 Détection du Cancer du Sein par Micro-ondes

La détection du cancer du sein par micro-ondes est une technologie innovante utilisant des ondes électromagnétiques pour identifier les tissus cancéreux dans le sein. Contrairement aux méthodes traditionnelles comme la mammographie qui repose sur les rayons X, cette technologie offre plusieurs avantages potentiels, notamment sa non-invasivité, l'absence de rayonnement ionisant et la capacité à fournir des images en temps réel [39].

Les recherches actuelles visent à améliorer la précision et la résolution de cette technologie, ainsi qu'à l'intégrer avec d'autres techniques d'imagerie pour des diagnostics plus complets. Des essais cliniques sont en cours pour évaluer son efficacité et sa fiabilité par rapport aux méthodes conventionnelles [40].

2.5.6 Détection du Cancer du Sein par dispositif portable :

Des chercheurs du MIT ont développé un nouveau dispositif innovant qui peut être intégré dans un soutien-gorge, offrant ainsi une surveillance plus régulière pour les patientes à haut risque de cancer du sein. Ce dispositif se présente sous la forme d'un patch flexible attachable au soutien-gorge, permettant à l'utilisateur de déplacer un scanner à ultrasons le long du patch pour obtenir des images du tissu mammaire sous différents angles. Dans une récente étude, les chercheurs ont démontré la capacité du dispositif à produire des images avec une résolution comparable à celle des sondes utilisées dans les centres d'imagerie médicale. Le scanner, fondé sur une technologie similaire à celle des équipements médicaux conventionnels, a été réduit en taille grâce à l'utilisation d'un nouveau matériau piézoélectrique. Pour accroître sa portabilité, une plaque flexible a été conçue, se fixant au soutien-gorge par des aimants. Cela permet au scanner d'être déplacé et ajusté pour imager l'ensemble de la poitrine [41].

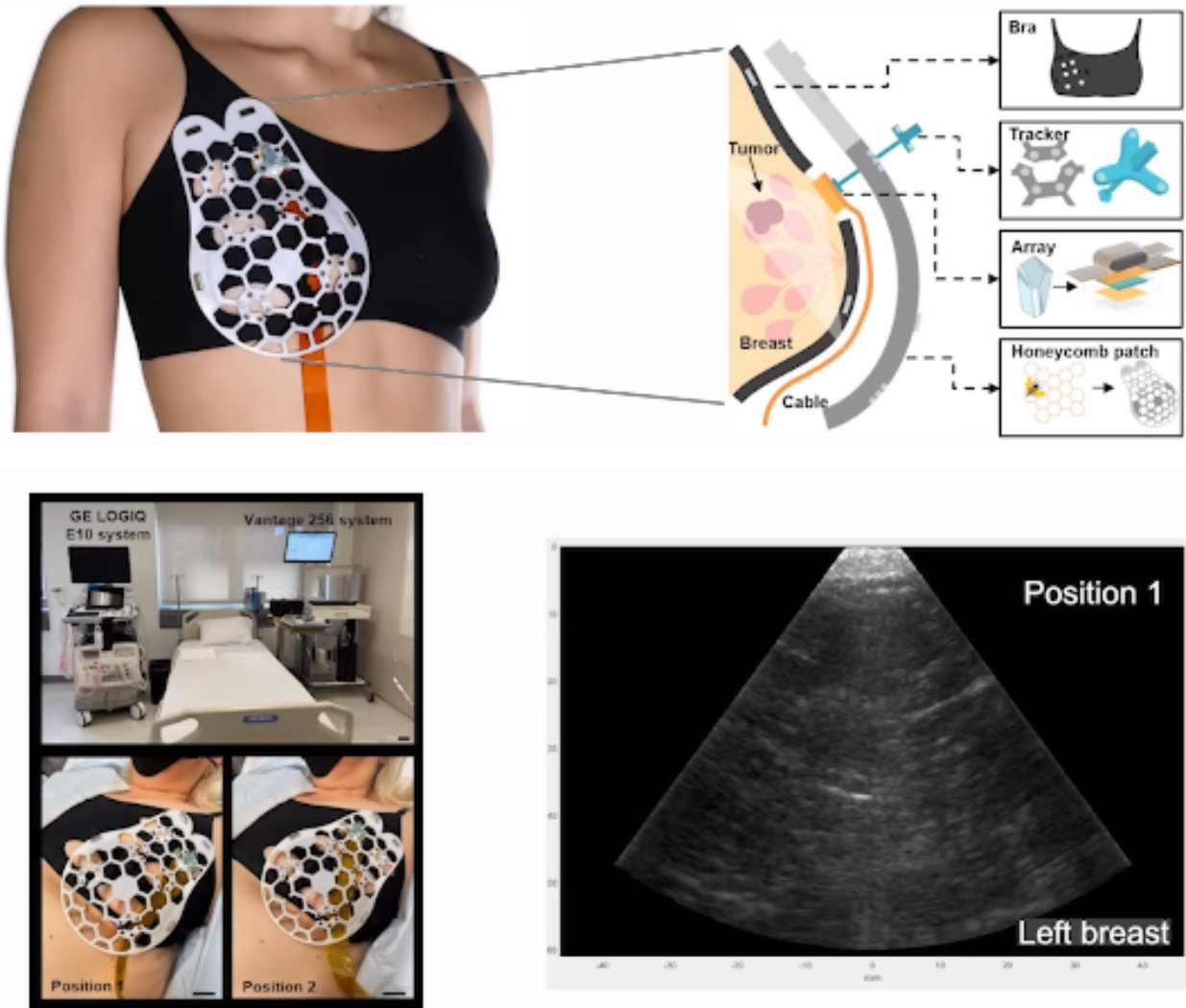


FIGURE 2.8 – Technique de Dispositif portable [41].

Dans notre travail, nous allons concevoir une antenne patch pour la détection du cancer par dispositif portable. Cette approche utilise des technologies de micro-ondes, spécifiquement à une fréquence de 2,45 GHz, pour développer des dispositifs de dépistage innovants. Ces dispositifs portables visent à être pratiques, non invasifs, et faciles à utiliser, offrant ainsi une alternative ou un complément aux méthodes traditionnelles comme la mammographie et l'IRM. Notre objectif est de développer une antenne patch optimisée pour cette application spécifique. Cette antenne doit être conçue pour maximiser la sensibilité et la spécificité de la détection à 2,45 GHz tout en étant suffisamment compacte et légère pour s'intégrer dans un dispositif portable. L'intégration de la flexibilité dans la conception de notre antenne

patch pour la détection du cancer du sein par dispositif portable ouvre de nouvelles perspectives prometteuses pour les futurs développements et améliorations dans le domaine des technologies médicales portables [42].

2.6 Débit d'absorption spécifique (Specific absorption rate)

Le Débit d'Absorption Spécifique (DAS), également connu sous le nom de Taux d'Absorption Spécifique (SAR), représente la mesure de l'énergie électromagnétique absorbée par les tissus humains lorsqu'ils sont exposés à cette énergie. Il est défini comme l'énergie absorbée par unité de masse des tissus, et son unité de mesure est le W/kg ,il est définir par les équations [43] :

$$\text{SAR}_{\text{local}}(r, \omega) = \frac{\sigma(r, \omega)|E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} \quad (2.1)$$

$$\text{SAR}_{\text{moyenne}}(r, \omega) = \frac{1}{2} \int \frac{\sigma(r, \omega)|E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} dr \quad (2.2)$$

Où [43] :

- (r, ω) : La conductivité du matériau [S/m].
- ρ : La densité du matériau diélectrique à r en [kg/m3].
- $|E(r, \omega)|$: le champ électrique à l'intérieur de tissu [V/m].

La limite SAR fixée par la FCC et l'Union européenne Uninon est de 1,6 W/kg et 2 W/kg en moyenne sur 1 g en moyenne sur 10 g de tissu réel respectivement [44, 45].

2.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le contexte du cancer du sein, l'anatomie du sein et de la tumeur et les techniques de dépistage du cancer du sein actuellement utilisées. Nous avons commencé par présenter. La discrimination des tumeurs bénignes et malignes est Principalement basée sur leurs propriétés électriques et leur morphologie, pour cette raison nous avons exposé par la suite ces derniers. Nous avons introduit par la suite le paramètre SAR.

CHAPITRE 3

Simulations et Résultats

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, notre objectif est de concevoir une antenne patch triangulaire à l'aide du logiciel CST MWS pour la détection du cancer du sein à la fréquence de résonance de 2,45 GHz. Nous présenterons d'abord le modèle de fantôme de sein ainsi que les paramètres essentiels des tissus mammaires. Ensuite, nous procéderons au diagnostic et à la localisation de la tumeur en identifiant les coordonnées de la valeur maximale du SAR. Nous proposerons deux modèles de seins, à savoir un modèle demi-sphérique et un modèle rectangulaire.

Enfin, nous conclurons ce travail par une étude comparative entre les modèles du sein intégré avec l'antenne proposée et les divers résultats de recherches issus de la littérature.

3.2 Choix d'un outil de simulation

Créé en 1992, CST STUDIO SUITE est le résultat de nombreuses années de recherche et de développement axées sur l'élaboration des solutions de calcul les plus performantes et précises pour la conception électromagnétique.

CST MICROWAVE STUDIO est un outil spécialisé dans la simulation et la conception électromagnétique en trois dimensions (3D) de la composante haute fréquence. Il simplifie le processus de saisie de la structure et la définition des équipements en proposant une interface graphique de modélisation robuste et puissante. Une fois le composant modélisé, une procédure de maillage automatique peut être appliquée avant de lancer le moteur de simulation. Tout comme tous les simulateurs 3D, cet outil présente l'avantage de pouvoir traiter toutes sortes de structures homogènes, peu importe la technologie employée.

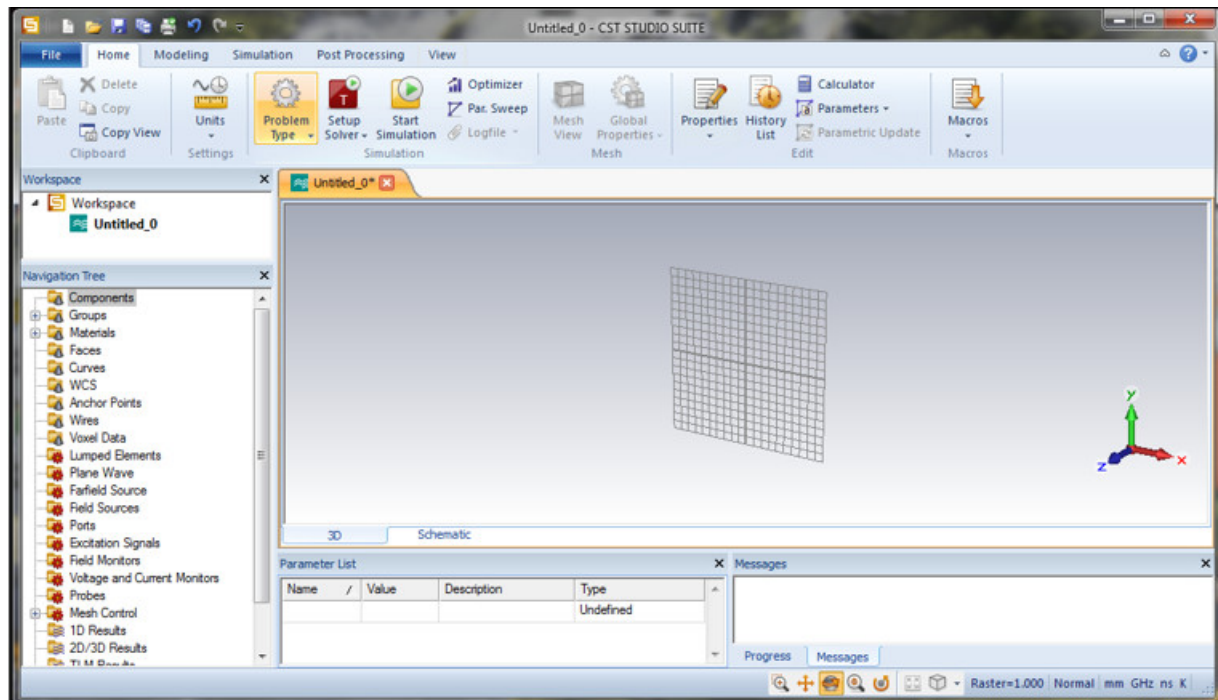


FIGURE 3.1 – Outil de simulation CST.

3.3 Conception de l'antenne patch triangulaire

Dans cette section, nous allons concevoir une antenne patch triangulaire à la fréquence de 2,45 GHz 3.2, adaptée aux applications médicales. Nous allons utiliser le cahier de charge suivant :

- L'élément radiant (patch) et le plan de masse en cuivre
- Substrat : FR4 ($\epsilon_r = 4,3$; $h=1.6\text{mm}$)
- Ligne micro ruban d'impédance 50Ω .

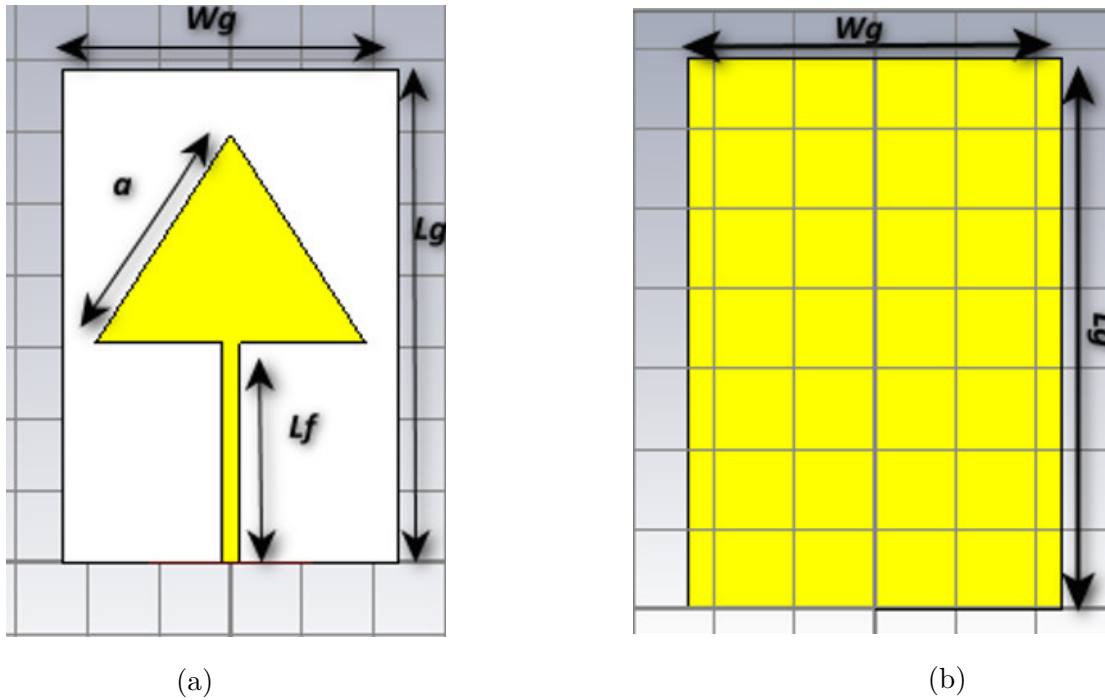


FIGURE 3.2 – Antenne patch triangulaire (a) vue de face ; (b) vue d'arrière

Les dimensions de l'antenne patch sont calculées à partir des équations du tableau 3.1

	Les paramètres	Equations
Les dimensions du patch triangulaire	La longueur du patch triangulaire	$a = \frac{2c}{3fr\sqrt{\epsilon_r}}$
	La conception dimensionnelle du plan de masse	$Lg=6h+Lp+Ll$
		$Wg=6h+Wp$
	Constante diélectrique effective	$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r+1}{2} + \frac{\epsilon_r-1}{2} \left(1 + \frac{12h}{w}\right)^{-\frac{1}{2}}$
Les dimensions de la ligne d'alimentation	La largeur de la ligne d'alimentation	$\frac{W_f}{h} = \left(e^{\frac{H}{8}} - \frac{1}{4e^H}\right)^{-1}$
	La longueur de la ligne d'alimentation	$H = \frac{Z_c\sqrt{2(\epsilon_r+1)}}{119.9} + \frac{1}{2} \left(\frac{\epsilon_r-1}{\epsilon_r+1}\right) \left(\ln \frac{\pi}{2} + \frac{1}{\epsilon_r} \ln \frac{4}{\pi}\right)$
		$L_f = \frac{\lambda}{4} = \frac{\lambda_0}{4\sqrt{\epsilon_{eff}}}$
		$\lambda_0 = \frac{c}{fr}$

TABLE 3.1 – Dimension de l'antenne patch triangulaire.

Les valeurs des dimensions sont présentent dans le tableau 3.2

Dimension de l'antenne (mm)		
W_g	Largeur du substrat	48.96
L_g	Longueur du substrat	74.29
h	Hauteur du substrat	1.6
a	Coté de patch	39.36
W_f	Largeur de la ligne d'alimentation	2.59
L_f	Longueur de la ligne d'alimentation	30.6

TABLE 3.2 – Valeurs des paramètres de l'antenne patch triangulaire.

3.3.1 Résultat de simulation

Dans cette section nous allons présenter les résultats de simulations de différente caractéristique de l'antenne :

3.3.1.1 Coefficient de réflexion

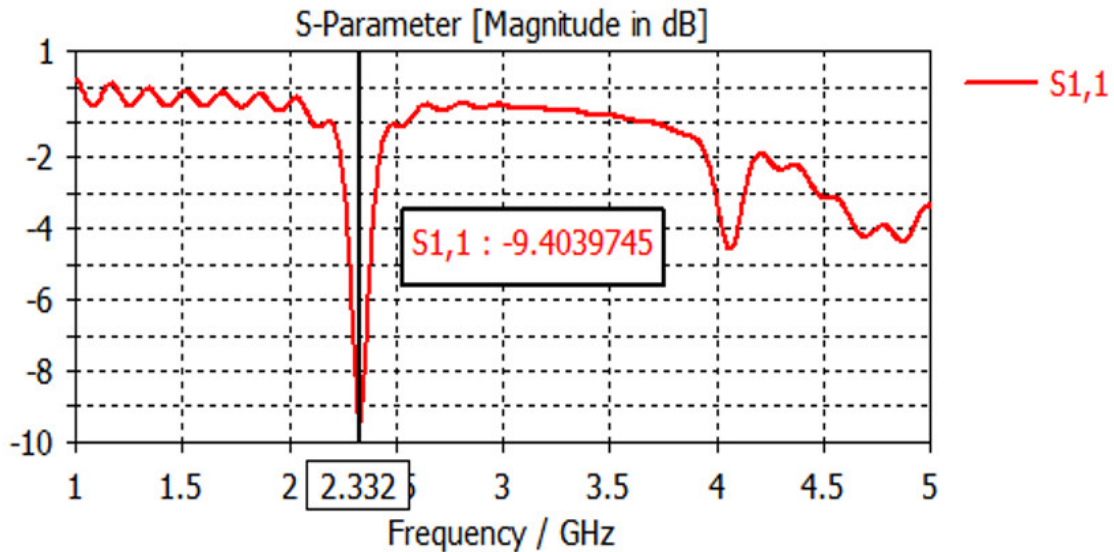


FIGURE 3.3 – Coefficient de réflexion .

La figure 3.3 montre que l'antenne n'est pas adaptée à la fréquence de 2,45 GHz. Dans la section suivante nous allons utiliser la technique des fentes pour adapter l'antenne à la

fréquence désirée.

3.3.1.2 Antenne patch adaptée à 2.45 GHz

Dans cette section, nous allons adapter l'antenne à 2.45 GHz en utilisant des fentes et des encoches telles que représente dans la figure 3.2 :

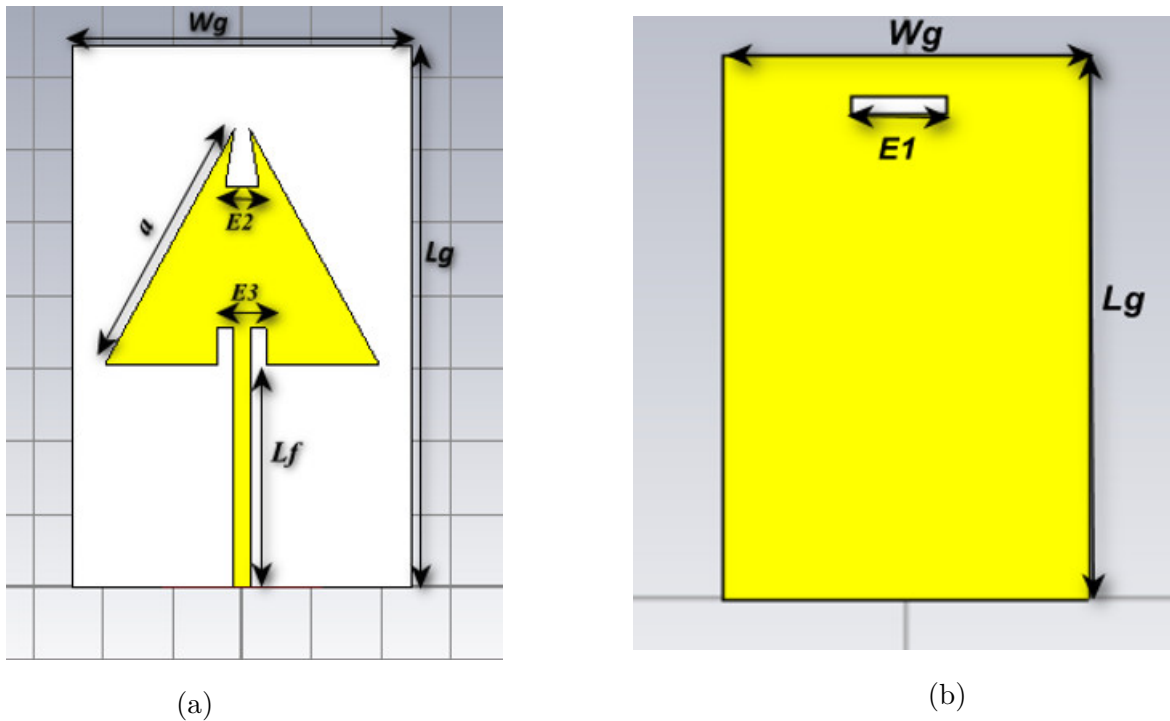


FIGURE 3.4 – Antenne patch triangulaire (a) vue de face; (b) vue d'arrière

Les dimensions des fentes sont données sur le tableau 3.3

Dimension de encoche (mm)	
E1	4.1
E2	5.2
E3	3

TABLE 3.3 – Dimension des encoches de l'antenne triangulaire.

1. Coefficient de réflexion s11

Le coefficient de réflexion (S11) représente la quantité d'énergie de radiofréquence (RF)

qui peut être transmise par une antenne. La Figure 3.5 et tableau 3.4 représentent les résultats des études paramétrique des différentes étapes de simulation effectuées pour adapter l'antenne à 2.45GHz :

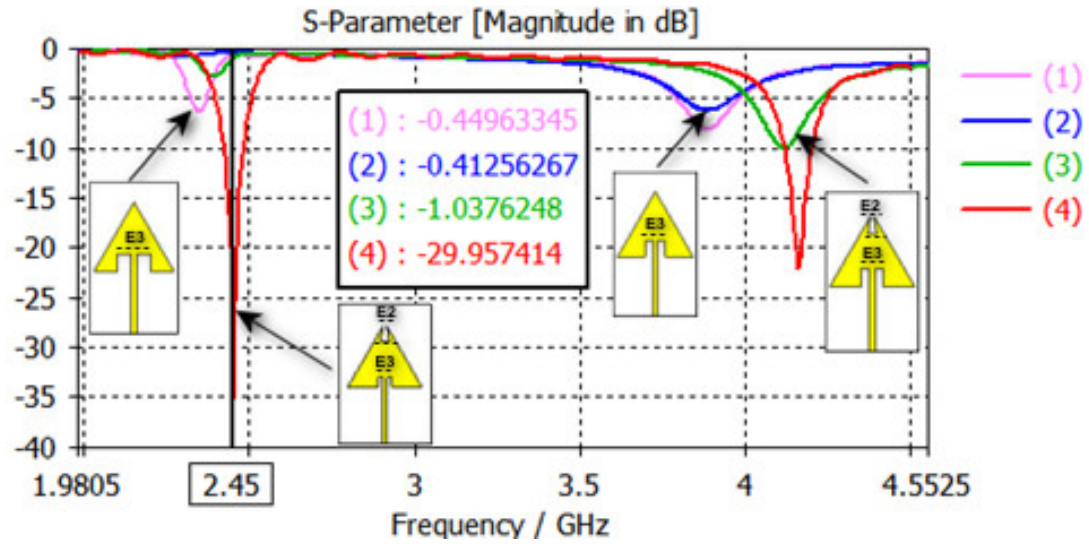


FIGURE 3.5 – Adaptations de coefficient de réflexion.

	Antenne (1)	Antenne (2)	Antenne (3)	Antenne (4)
E2	/	/	4.6	5.2
E3	5.2	3.5	4	3

TABLE 3.4 – Dimension des encoches de l'antenne patch triangulaire.

La figure 3.5 montre que l'antenne est adaptée à 2.45 GHz avec un S11 de -29,95 dB.

2. VSWR

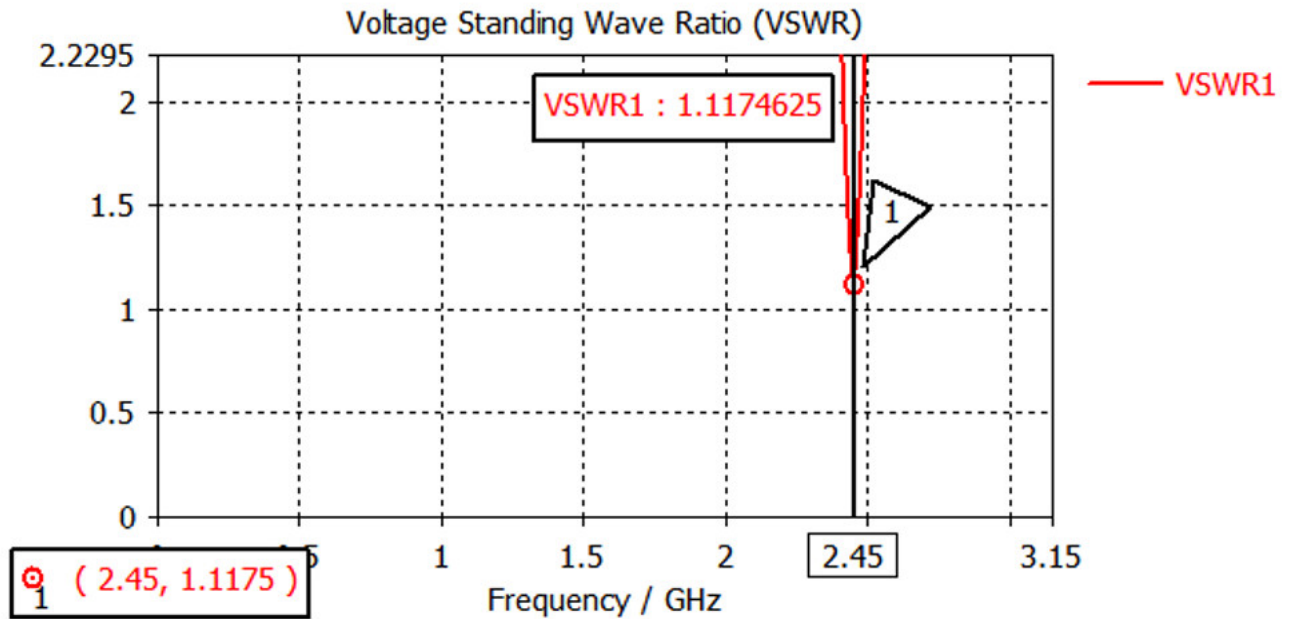


FIGURE 3.6 – Taux d’onde stationnaire VSWR.

La figure 3.6 présente le taux d’onde stationnaire de l’antenne. La valeur obtenue est de 1.17 dB.

3. Le gain

La figure 3.7 présente le gain de l’antenne patch triangulaire :

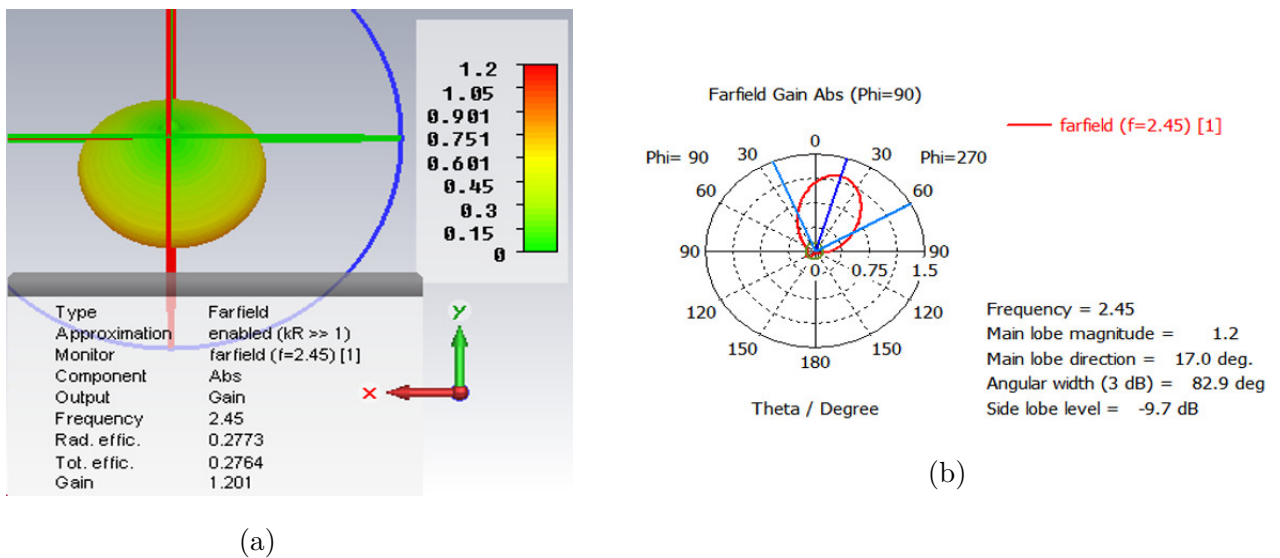
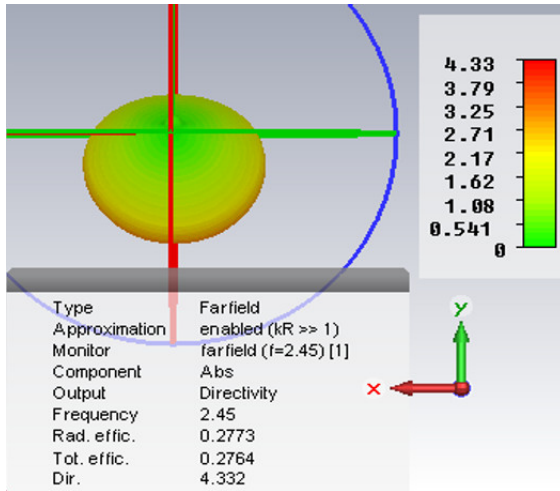


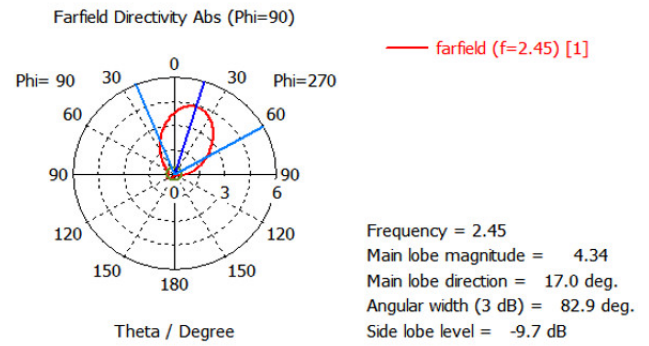
FIGURE 3.7 – Diagramme de rayonnement en gain, (a) en 3d (b) polaire .

4. La directivité

La figure 3.8 représente la directivité l'antenne proposée :



(a)



(b)

FIGURE 3.8 – La directivité (a) en 3d (b) polaire .

La figure 3.8 montre une directivité de 4.33 dBi.

3.4 Détection de la tumeur du sein par le SAR à l'aide de l'antenne patch triangulaire

3.4.1 Antenne triangulaire avec l'insertion des modèles des seins sans tumeur

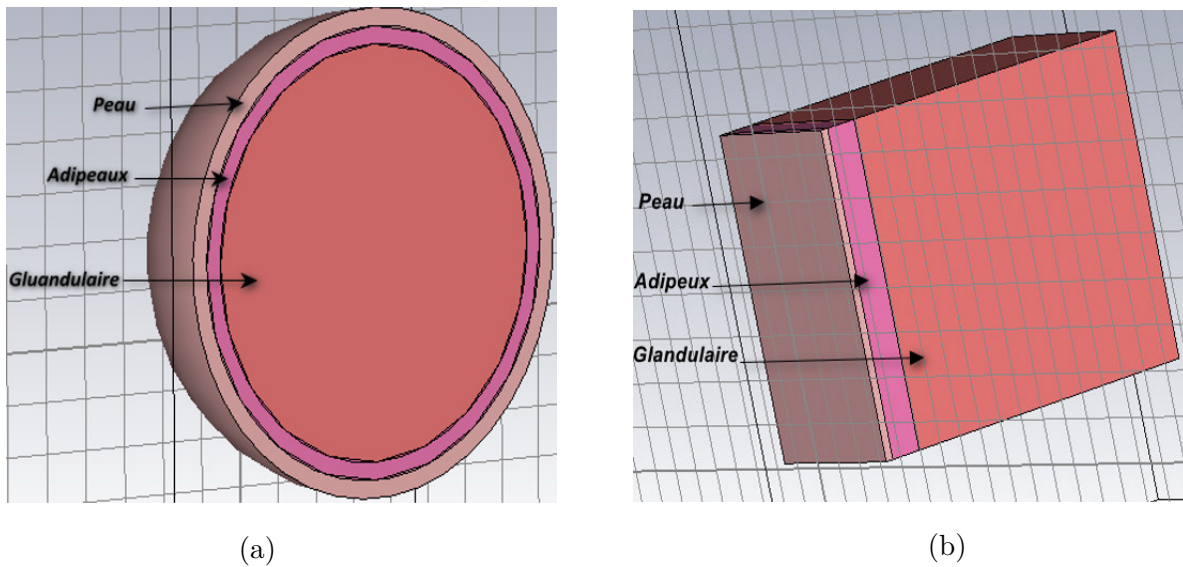


FIGURE 3.9 – Les modèle du sein (a) demi-sphère (b) rectangulaire .

Nous avons créé un modèle du sein humain factice avec trois couches : peau, adipeux, glandulaire.

Les caractéristiques des modelés étudiés sont données par les tableaux 3.5 et 3.6 :

Tissus	Rayon extérieur (mm)	
	Demi-sphère (a)	Réctangulaire (b)
Peau	92	2
Adipeux	90	8
Glandulaire	80	80

TABLE 3.5 – Epaisseur des modèles du sein [27].

Tissus	Propriétés électrique					
	Diélectrique ϵ_r	Conductivité $\sigma_r(s/m)$	Densité de masse (Kg/m ³)	Conductivité thermique (W/Kg/m)	Capacité thermique (KJ/K/Kg)	μ
Peau	36.7	2.34	1109	0.37	3.391	1
Adipeux	4.84	0.262	911	0.21	2.348	1
Glandulaire	50	3.46	1041	0.33	2.960	1
Tumeur	50.9	4	1058	/	/	1

TABLE 3.6 – Propriétés électriques tissus tumoraux [27].

Les propriétés électriques des modèles des seins donnés sur le tableau 3.6

3.4.2 Modèles 1 du sein (demi-sphère)

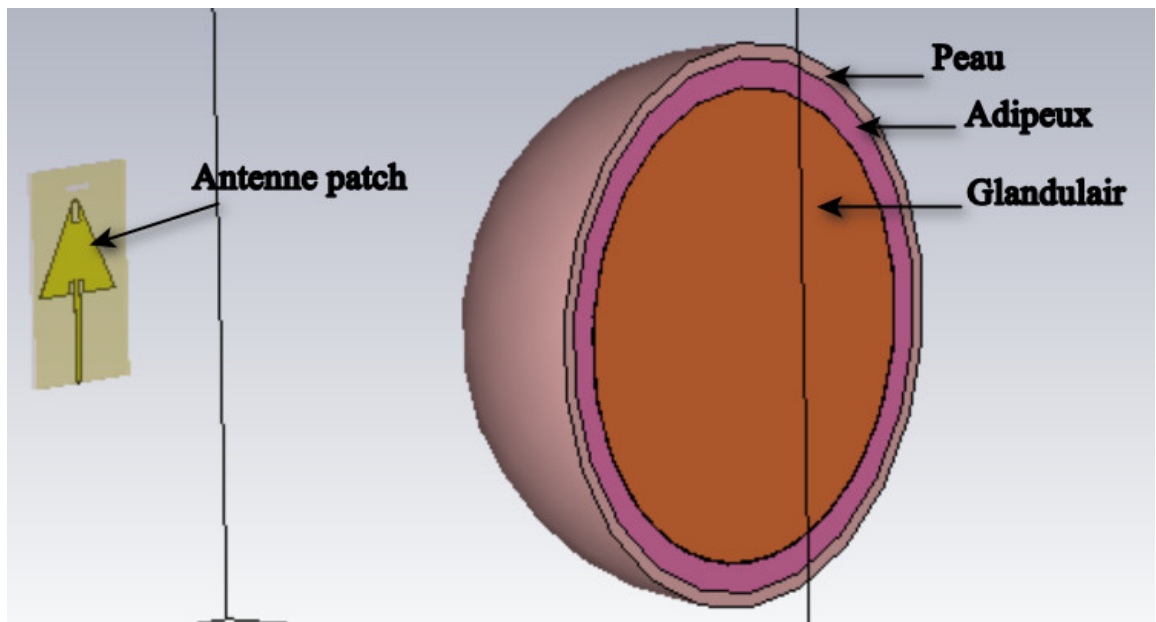


FIGURE 3.10 – Antenne avec modèle 1 du sein.

Dans cette partie nous allons insérer l’antenne proposée avec le modèle 1 du sein (demi-sphère) comme le montre la figure 3.10

3.4.2.1 Résultat de simulation de l’antenne patch avec le modèle 1

1. Coefficient de réflexion

La figure 3.11 montre le coefficient de réflexion S11 de l'antenne lorsqu'elle est associée au modèle 1 de sein :

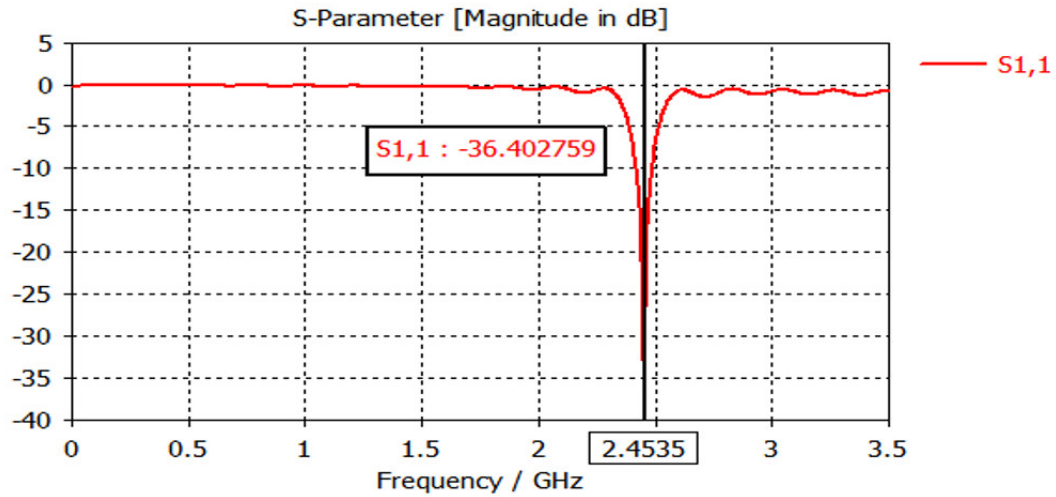
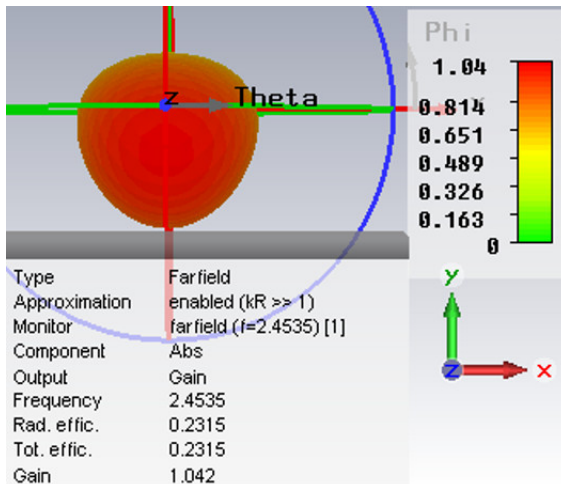


FIGURE 3.11 – Coefficient de réflexion avec modèle 1 du sein.

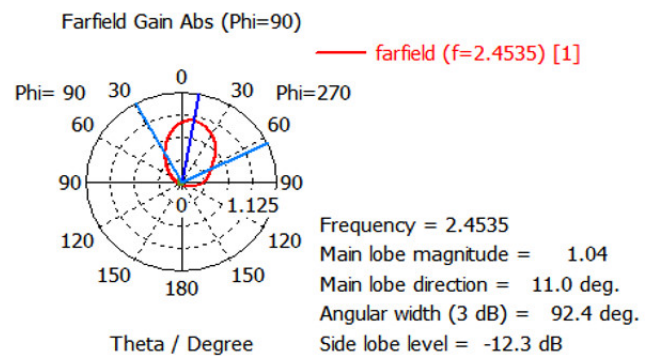
La figure présente une valeur s11 de -36,40 à la fréquence 2.45 GHz. L'antenne est adaptée aux applications médicales.

2. Le gain

La figure 3.12 illustre la valeur du gain de l'antenne avec le modèle du sein :



(a)



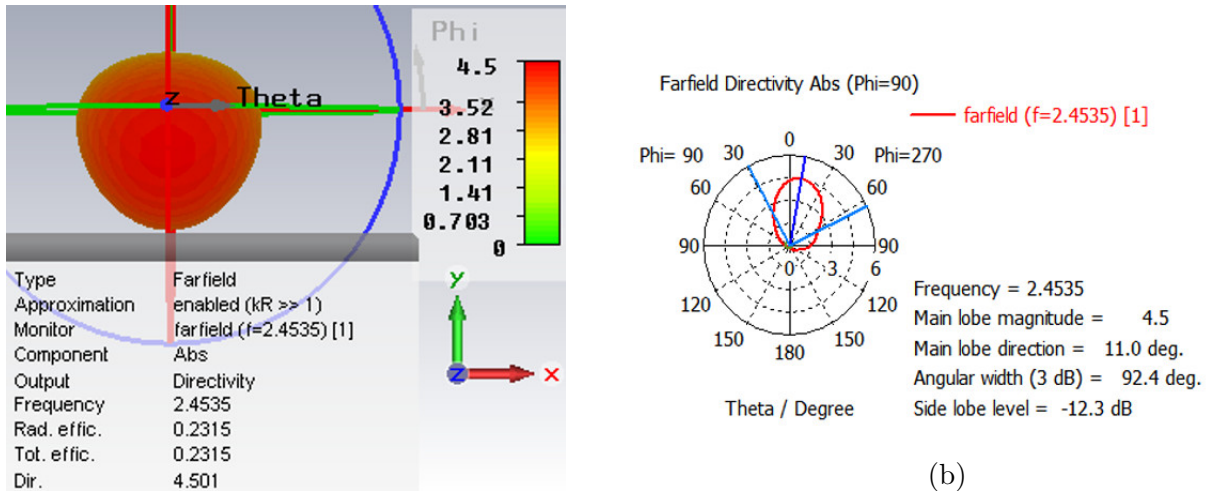
(b)

FIGURE 3.12 – Le gain (a) en 3d (b) polaire .

La figure 3.12 donne une valeur du gain de 1.04 dBi avec un angle d'ouverture 92.4 degrés.

3. La directivité

La figure 3.13 représente la valeur de la directivité de l'antenne avec le modèle 1 du sein :



(a)

(b)

FIGURE 3.13 – La directivité (a) en 3d (b) polaire .

La figure 3.13 donne une valeur de directivité de 4.5db.

4. SAR

D'après la Fédéral Communications Commission (FCC), pour prévenir les conséquences néfastes sur le corps humain, il est nécessaire que la valeur maximale du SAR dans un cube de tissu de 1 g soit inférieure à 1,6 W/Kg, tandis que la valeur maximale du SAR pour 10 g de tissu soit inférieure à 2 W/Kg. La figure 3.14 montre les résultats du SAR de l'antenne avec modèle 1 du sein :

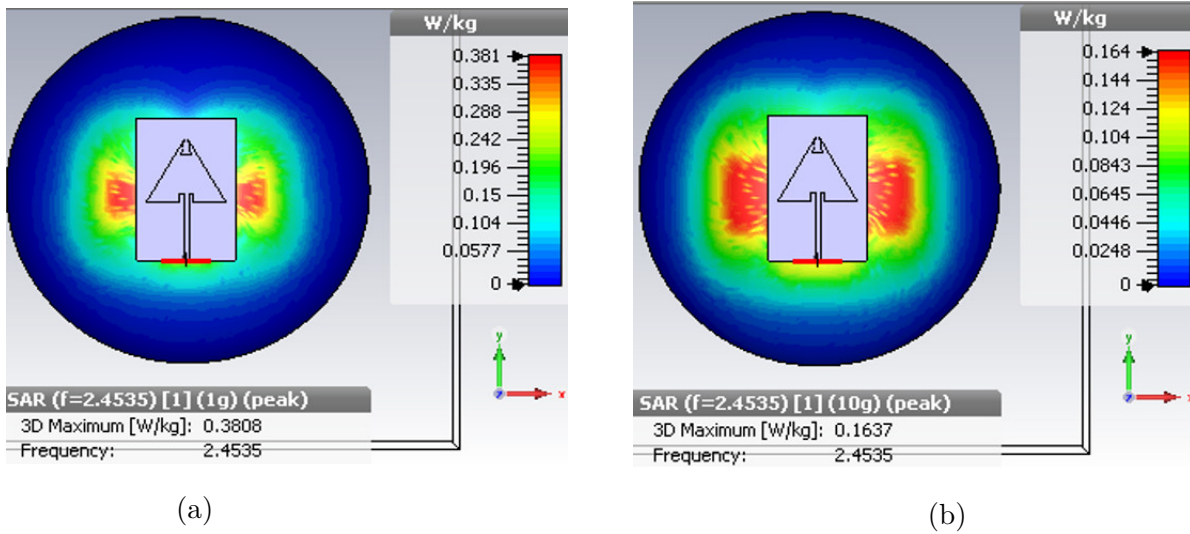


FIGURE 3.14 – Calcul du SAR (a) pour 1 g; (b) pour 10 g modèle 1 du sein.

La valeur du SAR est de 0.38 W/Kg pour 1g et 0.16 W/Kg pour 10g, alors notre antenne est entièrement compatible avec les tissus biologiques en raison de sa petite taille et répond au débit d'absorption spécifique (SAR) afin d'éviter un échauffement dangereux.

3.4.3 Résumé des résultats de simulation de l'antenne avec modèle 1 du sein sans tumeur

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Sans tumeur	0	2.4535	-34.4	1.042	4,501	0,3808	0,1637

TABLE 3.7 – Résultat de simulation

3.5 Antenne triangulaire avec l'insertion de la tumeur sur le modèle 1 du sein

Nous allons insérer une tumeur dans le premier modèle du sein, nous allons utiliser une tumeur de rayon égale à :20 mm (stade 01), 40 mm (stade 02); les résultats sont présentés

dans la section suivante :

3.5.1 Stade 01 (tumeur=20 mm)

La figure 3.15 montre l'insertion de la tumeur de 20mm dans le sein, nous allons faire varier la distance de l'antenne par rapport au modèle du sein afin d'obtenir les meilleures performances de l'antenne :

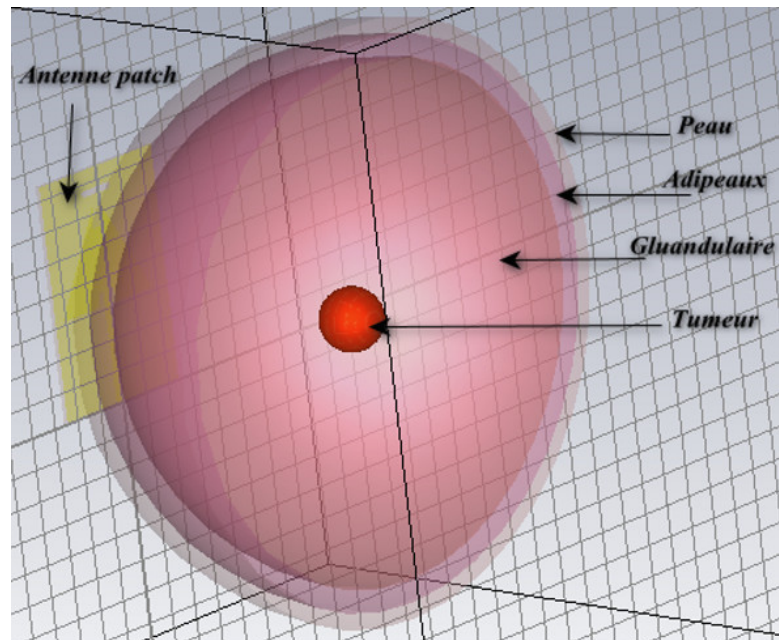


FIGURE 3.15 – Insertion de la tumeur sur le modèle 1 du sein (stade 01)

3.5.2 Résultat de simulation

1. Coefficient de réflexion

La figure 3.16 représente le coefficient de réflexion S11 :

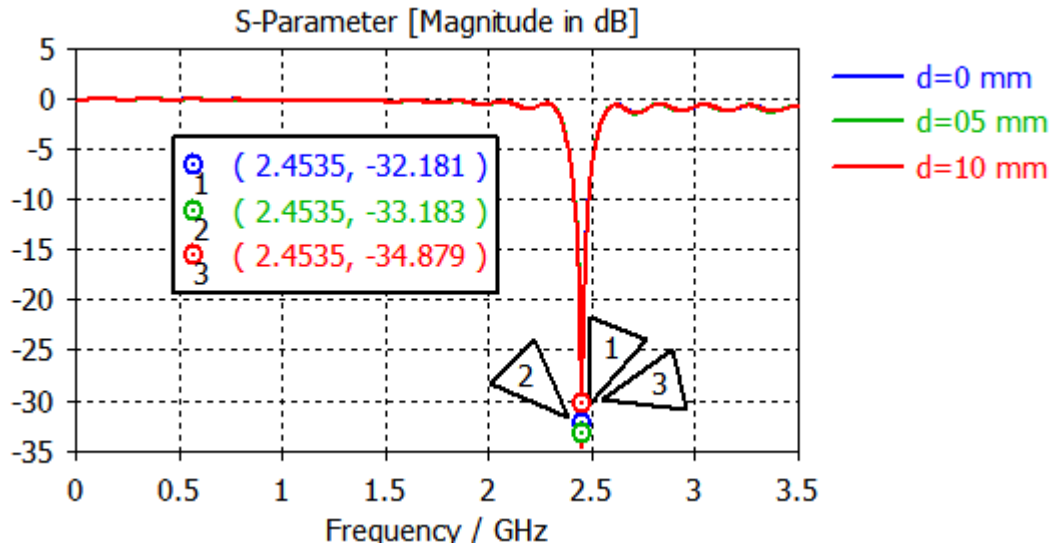
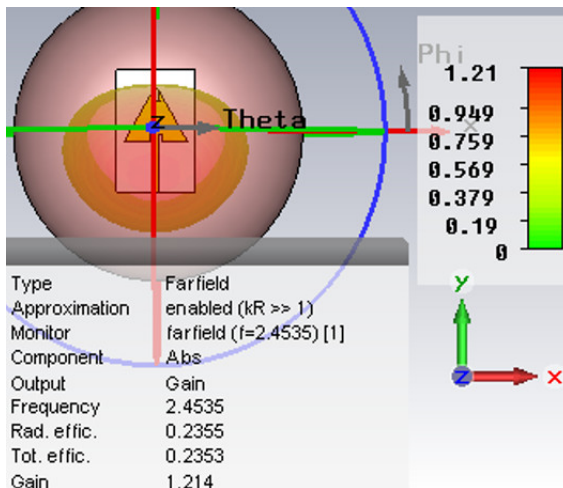


FIGURE 3.16 – Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 01

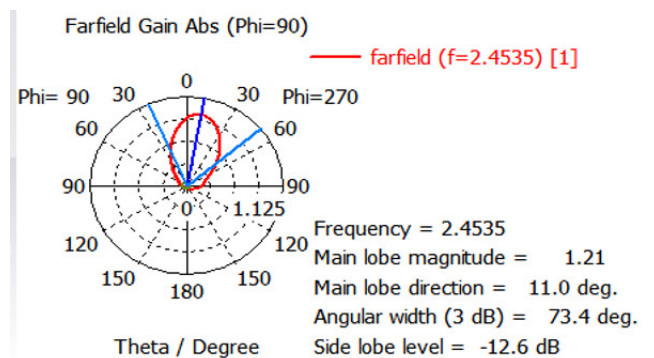
D’après la figure 3.16, le S11et diminué de -34.87 à -32.18 dB ce qui montre que l’énergie et absorbé par la tumeur.

2. Le gain

Les figures 3.17 3.18 3.19 représentent le gain pour les distances 0 mm, 5 mm et 10mm :

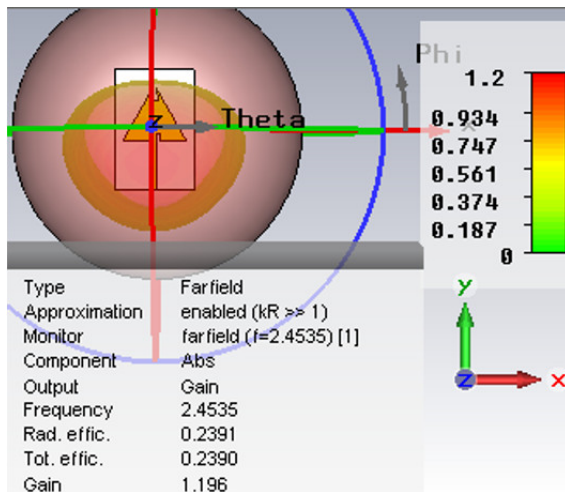


(a)

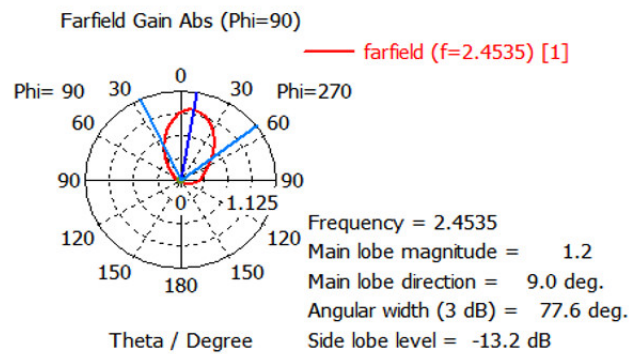


(b)

FIGURE 3.17 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm

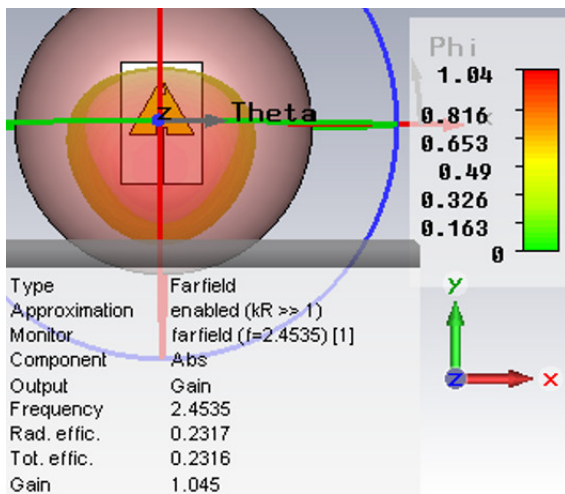


(a)

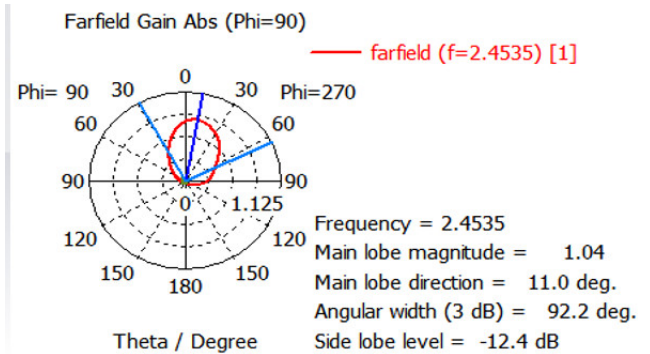


(b)

FIGURE 3.18 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec $d=5$ mm



(a)



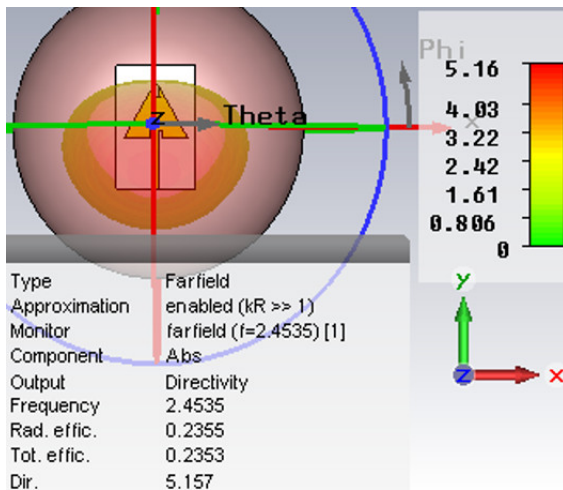
(b)

FIGURE 3.19 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec $d=10$ mm

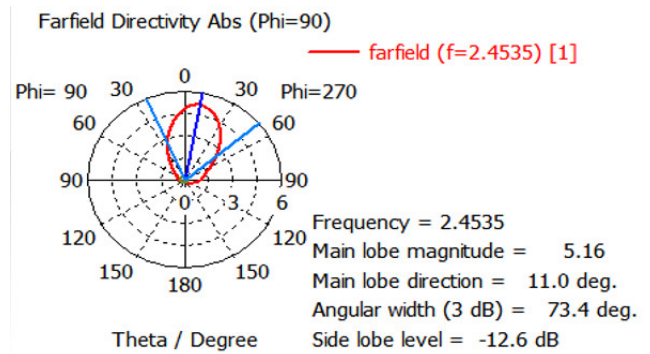
Les valeurs de gain obtenu sont de 1.21, 1.19, 1.04dB.

3. La directivité

Les figures 3.20 3.21 3.22 représente la directivité de l'antenne pour les distances 0mm et 5mm, 10mm.

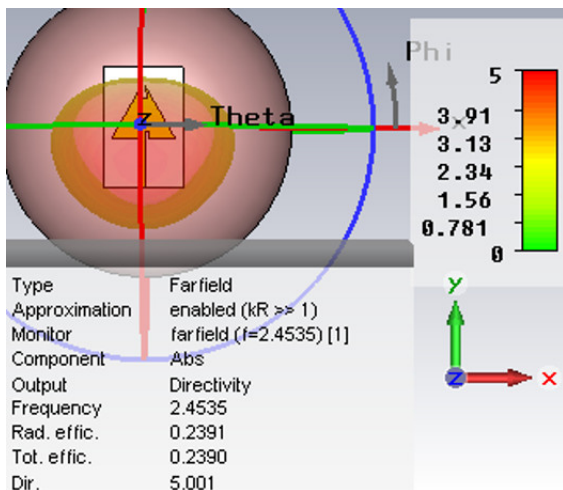


(a)

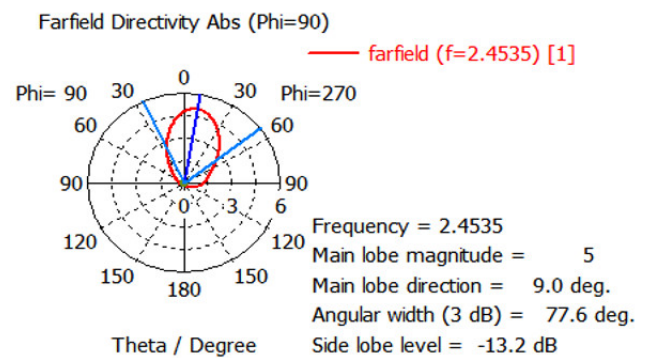


(b)

FIGURE 3.20 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=0$ mm

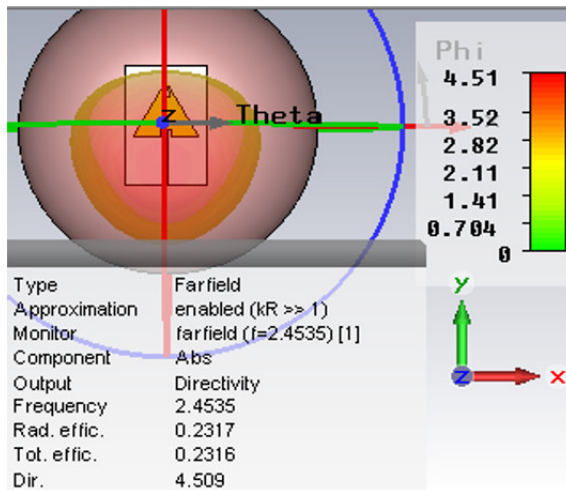


(a)

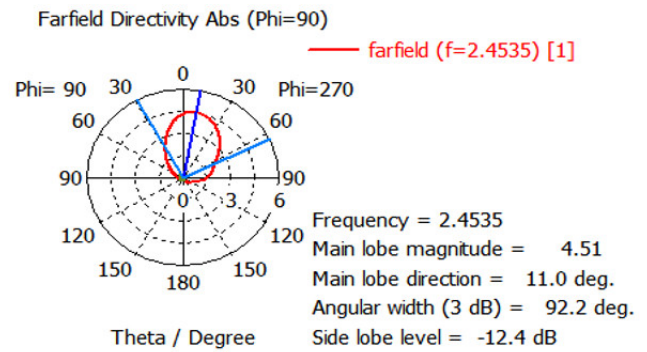


(b)

FIGURE 3.21 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=5$ mm



(a)



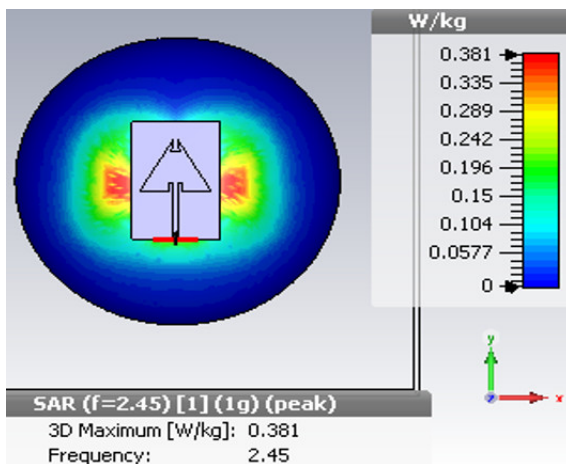
(b)

FIGURE 3.22 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=10$ mm

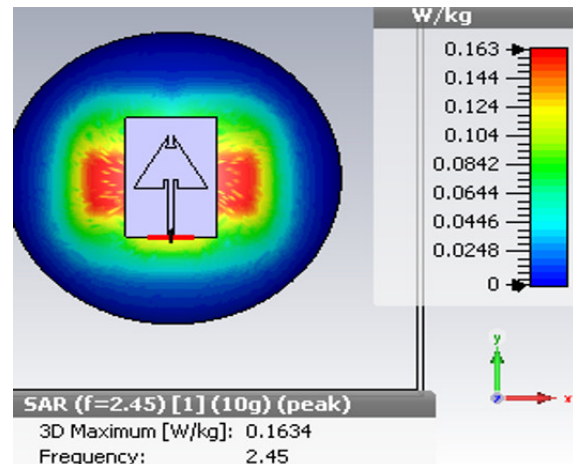
Les valeurs de la directivité obtenue sont de 4.5 ,5 ,5.17 dB.

4. SAR

Les figurent 3.23 3.24 3.25 représentent la valeur du SAR pour 1g et 10g aux différentes distances (0 mm,5 mm et 10mm) de l’antenne par rapport au modèle du sein.



(a)



(b)

FIGURE 3.23 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec $d=0$ mm

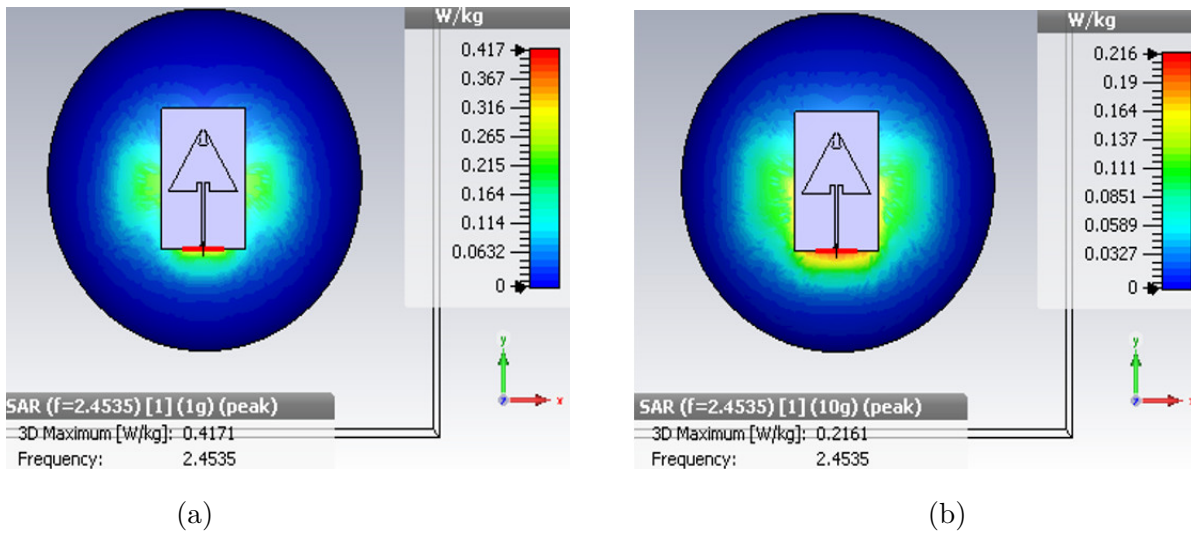


FIGURE 3.24 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm

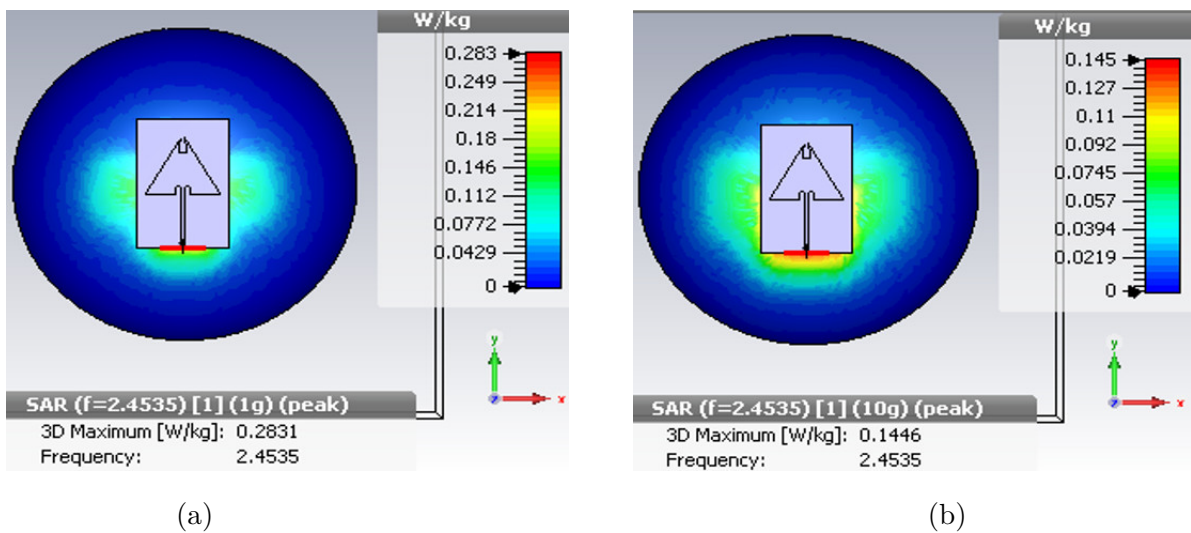


FIGURE 3.25 – SAR (a) pour 1 g ; (b) pour 10 g avec d=10 mm

On remarque dans tous les cas ($d=0$ mm, $d=5$ mm, $d=10$ mm) la valeur de SAR pour 1g et inférieure à 1,6 W/Kg et pour 10g et inférieure à 2 W/Kg tel qu'il est résumé sur le tableau 3.8 :

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Stade 01(20mm)	d=0mm	2.4535	-32.18	1.214	5.157	0.2131	0.1446
	d=5mm	2.4535	-33.18	1.196	5.001	0.4171	0.2161
	d=10mm	2.4535	-34.87	1.036	4.496	0.381	0.1634

TABLE 3.8 – Les résultats de simulation modèle 1 du sein stade 01

3.5.3 Stade 02 (tumeur=40 mm)

La figure 3.26 montre l'insertion de la tumeur de 40mm dans le sein, nous allons faire varier la distance de l'antenne par rapport au modèle du sein afin d'obtenir les meilleures performances de l'antenne :

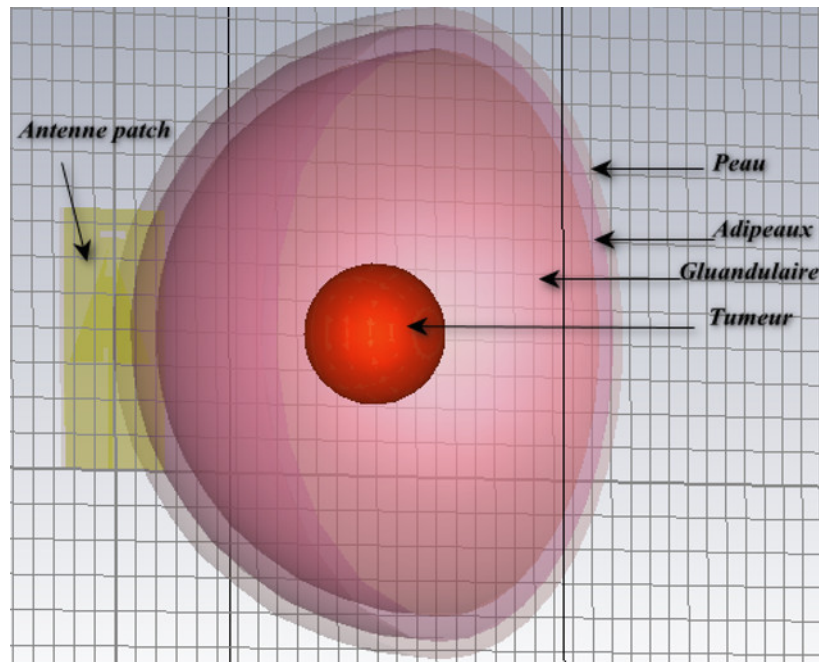


FIGURE 3.26 – Insertion de la tumeur sur le modèle 1 du sein (stade 02)

3.5.4 Résultat de simulation

1. Coefficient de réflexion

La figure 3.27 représente le coefficient de réflexion S11 :

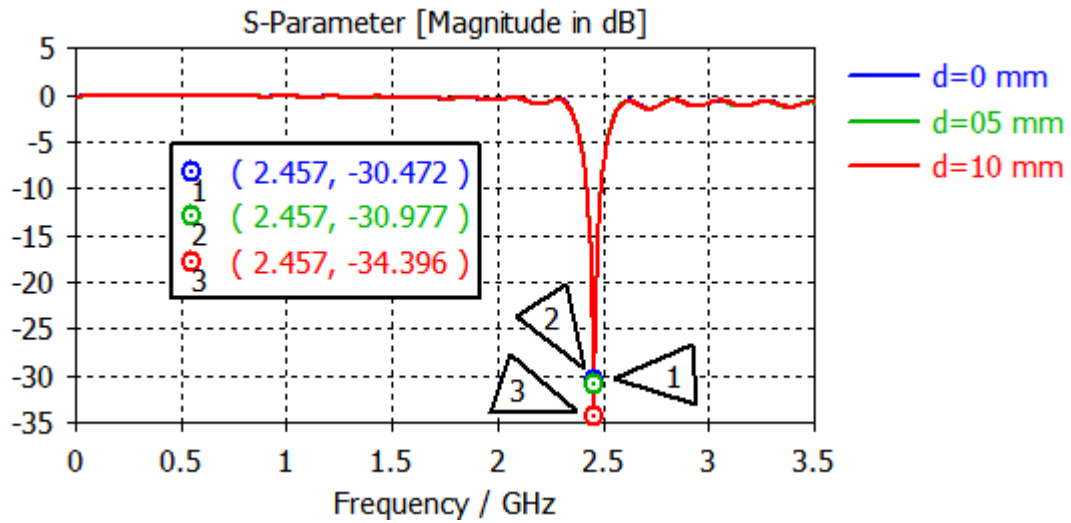
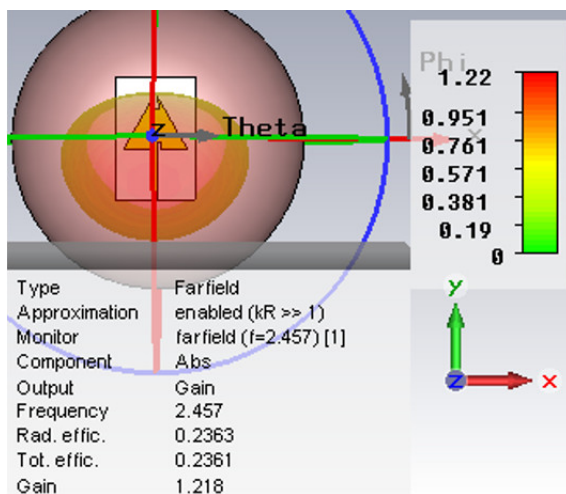


FIGURE 3.27 – Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 02

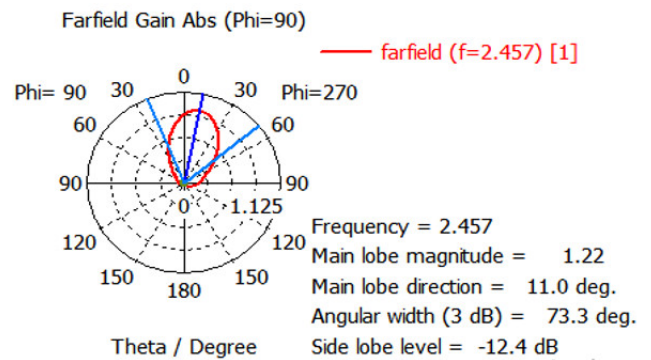
D’après la figure 3.27, S11et diminué de -34.40 à -30.47 dB ce qui montre que l’énergie est absorbé par la tumeur.

2. Le gain

Les figures 3.28 3.29 3.30 représentent le gain pour les distances 0 mm, 5 mm et 10mm :

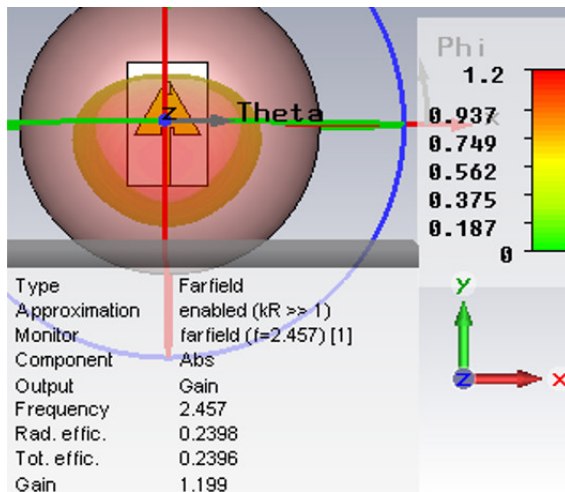


(a)

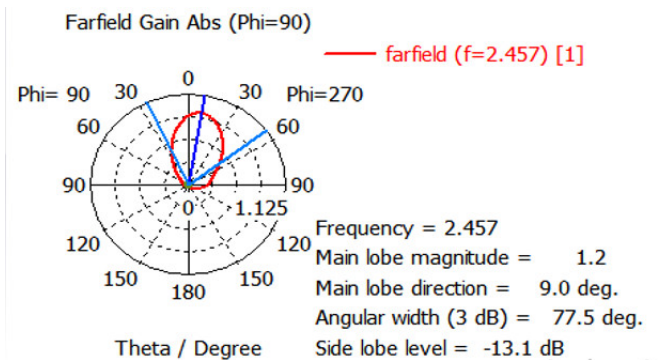


(b)

FIGURE 3.28 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm

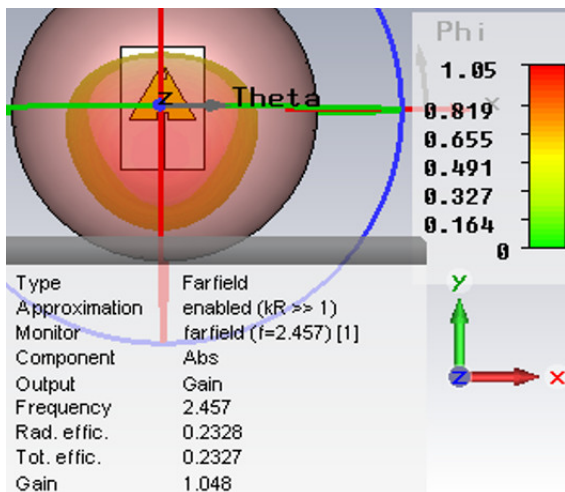


(a)

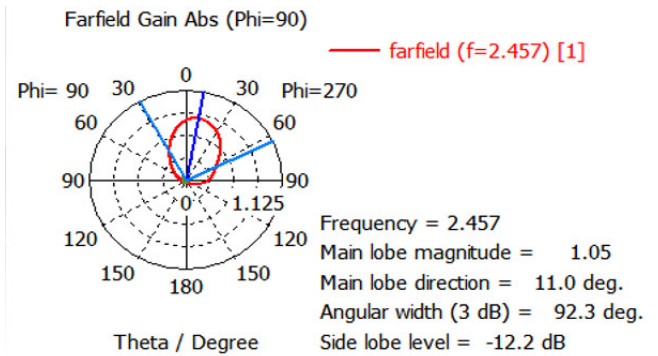


(b)

FIGURE 3.29 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec $d=5$ mm



(a)



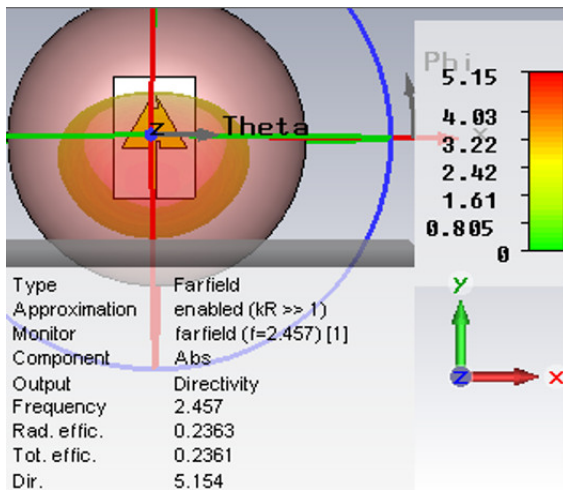
(b)

FIGURE 3.30 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec $d=10$ mm

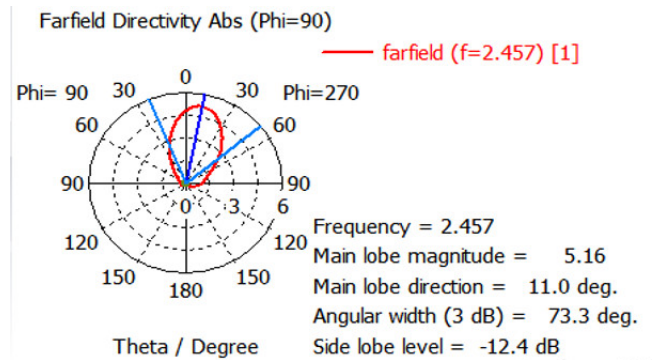
Les valeurs de gain obtenu sont de 1.21, 1.19, 1.04 dB avec les distances 0, 5 et 10mm.

3. La directivité

Les figures 3.31 3.32 3.33 représente la directivité de l'antenne pour dans les distances 0mm et 5mm, 10mm :

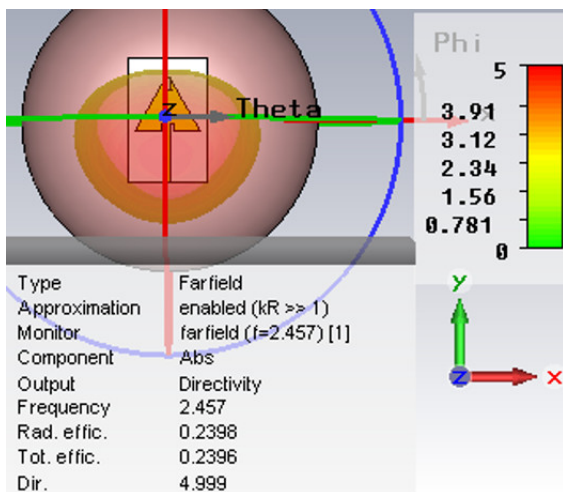


(a)

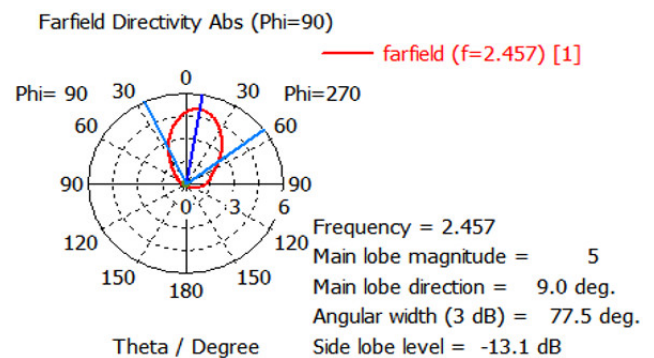


(b)

FIGURE 3.31 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=0$ mm

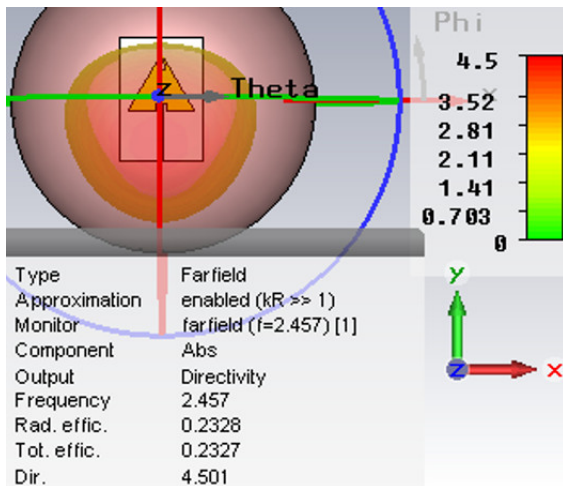


(a)

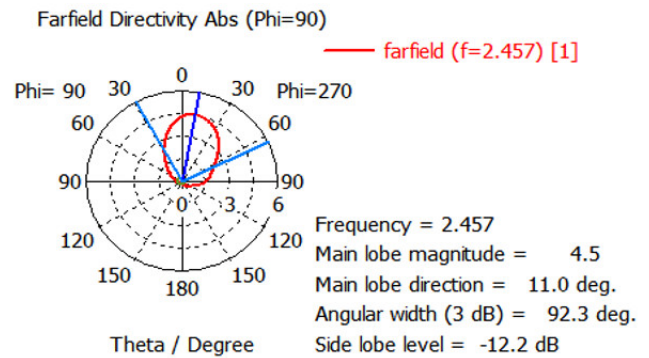


(b)

FIGURE 3.32 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=5$ mm



(a)



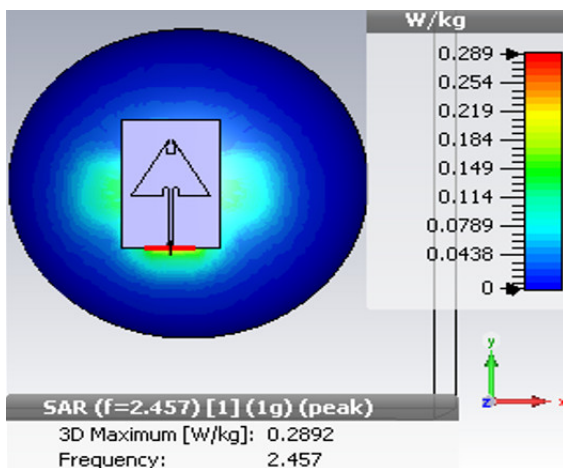
(b)

FIGURE 3.33 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm

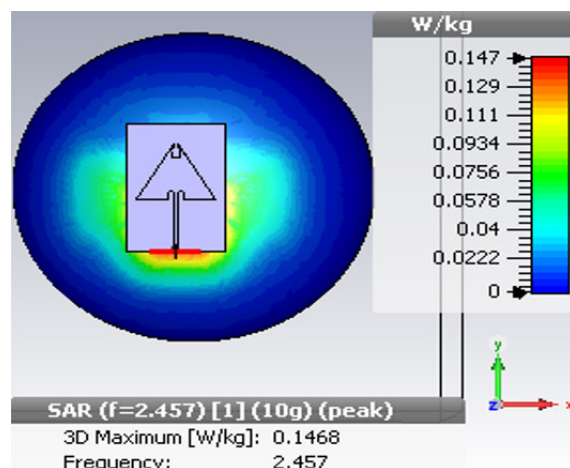
Les valeurs de la directivité obtenue sont de 4.5, 4.99.15dB.

4. SAR

Les figurent 3.34 3.35 3.36 représentent la valeur du SAR pour 1g et 10g aux différentes distances (0 mm,5 mm et 10mm) de l'antenne par rapport au modèle du sein.



(a)



(b)

FIGURE 3.34 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=0 mm.

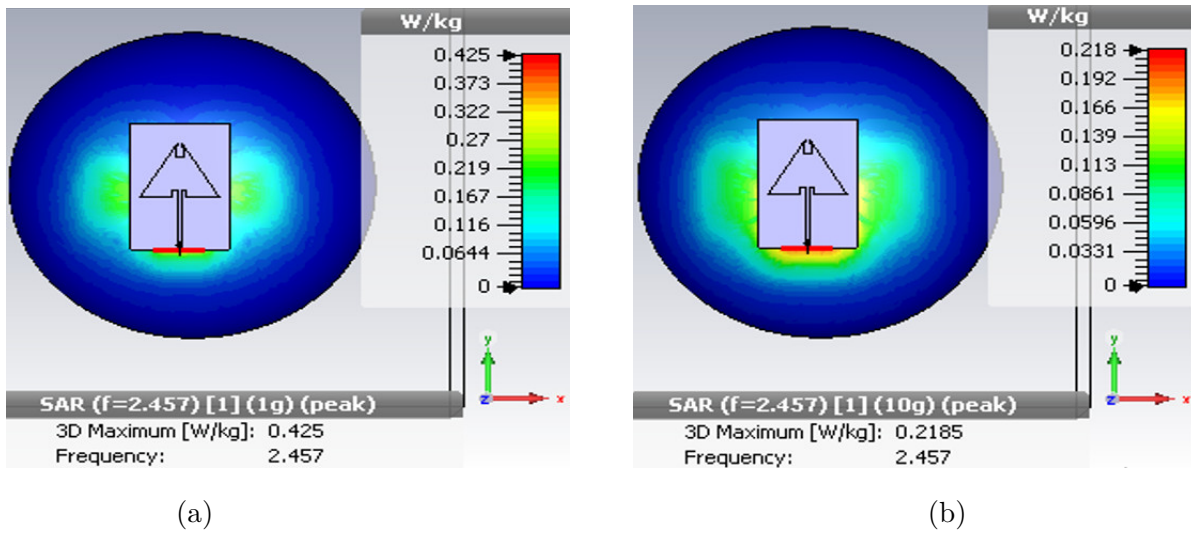


FIGURE 3.35 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm.

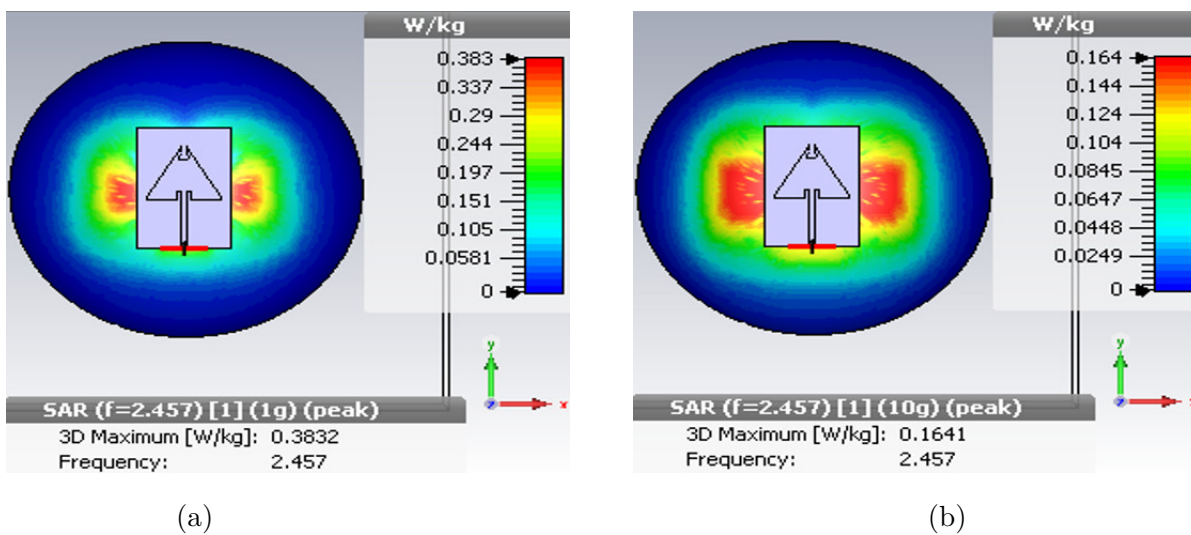


FIGURE 3.36 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=10 mm.

On remarque dans tous les cas ($d=0$ mm, $d=5$ mm, $d=10$ mm) la valeur de SAR pour 1g et inférieure à 1,6 W/Kg et pour 10g et inférieure à 2 W/Kg tel qu'il est résumé sur le tableau 3.9 :

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Stade 02(40mm)	d=0mm	2.457	-30.47	1.218	5.154	0.2892	0.1468
	d=5mm	2.457	-30.97	1.199	4.999	0.425	0.2185
	d=10	2.457	-34.4	1.048	4.501	0.3832	0.1641

TABLE 3.9 – Les résultats de simulation modèle 1 du sein stade 02

3.5.5 Modèle 2 du sein (rectangulaire)

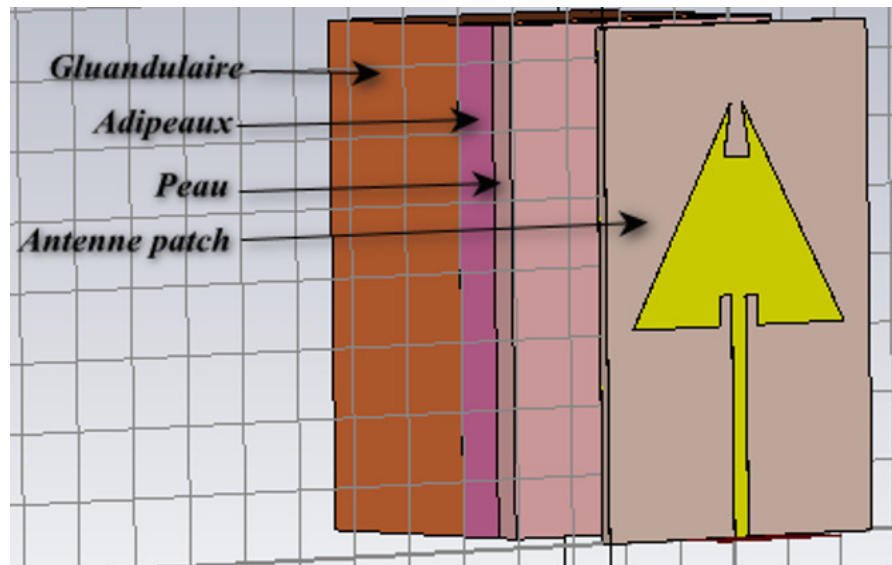


FIGURE 3.37 – Antenne avec modèle 2 du sein .

Dans cette partie nous allons insérer l’antenne proposée avec le modèle 2 du sein (rectangulaire) comme le montre la figure 3.37.

3.5.5.1 Résultat de simulation de l’antenne patch avec le modèle 2

1. Coefficient de réflexion

La figure 3.38 montre le coefficient de réflexion S11 de l’antenne lorsqu’elle est associée au modèle 1 de sein :

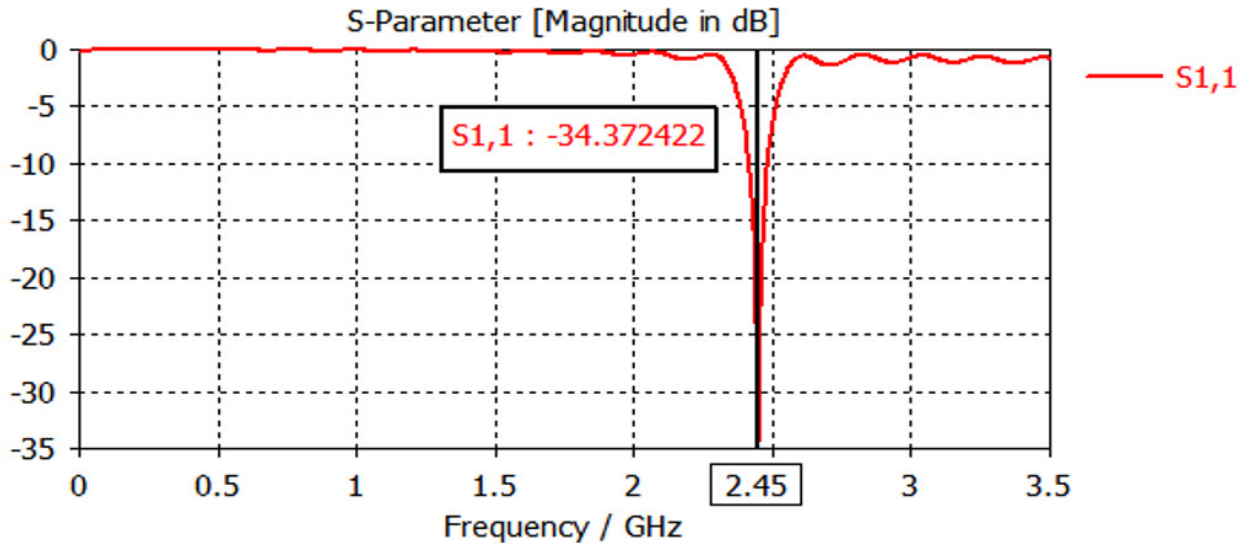
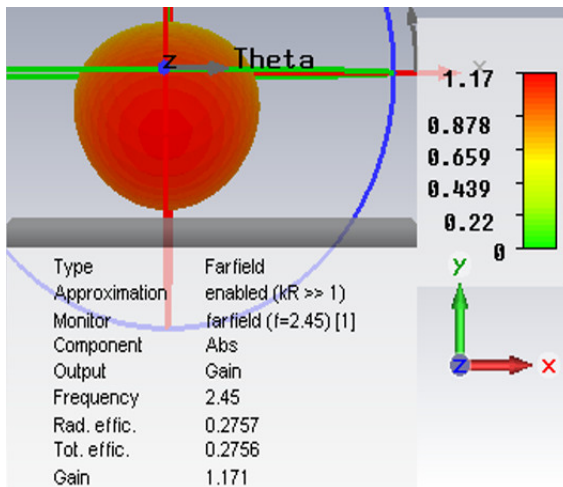


FIGURE 3.38 – Coefficient de réflexion S11 d’antenne avec modèle 2 du sein

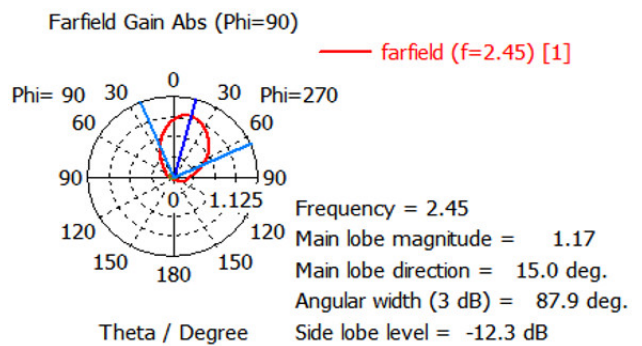
La figure présente une valeur s11 de -34,37 à la fréquence 2.45 GHz. L’antenne est adaptée aux applications médicales.

2. Le gain

La figure 3.39 illustre la valeur du gain de l’antenne avec le modèle de sein dans le cas normal.



(a)



(b)

FIGURE 3.39 – Le gain (a) en 3d (b) polaire .

La figure 3.39 donne une valeur du gain 1.17 dBi avec angle d’ouverture de 87.9

degrés.

3. La directivité

La figure 3.40 représente la valeur de la directivité de l'antenne avec le modèle 2 de sein :

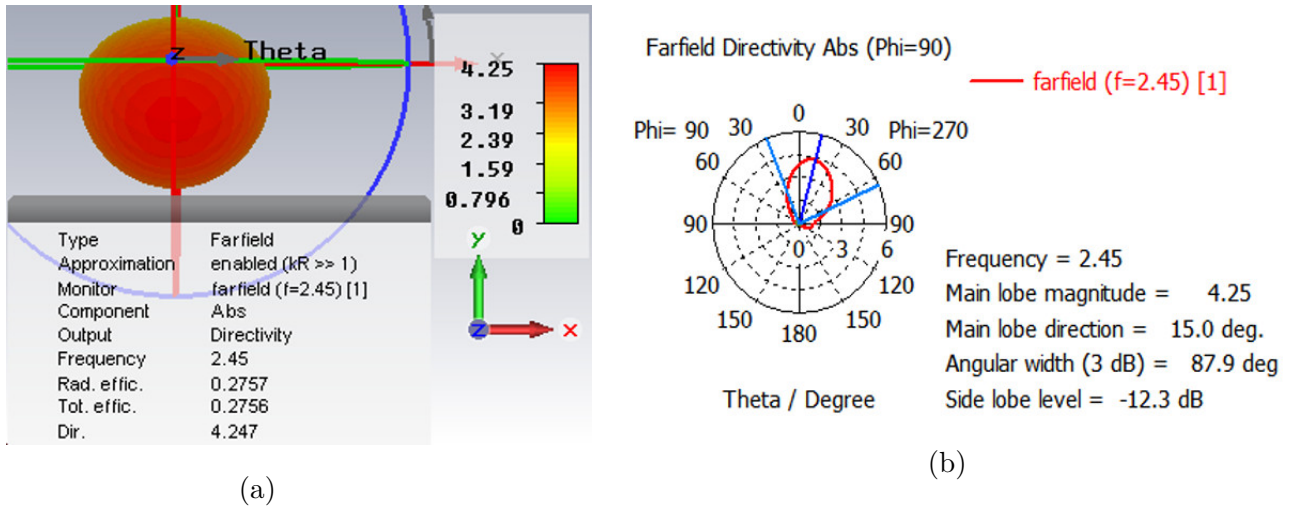


FIGURE 3.40 – La directivité (a) en 3d (b) polaire .

La figure 3.40 donne une valeur de directivité de 4.24db.

4. SAR

D'après la Fédéral Communications Commission (FCC), pour prévenir les conséquences néfastes sur le corps humain, il est nécessaire que la valeur maximale du SAR dans un cube de tissu de 1 g soit inférieure à 1,6 W/Kg, tandis que la valeur maximale du SAR pour 10 g de tissu soit inférieure à 2 W/Kg. La figure 3.41 montre les résultats du SAR de l'antenne avec modèle 2 du sein :

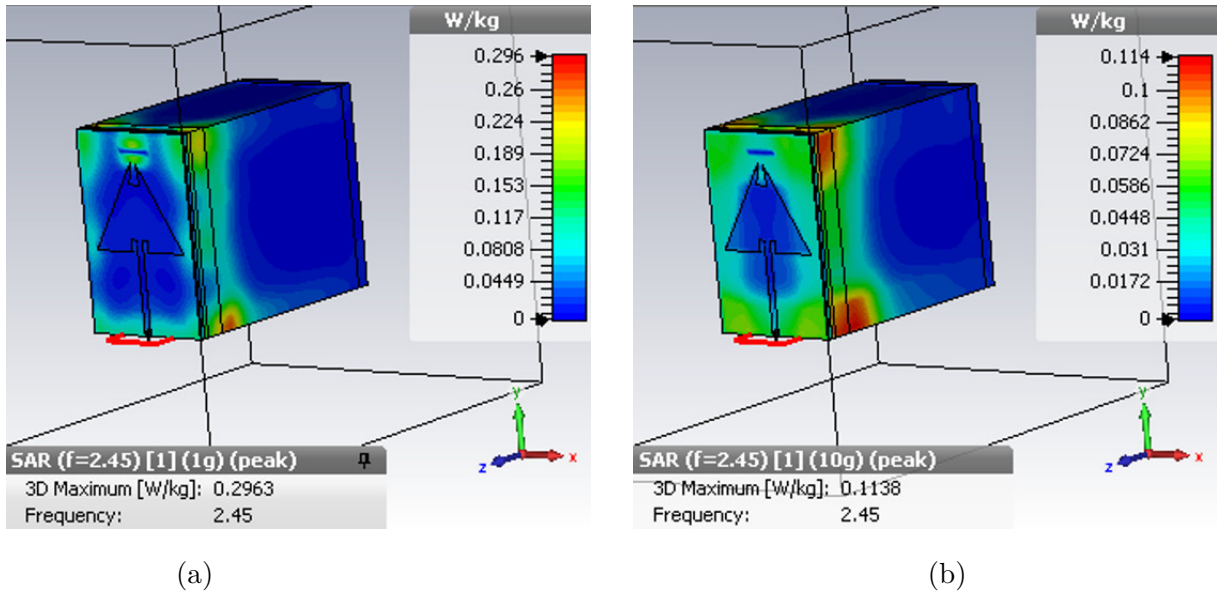


FIGURE 3.41 – Calcul du SAR (a) pour 1 g ; (b) pour 10 g modèle 2 du sein.

La valeur du SAR est de 0.29 W/Kg pour 1g et 0.11 W/Kg pour 10g, alors notre antenne est entièrement compatible avec les tissus biologiques en raison de sa petite taille et répond au débit d'absorption spécifique (SAR) afin d'éviter un échauffement dangereux.

3.5.6 Résumé des résultats de simulation de l'antenne avec modèle 2 du sein sans tumeur

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Sans tumeur	0	2.45	-34.37	1,171	4,247	0,2963	0,1138

TABLE 3.10 – Résultat de simulation

3.6 Antenne triangulaire avec l'insertion de la tumeur sur le modèle 2 du sein

Nous allons insérer une tumeur dans le premier modèle du sein, nous allons utiliser une tumeur de rayon égale à :20 mm (stade 01), 40 mm (stade 02); les résultats sont présentés dans la section suivante :

3.6.1 Stade 01 (tumeur=20 mm)

La figure 3.42 montre l'insertion de la tumeur de 20mm dans le sein, nous allons faire varié la distance de l'antenne par rapport au modèle 2 du sein afin d'obtenir les meilleurs performances de l'antenne :

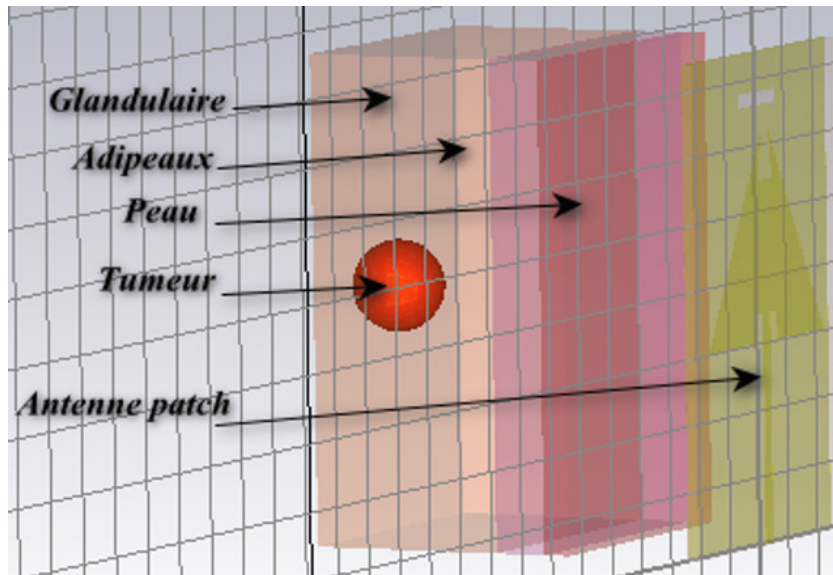


FIGURE 3.42 – Insertion de la tumeur sur le modèle 2 du sein (stade 01).

3.6.2 Résultat de simulation

1. Coefficient de réflexion

La figure 3.43 représente le coefficient de réflexion S11 :

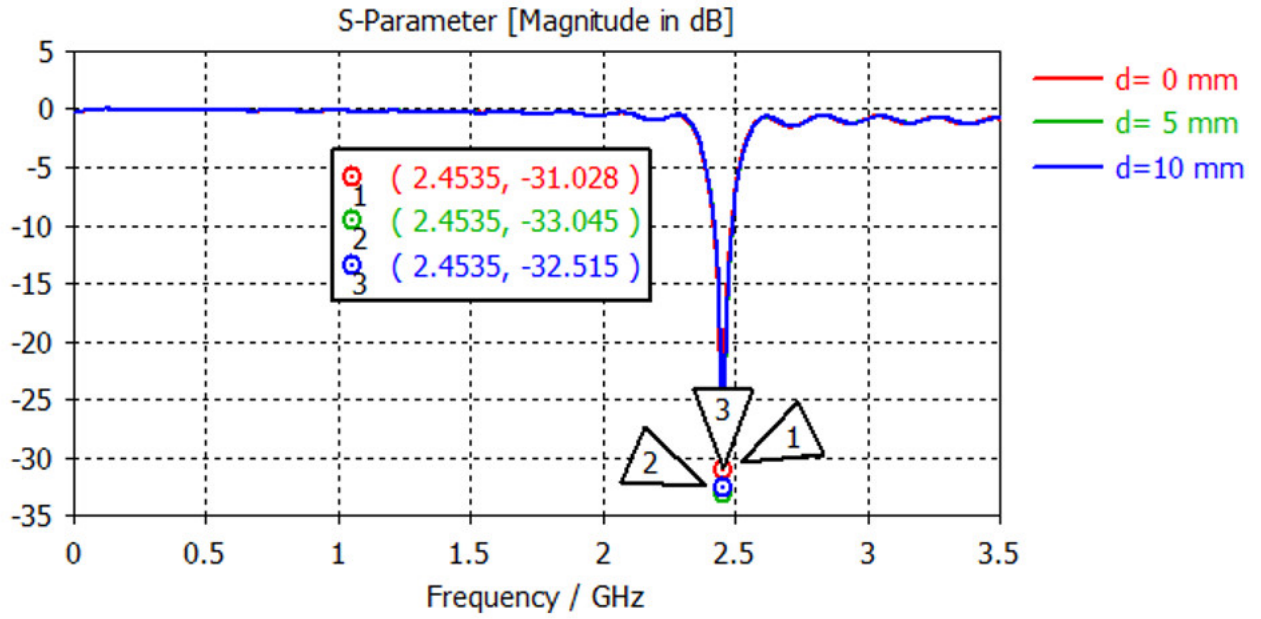
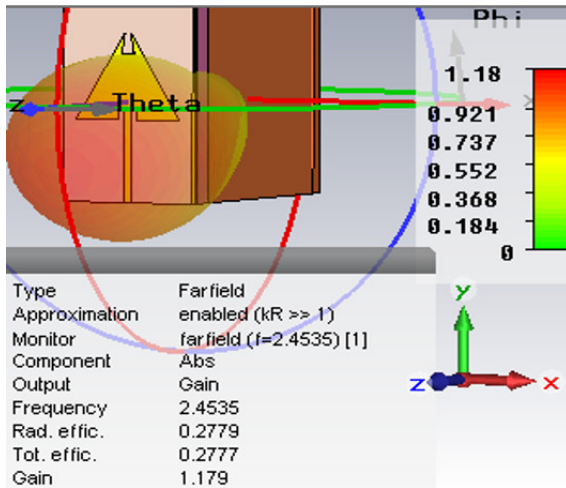


FIGURE 3.43 – Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 01

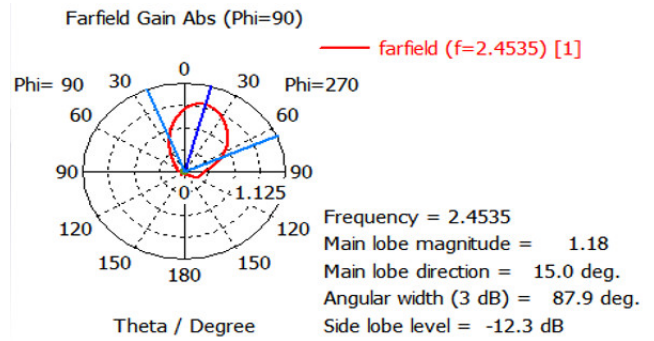
D'après la figure 3.43, le S11 S11et diminué de -31.02 à -32.51 dB ce qui montre que l'énergie est absorbé par la tumeur.

2. Le gain

Les figures 3.44 3.45 3.46 représentent le gain pour les distances 0 mm et 5 mm, 10 mm

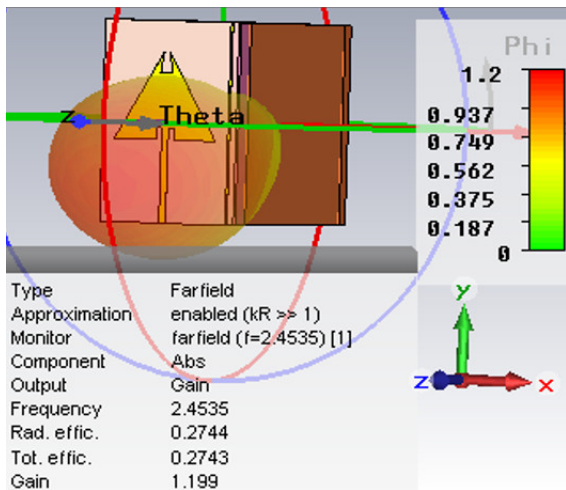


(a)

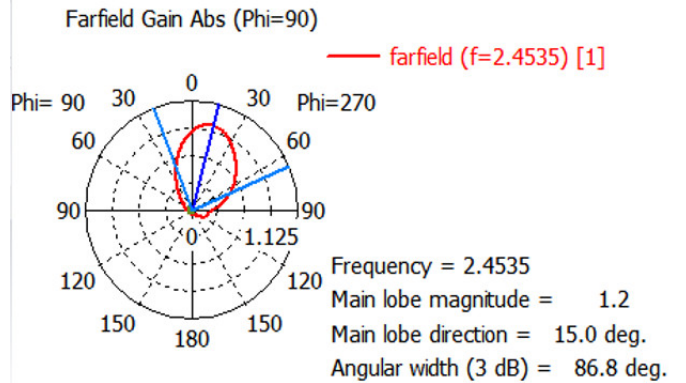


(b)

FIGURE 3.44 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm

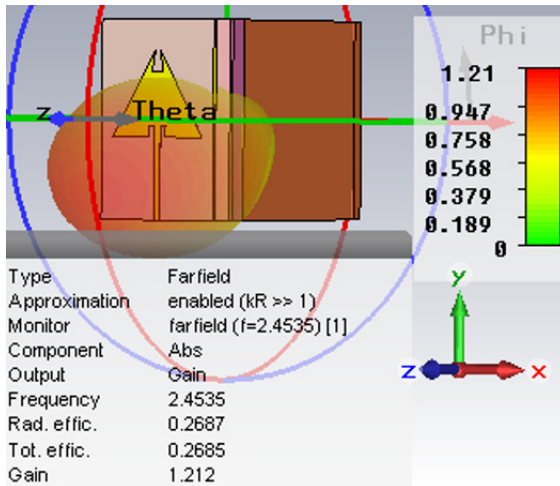


(a)

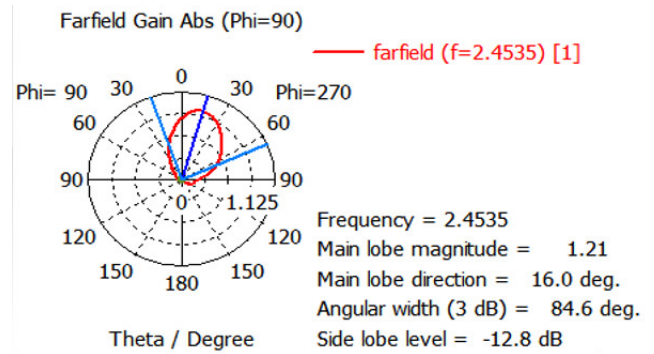


(b)

FIGURE 3.45 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm



(a)



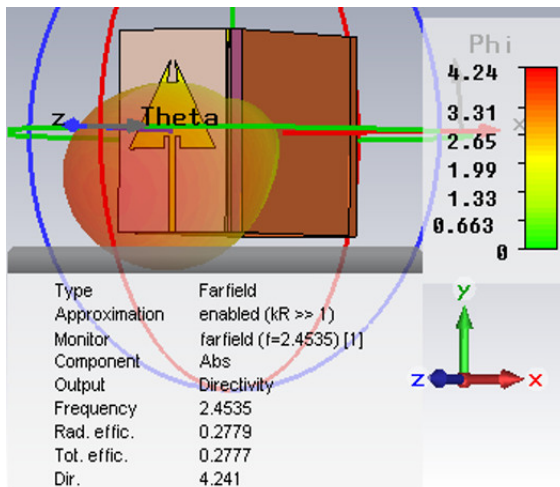
(b)

FIGURE 3.46 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm

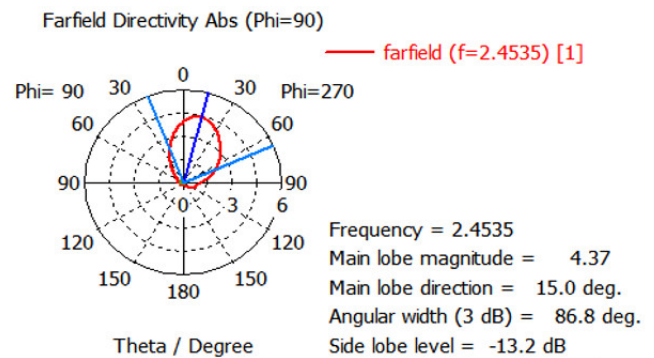
Les valeurs de gain obtenu sont de 1.17, 1.19, 1.21dB.

3. La directivité

Les figures 3.47 3.48 3.49 représente la directivité de l'antenne pour pour les distances 0mm et 5mm, 10mm.

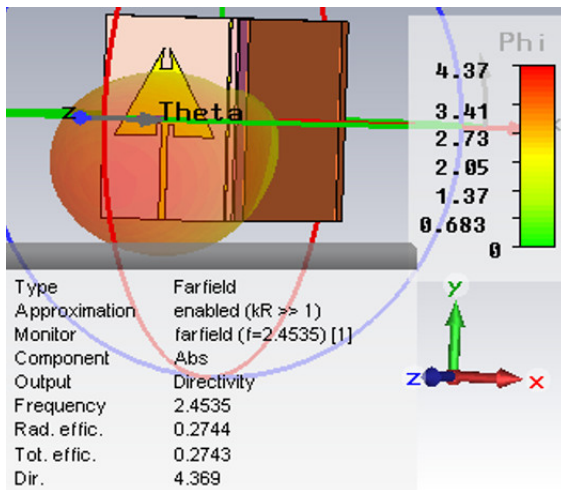


(a)

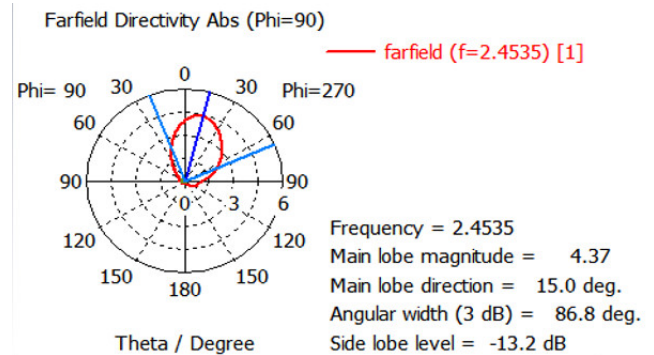


(b)

FIGURE 3.47 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm

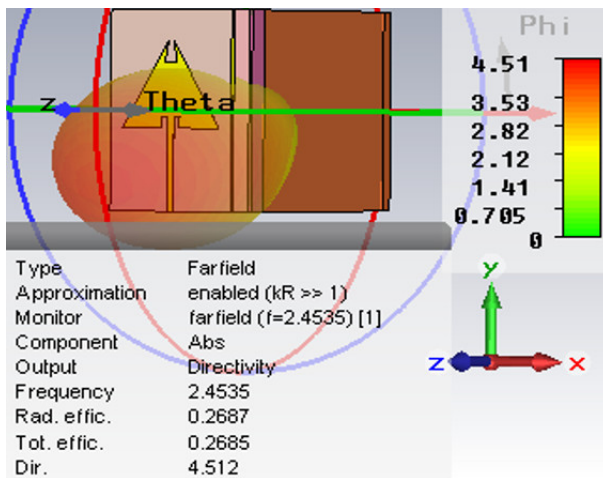


(a)

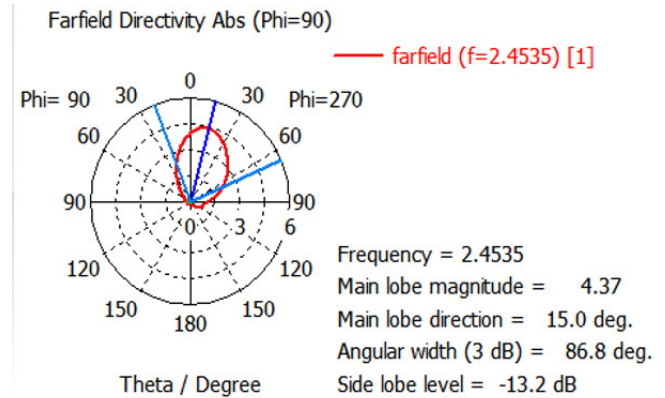


(b)

FIGURE 3.48 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=5$ mm



(a)

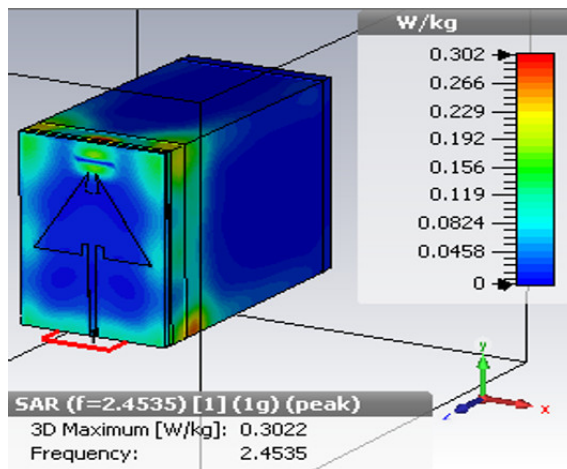


(b)

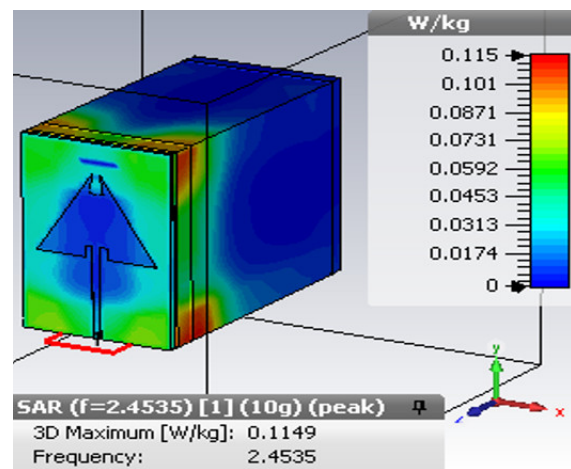
FIGURE 3.49 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=10$ mm

Les valeurs de la directivité obtenue sont de 4.24, 4.36, 4.51dB.

4. **SAR** Les figurent 3.50 3.51 3.52 représentent la valeur du SAR pour 1g et 10g aux différentes distances (0 mm,5 mm et 10mm) de l'antenne par rapport au modèle du sein.

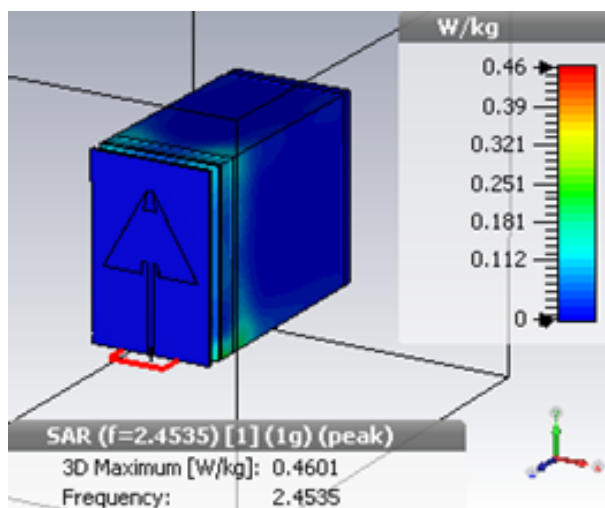


(a)

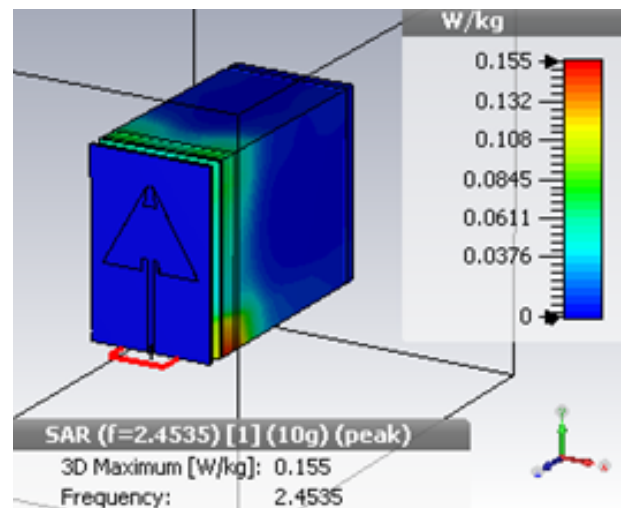


(b)

FIGURE 3.50 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=0 mm



(a)



(b)

FIGURE 3.51 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm

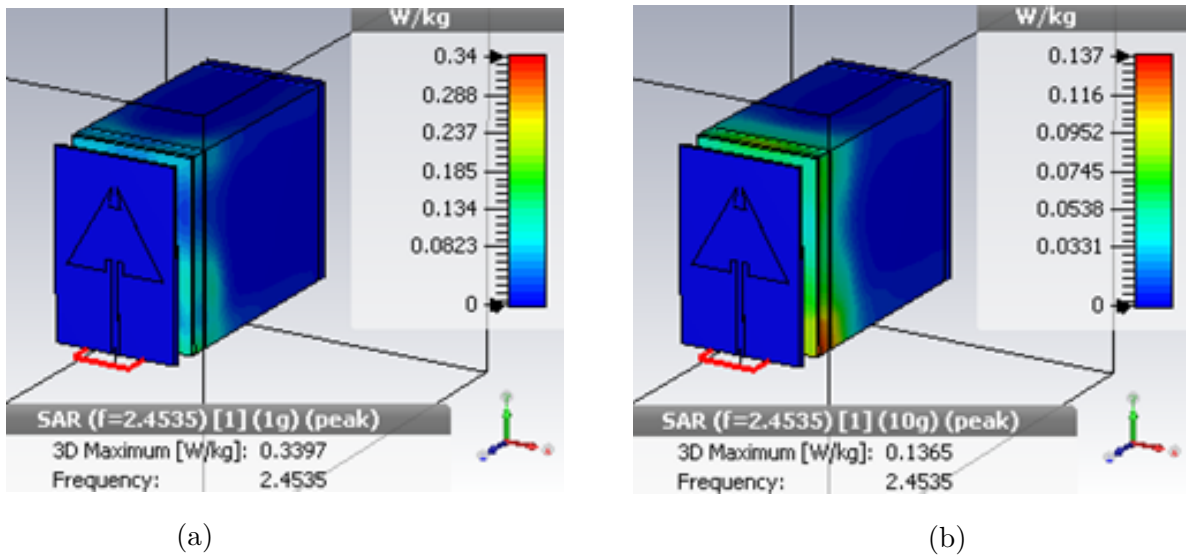


FIGURE 3.52 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec $d=10$ mm

On remarque dans tous les cas ($d=0$ mm, $d=5$ mm, $d=10$ mm) la valeur de SAR pour 1g et inférieure à 1,6 W/Kg et pour 10g et inférieure à 2 W/Kg tel qu'il est résumé sur le tableau 3.11 :

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Stade 01(20mm)	$d=0$ mm	2.4535	-31.07	1.179	4.241	0.3022	0.1149
	$d=5$ mm	2.4535	-33.04	1.199	4.369	0.4601	0.155
	$d=10$ mm	2.4535	-32.51	1.212	4.512	0.3397	0.1365

TABLE 3.11 – Les résultats de simulation modèle 2 du sein stade 01

3.6.3 Stade 02 (tumeur=40 mm)

La figure 3.53 montre l'insertion de la tumeur de 40mm dans le sein, nous allons faire varier la distance de l'antenne par rapport au modèle du sein afin d'obtenir les meilleures performances de l'antenne :

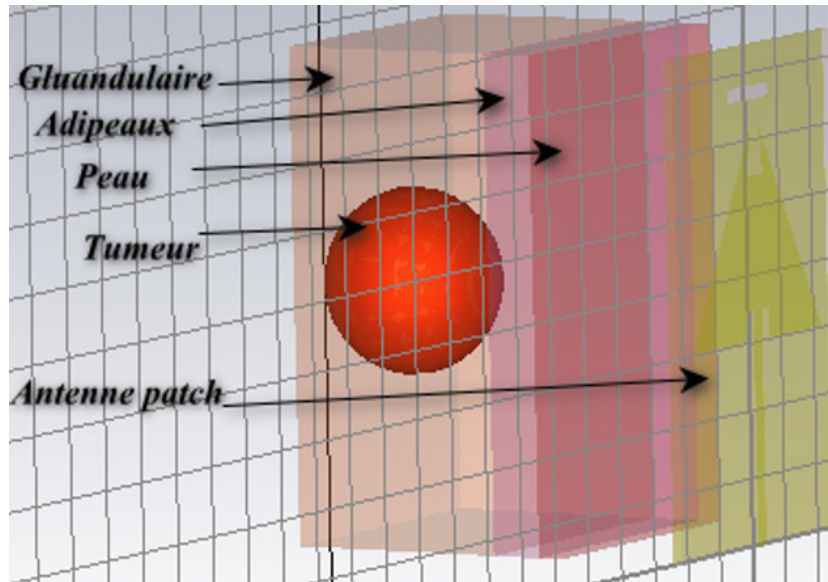


FIGURE 3.53 – Insertion de la tumeur sur le modèle 2 du sein (stade 02)

3.6.4 Résultat de simulation

1. Coefficient de réflexion

La figure 3.54 représente le coefficient de réflexion S11 :

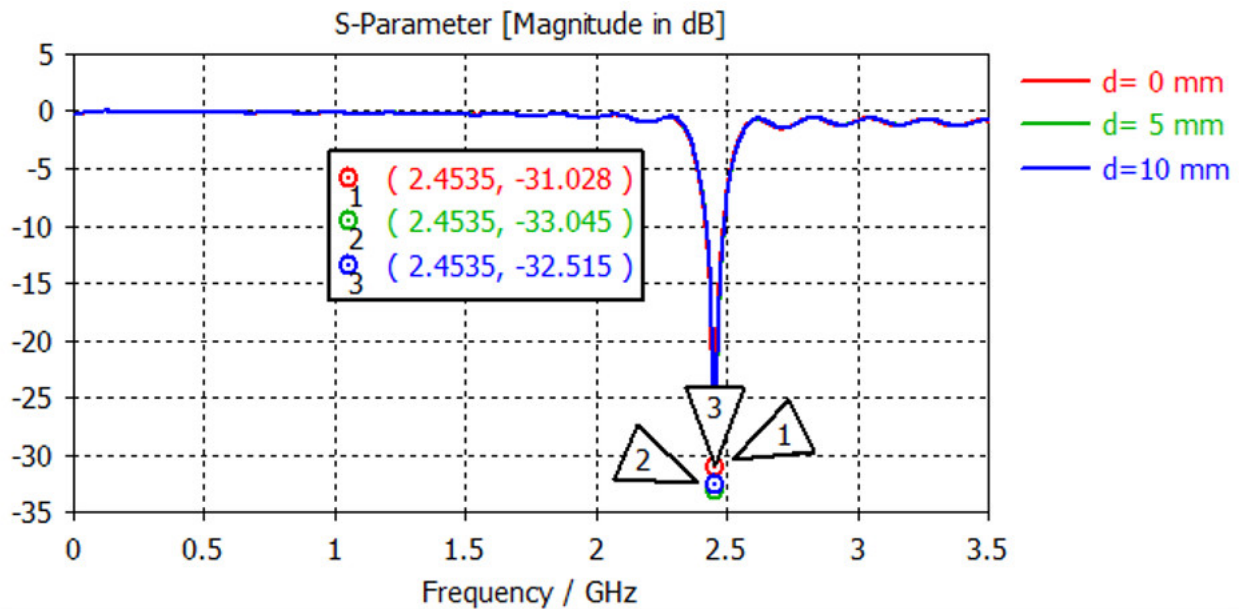
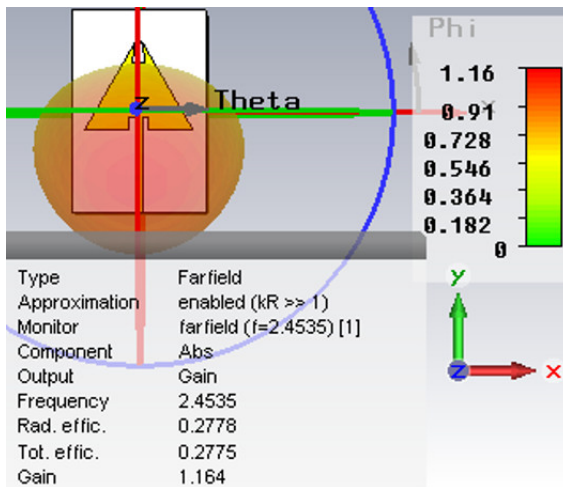


FIGURE 3.54 – Coefficient de réflexion S11 à d=0 mm, d=5 mm, d=10 mm de tumeur stade 02

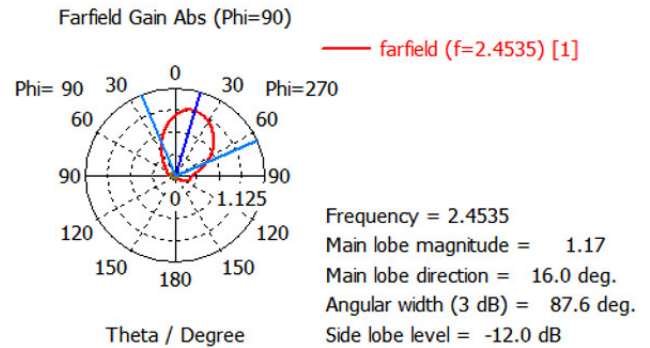
D'après la figure 3.54, S11 est diminué de -32.52 à -31.02 dB ce qui montre que l'énergie est absorbé par la tumeur.

2. Le gain

Les figures 3.55 3.56 3.57 représentent le gain pour les distances 0 mm et 5 mm, 10 mm

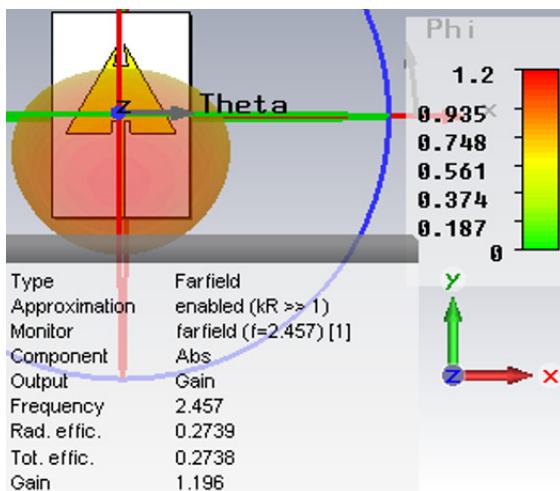


(a)

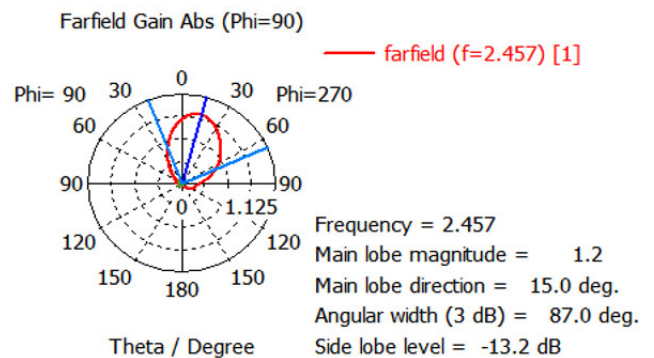


(b)

FIGURE 3.55 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm

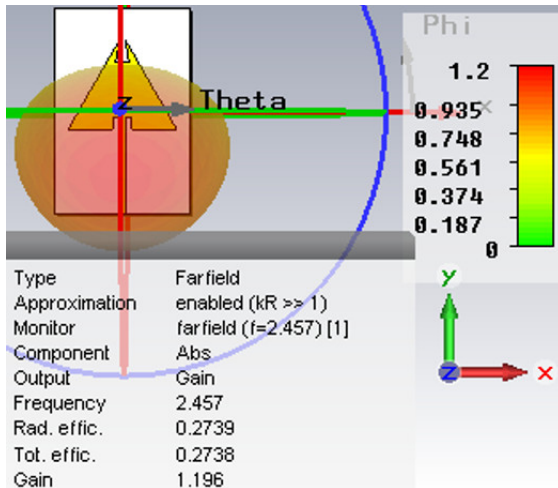


(a)

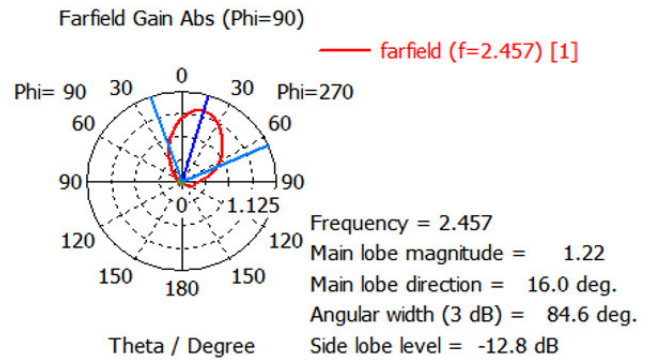


(b)

FIGURE 3.56 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=5 mm



(a)



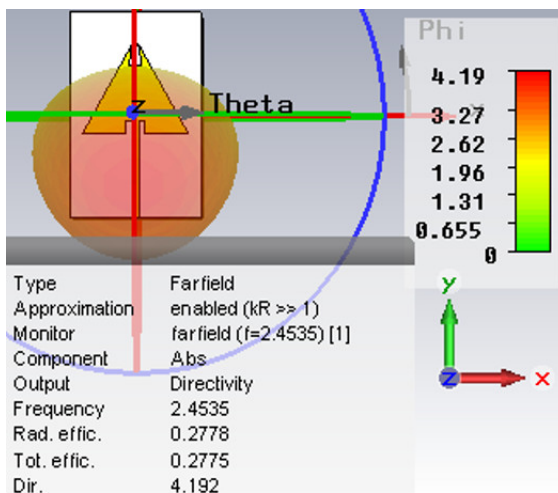
(b)

FIGURE 3.57 – Le gain (a) en 3d (b) polaire avec d=10 mm

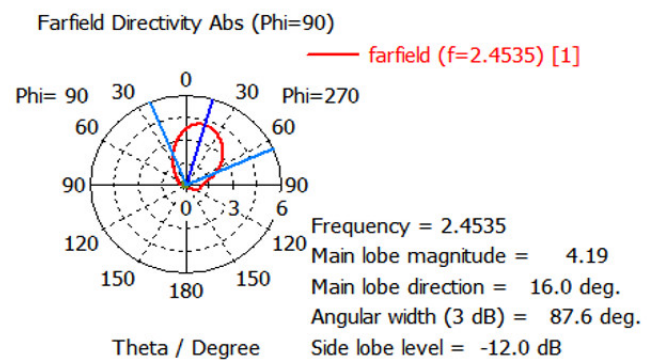
Les valeurs de gain obtenu sont de 1.16, 1.19, 1.19 dB, avec les distances 0, 5 et 10mm.

3. La directivité

Les figures 3.58 3.59 3.60 représente la directivité de l'antenne pour les distances 0mm et 5mm, 10mm.

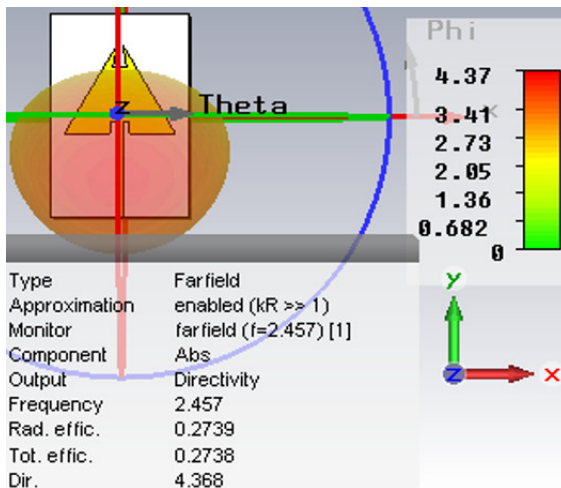


(a)

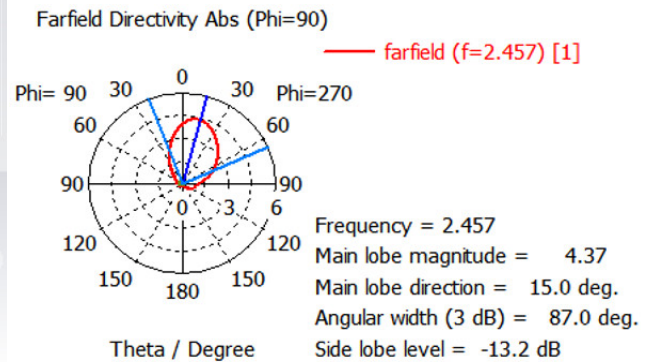


(b)

FIGURE 3.58 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec d=0 mm

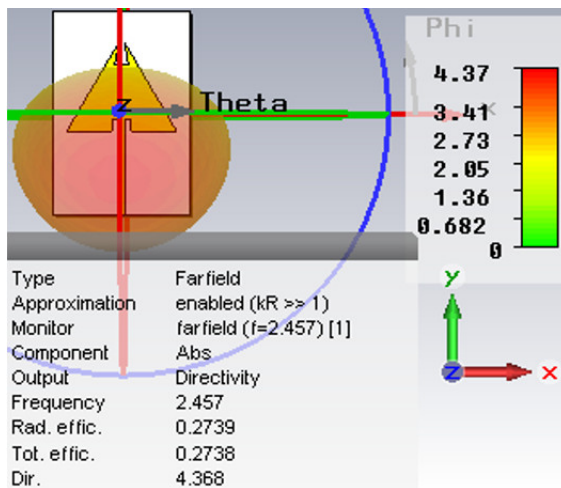


(a)

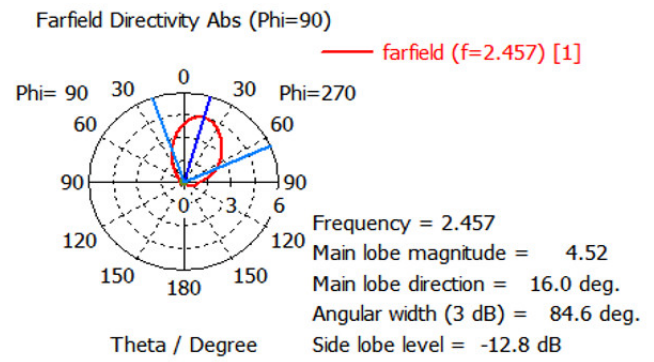


(b)

FIGURE 3.59 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=5$ mm



(a)

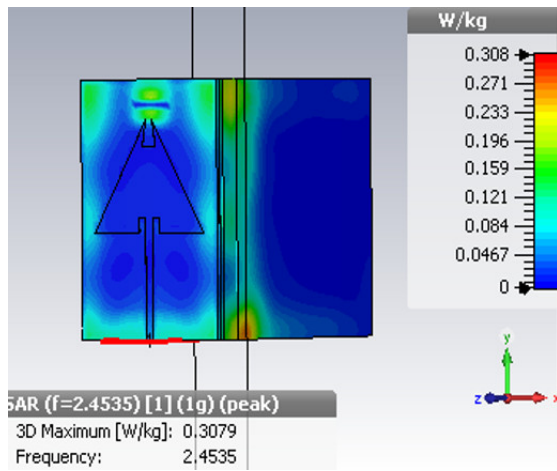


(b)

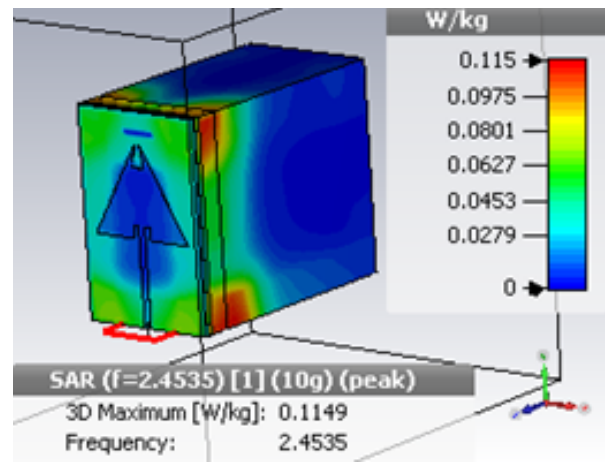
FIGURE 3.60 – La directivité (a) en 3d (b) polaire avec $d=10$ mm

Les valeurs de directivité obtenue sont de 4.19, 4.36, 4.36 dB.

4. **SAR** Les figurent 3.61 3.62 3.63 représentent la valeur du SAR pour 1g et 10g aux différentes distances (0 mm,5 mm et 10mm) de l'antenne par rapport au modèle du sein.

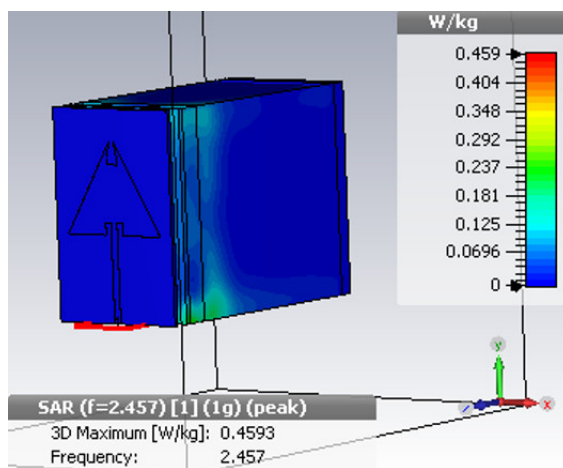


(a)

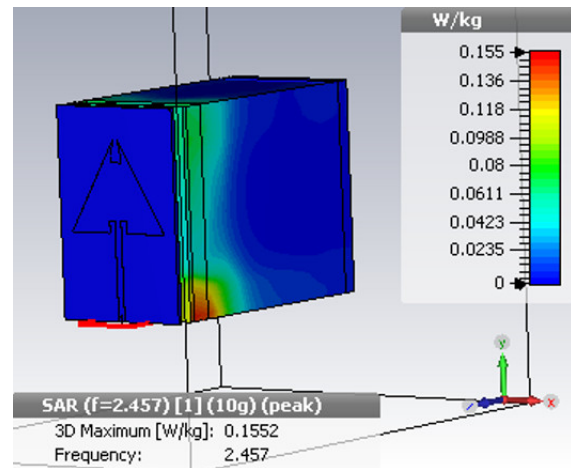


(b)

FIGURE 3.61 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=0 mm.



(a)



(b)

FIGURE 3.62 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec d=5 mm.

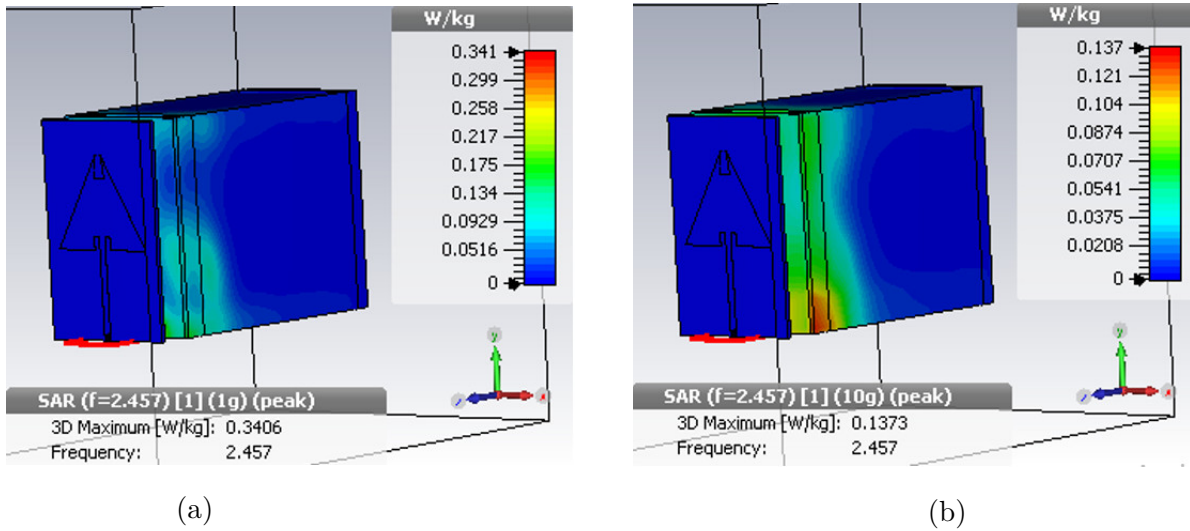


FIGURE 3.63 – SAR pour 1g (a) et 10g (b) avec $d=10$ mm.

On remarque dans tous les cas ($d=0$ mm, $d=5$ mm, $d=10$ mm) la valeur de SAR pour 1g et inférieure à 1,6 W/Kg et pour 10g et inférieure à 2 W/Kg tel qu'il est résumé sur le tableau 3.12 :

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Stade 02(40mm)	$d=0$ mm	2.4535	-29.81	1.164	4.192	0.3079	0.1149
	$d=5$ mm	2.457	-33.91	1.196	4.368	0.4593	0.1552
	$d=10$ mm	2.457	-32.47	1.218	4.514	0.3406	0.1373

TABLE 3.12 – Les résultats de simulation modèle 2 du sein stade 02

3.7 Résumé des résultats de simulations

Nous allons présenter dans les tableaux III.13 et III.14 tous les résultats de simulation obtenue dans notre travail.

3.7.1 Modèle 1 du sein (demi-sphère)

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Sans tumeur	0 mm	2.4535	-34.4	1.042	4,501	0,3808	0,1637
Stade 01(20mm)	d=0mm	2.4535	-32.18	1.214	5.157	0.2131	0.1446
	d=5mm	2.4535	-33.18	1.196	5.001	0.4171	0.2161
	d=10mm	2.4535	-34.87	1.036	4.496	0.381	0.1634
Stade 02(40mm)	d=0mm	2.457	-30.47	1.218	5.154	0.2892	0.1468
	d=5mm	2.457	-30.97	1.199	4.999	0.425	0.2185
	d=10mm	2.457	-34.4	1.048	4.501	0.3832	0.1641

TABLE 3.13 – Résultat de simulation

3.7.2 Modèle 2 du sein (rectangulaire)

	Distance (mm)	Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
						1 g	10 g
Sans tumeur	0 mm	2.45	-34.37	1,171	4,247	0,2963	0,1138
Stade 01(20mm)	d=0mm	2.4535	-31.07	1.179	4.241	0.3022	0.1149
	d=5mm	2.4535	-33.04	1.199	4.369	0.4601	0.155
	d=10mm	2.4535	-32.51	1.212	4.512	0.3397	0.1365
Stade 02(40mm)	d=0mm	2.4535	-29.81	1.164	4.192	0.3079	0.1149
	d=5mm	2.457	-33.91	1.196	4.368	0.4593	0.1552
	d=10mm	2.457	-32.47	1.218	4.514	0.3406	0.1373

TABLE 3.14 – Résultat de simulation

Nous pouvons conclure que l'antenne proposée est compatible avec les applications médicales à savoir la détection de la tumeur du sein. Nous remarquons que la meilleure valeur du SAR correspond à une distance de 0mm par rapport au sein .

3.7.3 Comparaison avec d'autres travaux de recherche

Afin de valider nos résultats des simulations, nous avons fait une comparaison avec d'autres travaux de recherche cités du tableau 3.14

			Fr (GHz)	S11 (dB)	Gain (dBi)	Directivité (dB)	SAR (W/Kg)	
							1 g	10 g
Antenne proposée	stade 1	Sans tumeur	2.45	-34.37	1,171	4,247	0,2963	0,1138
		Avec tumeur modèle 1	2.4535	-34.87	1.036	4.496	0.381	0.1637
		Avec tumeur modèle 2	2.45	-34.48	1.13	4.08	0.3065	0.127
	stade 2	Sans tumeur	2.45	-34.37	1,171	4,247	0,2963	0,1138
		Avec tumeur modèle 1	2.4535	-34.87	1.036	4.496	0.381	0.1634
		Avec tumeur modèle 2	2.4535	-29.81	1.164	4.192	0.3079	0.1149
Jahan & Kabir, 2021 [27]	Sans tumeur	2.36	-40.26	/	/	0.72	0.26	
	Avec tumeur	2.36	-39.90	/	/	0.720336	0.2661041	
Sinha et al., 2022 [46]	Sans tumeur	2.48	-49.405	/	/	/	1.184	
	Avec tumeur	2.48	-24.79	/	/	/	/	
Ishrat & Ahasan, 2021 [47]	Avec tumeur	2.36	-39.9	/	5.59	0.72	0.26	
Khiat, Kaddour 2022 [48]	Avec tumeur	5	-29.73	3.32	6.86	0.53	/	

TABLE 3.15 – Comparaison des Résultats de simulations avec d'autres travaux de recherches.

Nous pouvons conclure que l'antenne proposée est bien adaptée aux applications médicales à 2.45 GHz et plus précisément à la détection des tumeurs du sein.

3.8 Prototype et mesure de l'antenne patch Triangulaire

Nous avons fabriqué et testé notre antenne patch en forme de triangulaire dans le laboratoire de télécommunications de Tlemcen, en utilisant un analyseur de réseau VNA (23 MHz - 6200 MHz). La figure illustre les résultats des mesures, où nous avons obtenu un S11 de -18,2 dB à la fréquence de 2,451 GHz. Ces résultats concordent avec ceux des simulations, ce qui nous permet de conclure que notre antenne est prête à être intégrée dans des dispositifs micro-ondes pour la détection des tumeurs mammaires.

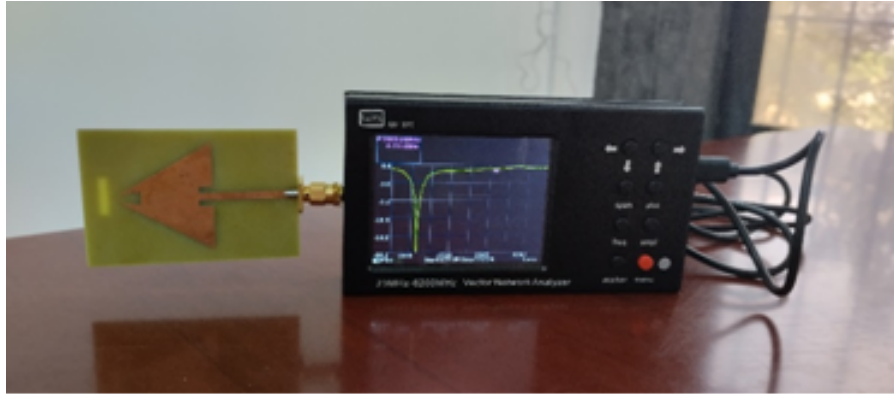


FIGURE 3.64 – Mesure de l’antenne patch triangulaire avec l’analyseur réseau

3.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conçu une antenne patch triangulaire pour la détection du cancer du sein avec SAR, nous avons insérer deux modèles de sein demie-sphérique et rectangulaire pour valider nos résultats de simulations. Le paramètre de réflexion a diminué lors de l’insertion de la tumeur aux différents stades ce qui a confirmé la présence des cellules cancéreuses, les valeurs du SAR obtenue dans les deux cas sont restées en dessous des limites de sécurité, cette avancée pourrait améliorer les méthodes de dépistage du cancer du sein, offrant une technique non invasive, fiable et efficace. L’antenne patch triangulaire peut être facilement intégrée dans des dispositifs portables pour la détection du cancer du sein.

Conclusion générale

Conclusion générale

La conception d'une antenne patch triangulaire intégrée dans des dispositifs portables tels que des soutien-gorge représente une avancée prometteuse dans le dépistage du cancer du sein. Cette approche utilise des micro-ondes à 2,45 GHz pour détecter les tumeurs mammaires, offrant une méthode non invasive, pratique et potentiellement plus confortable pour les patientes. Deux modèles de fantômes de sein, un sphérique et un rectangulaire, ont été créés à l'aide du logiciel CST Software pour simuler les conditions réelles avec l'intégration de l'antenne patch. Cette dernière doit être optimisée pour garantir une détection précise tout en maintenant le Débit d'Absorption Spécifique (SAR) en dessous des limites de sécurité, assurant ainsi la sûreté et le confort des patientes. Les résultats des simulations ont montré que l'antenne patch triangulaire peut détecter efficacement les tumeurs mammaires en utilisant des micro-ondes, les mesures de SAR sont restées en dessous des limites de sécurité, garantissant que la technique est sûre pour les patientes. En intégrant l'antenne dans un soutien-gorge, le dispositif est discret et confortable à porter, permettant une utilisation régulière et pratique.

En perspectives de ce travail, nous visons à utiliser des antennes avec des substrats plus flexibles pour assurer le confort des patientes lors de la portée des soutiens gorges, ce qui est crucial pour des examens fréquents et non invasifs. Les dispositifs doivent s'adapter aux contours du sein pour assurer un contact optimal entre les antennes et la surface de la peau, ce qui améliore la qualité des signaux reçus. La flexibilité permet des designs plus compacts et ergonomiques, rendant les dispositifs plus pratiques à utiliser et à transporter.

Bibliographie

- [1] Linda Djouablia and A Benghalia. Contribution a l'étude des structures microbandes rayonnantes par la méthode des moments application a la forme triangulaire. 2012.
- [2] Maroua CHOUHBANE. Etude et conception d'une antenne reconfigurable en fréquence et en diagramme de rayonnement. 2021.
- [3] Mourad Hassad. *Modélisation d'une antenne patch réalisée sur un substrat a tenseurs de permittivité et de perméabilité diagonaux*. PhD thesis, Université de Batna 2, 2009.
- [4] Mokeddem Mostafa Hamad Amara. Analyse des performances d'antennes pour les communications ultra large bande. *UNIVERSITE D'EL-OUED*, 2016.
- [5] Ahmed Benomar. *Etude des Antennes à Résonateurs Diélectriques. : Application aux Réseaux de Télécommunications*. PhD thesis, Limoges, 2015.
- [6] Athman Chergui. Conception d'antennes imprimées pour identification radio fréquence (rfid) dans le domaine médical, 2018.
- [7] Mokeddem Mostafa Hamad Amara. Analyse des performances d'antennes pour les communications ultra large bande. *UNIVERSITE D'EL-OUED*, 2016.
- [8] Djihene Gherbi. Etude et conception d'une antenne reconfigurable en utilisant des composants actifs. 2023.
- [9] Maroua CHOUHBANE. Etude et conception d'une antenne reconfigurable en fréquence et en diagramme de rayonnement. 2021.

- [10] Zakia Nouiri and Mouna Terki. Conception d'une antenne microruban reconfigurable à base de diode pin et des structures ebg. Master's thesis, Université Mohamed Boudiaf, M'SILA, 2019. Master Académique systèmes de télécommunication.
- [11] Atti Bakouche and Magdouda Mekaouche. L'effet des caractéristiques de l'antenne patch sur sa directivité, 2014. 20132014.
- [12] KLIBAZ Imene MOULFI Bouchra. Antenne patch pentagone multi bandes reconfigurable en fréquence pour différentes applications de télécommunications.
- [13] Anne Claire Lepage. Mooc fiche antenne v4, 2015.
- [14] Benayad Khaoula Khezazna Safa. Simulation des antennes imprimées par le logiciel cst. Master's thesis, Université Badji Mokhtar - Annaba, Annaba, 2021.
- [15] Amel and Chaima. Étude et conception d'une antenne reconfigurable pour les applications wlan actifs. Mémoire de master, Université Mohamed Boudiaf - M'Sila, M'Sila, 2010.
- [16] DJABRI CHERGUI. *CONCEPTION D'UNE ANTENNE PATCH RECTANGULAIRE A DOUBLE BANDE AVEC LA STRUCTURE A DEFAUT DANS LE PLAN DE MASSE (DGS)*. PhD thesis, 2021.
- [17] Abla Behèoul and A Benghalia. Contribution à l'étude des antennes microstrip supra-conducteur de forme triangulaire. 2010.
- [18] Tine-hinane, Melihi Souhila, and Fengal. Antenne de téléphonie mobile, caractérisation et optimisation. Master's thesis, Université Abderrahmane Mira-Bejaia, Bejaia, 2016.
- [19] Amel, Haouzi, Kawther, and Kriche. Conception d'antennes imprimées miniatures. Master's thesis, Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen, Tlemcen, 2019/2020.
- [20] Ayoub, Laib Islam, and Chihi. Conception d'une antenne patch micro-ruban rectangulaire pour applications biomédicales. Master's thesis, Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj, Bordj Bou Arreridj, 2021/2022.
- [21] Abdelwahed Tribak. *Systèmes Feeders pour les Antennes de Communication par Satellite*. PhD thesis, National Institute of Posts and Telecommunications, 2017.

- [22] Cyril Luxey, Robert Staraj, Georges Kossiavas, and Albert Papiernik. *Antennes Commandées Électroniquement. Antennes Imprimées - Techniques et Domaines d'Applications*. [éditeur non spécifié], août 2007.
- [23] Ali, Amel Youssef, and Manel Ben. Etude et conception d'une antenne patch de gps. Master's thesis, Université de Monastir, Monastir, 2023/2024.
- [24] MOHCENE AYADI. Etude et conception d'une nouvelle antenne pour les applications de biotélémétrie sans fil. 2022.
- [25] Bouchikhi Chehrazed et al. Prédiposition héréditaire au cancer du sein et/ou de l'ovaire (a propos de 40 cas). 2016.
- [26] Mme ZAJAC Marine. *THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN PHARMACIE SPÉCIALITÉ INDUSTRIE*. PhD thesis, Toulouse Business School, 2023.
- [27] Ishrat Jahan and Ahasan Kabir. Microstrip patch antenna for breast cancer detection. In *2021 5th International Conference on Electrical Information and Communication Technology (EICT)*, pages 1–6. IEEE, 2021.
- [28] Ganesh N Sharma, Rahul Dave, Jyotsana Sanadya, Piush Sharma, and KK22247839 Sharma. Various types and management of breast cancer : an overview. *Journal of advanced pharmaceutical technology & research*, 1(2) :109–126, 2010.
- [29] DOUKHI IBTISSEM KHOUALED KHAWLA. Simulation et fabrication d'une nouvelle antenne pour la détection des tumeurs cancéreuses. 2023.
- [30] M-F Sorour. Contribution à l'étude des tumeurs irritatives bénignes et malignes produites par les bilharzies. *Annales de Parasitologie Humaine et Comparée*, 7(5) :381–398, 1929.
- [31] Philippe Debourdeau, Joseph Gligorov, Luis Teixeira, Marc Aletti, and Christine Zammit. Tumeurs cardiaques malignes. *Bull Cancer*, 91 :S136–S46, 2004.
- [32] IBTISSEM KHIAT and MOHAMMED EL-MEHDI KADDOUR. *Conception d'une antenne spirale en technologie micro-ruban pour la détection des tumeurs*. PhD thesis, 2022.
- [33] <https://www.europe1.fr/sante/depistage-du-cancer-du-sein-ces-idees-recues> 3795701. *Dépistage du cancer du sein : ces idées reçues*. PhD thesis.

- [34] <https://chirurgiefemme-paris.fr/cancer-sein/diagnostic-cancer-sein/echographie-mammaire-dans-le-diagnostic-du-cancer-du-sein/>. *QUEL EST L'INTÉRÊT DE L'ÉCHOGRAPHIE MAMMAIRE ?* PhD thesis.
- [35] A Tardivon, A Athanasiou, L Ollivier, and S Neuenschwander. Mise au point sur la place de l'irm dans le bilan initial du cancer du sein localisé. *Gynécologie obstétrique & fertilité*, 35(5) :457–463, 2007.
- [36] <https://ishh.fr/cancer-du-sein/cancer-du-sein-li-r-m-un-examen-cle-dans-la-strategie-therapeutique/>. *CANCER DU SEIN : L'I.R.M., UN EXAMEN CLÉ DANS LA STRATÉGIE THÉRAPEUTIQUE*. PhD thesis.
- [37] Laurent Collet, Michel Durampart, Laurent Heiser, and Ludovic Picard. Enjeux expérimentaux de l'utilisation de l'ia en anatomopathologie. *Communiquer. Revue de communication sociale et publique*, (33) :26–44, 2021.
- [38] Cancer du sein : une intelligence artificielle pourra aider au diagnostic.
- [39] Wassila SEKKAL. *Imagerie micro onde pour la détection et la localisation du cancer du sein. Application d'une approche neuronale*. PhD thesis, Université de Tlemcen-Abou Bekr Belkaid.
- [40] Djamel HABI. *Détection d'objets enfouis par imagerie microondes*. PhD thesis, Université de Tlemcen-Abou Bekr Belkaid.
- [41] <https://www.lespecialiste.be/fr/actualites/e-health/un-nouveau-dispositif-portable-pour-une-detection-precoce-du-cancer-du-sein.html>. *Un dispositif portable pour une détection précoce du cancer du sein*. PhD thesis.
- [42] Leonardo Gouvêa e Silva Fortaleza. Narrowband rf system with flexible antennas for breast cancer detection. 2023.
- [43] IBTISSEM KHIAT and MOHAMMED EL-MEHDI KADDOUR. *Conception d'une antenne spirale en technologie micro-ruban pour la détection des tumeurs*. PhD thesis, 2022.
- [44] Abdul Rashid O Mumi, R Alias, Jiwa Abdullah, Samsul Haimi Dahlan, and Jawad Ali. Assessment of electromagnetic absorption towards human head using specific absorption rate. *Bulletin of Electrical Engineering and Informatics*, 7(4) :657–664, 2018.

- [45] Emitech. Mesures das, 2023.
- [46] Kaushlendra Sharma, Rajesh Doriya, Saroj Kumar Pandey, Ankit Kumar, GR Sinha, and Pankaj Dadheech. Real-time survivor detection system in sar missions using robots. *Drones*, 6(8) :219, 2022.
- [47] Ishrat Jahan and Ahasan Kabir. Microstrip patch antenna for breast cancer detection. In *2021 5th International Conference on Electrical Information and Communication Technology (EICT)*, pages 1–6. IEEE, 2021.
- [48] IBTISSEM KHIAT and MOHAMMED EL-MEHDI KADDOUR. *Conception d’une antenne spirale en technologie micro-ruban pour la détection des tumeurs*. PhD thesis, 2022.
- [49] Alex Belarbi. Examen probatoire en électronique, sep 2003.
- [50] <https://www.radiologie.fr/pratiques-professionnelles/sfr-actu/ia-et-depistage-du-cancer-du-sein-pistes>. *IA et dépistage du cancer du sein - Quelles pistes?* PhD thesis.