

## Évaluation d'une Antenne Patch Micro-ruban pour la Détection des Tumeurs du Sein

### [ Evaluation of a microstrip patch antenna for Breast Tumor Detection ]

*Radouane KARLI and Hassan AMMOR*

Electronic and Communication Laboratory EMI, Mohammed V University-Agdal, UM5A, Rabat, Morocco

Copyright © 2014 ISSR Journals. This is an open access article distributed under the *Creative Commons Attribution License*, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

**ABSTRACT:** The microwave imaging is explored as an imaging modality for early detection of breast cancer. When exposed to electromagnetic waves, the breast tumor has electrical properties that are substantially different from those of healthy breast tissue. This article describes a study for the detection of breast cancer. We examine the ability to detect tumors by a microstrip patch antenna operating at a frequency of 2.45GHz. Using a simple model in the form of a cone. This model consists of the breast skin and fat and the tumor tissues. The study is done according to several distances between the patch antenna and the model of the breast. Simulation results are presented, namely, reflection coefficient, VSWR and radiation pattern of the antenna patch and the current density in the breast skin, fatty tissue and the tumor and also the distribution of magnetic field to give us a clear insight into the concept studied.

**KEYWORDS:** Microwave imaging, breast cancer, patch antenna, tumor, tissues.

**RESUME:** L'imagerie micro-ondes est explorée comme une modalité d'imagerie pour la détection précoce du cancer du sein. Lorsqu'il est exposé à des ondes électromagnétiques, la tumeur du sein présente des propriétés électriques qui sont sensiblement différentes de celles des tissus mammaires sains. Cet article décrit une étude pour la détection du cancer du sein. Nous examinons la capacité de détection des tumeurs par une antenne patch micro-ruban opérant à une fréquence de 2.45GHz. En utilisant un simple modèle de sein sous forme de cône. Ce modèle est constitué de la peau du sein et des tissus gras ainsi que la tumeur. L'étude est faite suivant plusieurs distances entre l'antenne patch et le modèle du sein. Les résultats de simulation sont présentés, à savoir ; coefficient de réflexion, ROS et diagramme de rayonnement pour l'antenne patch, ainsi, la densité de courant dans la peau du sein, tissus gras et au niveau de la tumeur et aussi la distribution du champ magnétique permettant de nous donner un aperçu clair sur le concept étudié.

**MOTS-CLEFS:** Imagerie micro-onde, cancer du sein, Antenne patch, tumeur, tissus.

## 1 INTRODUCTION

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez la femme en particulier dans les pays développés [1]. Son incidence est estimée à plus d'un million de nouveaux cas par an dans le monde ; 22% des cancers diagnostiqués chez la femme [2]. Le cancer du sein est à l'origine de 14% des décès chez les femmes, soit plus de 370 000 décès par an dans le monde [3].

En 2000, dans le monde, les cancers du sein ont représenté environ 22% de tous les nouveaux cancers des femmes constituant le premier cancer féminin, y compris dans les pays en voie de développement. On estime qu'une femme a 10% de probabilité d'être atteinte d'un cancer du sein jusqu'à l'âge de 75ans [4].

Environ 1 sur 8 (12%) des femmes dans les Etats-Unis développeront un cancer du sein invasif au cours de leur vie. L'incidence des cancers du sein est de 4 à 10 fois plus élevée dans les pays occidentaux (États-Unis et Europe du nord principalement) en comparaison avec l'Asie et avec l'Afrique [5]. La répartition de cette pathologie dans le monde est hétérogène: certains pays ont un taux annuel standardisé au-dessus de 120 tandis que pour d'autres pays, il est inférieur à 100 [6]. En Afrique, où la situation épidémiologique est encore fortement marquée par la présence des maladies transmissibles, c'est le deuxième cancer féminin après celui du col de l'utérus. Dans les pays en voie de développement, avec plus de 70% des cancers du sein qui sont diagnostiqués aux stades III et IV, la médiane de survie après le diagnostic est inférieure à cinq ans [7].

Aux États-Unis en 2013, environ 232 340 nouveaux cas de cancer invasif du sein seront diagnostiqués chez les femmes, 64 640 nouveaux cas de carcinome in situ (CIS) seront diagnostiqués et 39 620 femmes mourront du cancer du sein [8].

Au Maroc, Entre 30 et 45 mille personnes sont affectées chaque année par le cancer du sein, soit environ 36.12% [9] et semble être le 1er cancer féminin avec une incidence de 60 à 90/100 000 femmes par an.

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

Le développement des techniques scientifiques actuelles améliore, de jour en jour, la qualité de la santé, du travail, et de la vie de l'Homme. Le domaine de la médecine en particulier a permis une amélioration considérable. Les techniques de diagnostic médical radiologique, qui permettent de visualiser l'intérieur d'un organisme de façon non évasive, sont les exemples mêmes de ce progrès scientifique [10].

La mammographie est l'examen de référence pour le dépistage et le diagnostic du cancer du sein [11]. Ses performances sont néanmoins limitées notamment quand la densité mammaire est élevée, elles sont estimées à 82% [12].

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

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

L'IRM est une technique de diagnostic médical puissante qui fournit des images tridimensionnelles et en coupe de grande précision anatomique. C'est une technique radiologique récente, non invasive et sans effets secondaires connus, basée sur le phénomène physique de résonance magnétique nucléaire (RMN) [14]. Il s'agit simplement d'observer la résonance magnétique nucléaire (RMN) des protons de l'eau contenus dans l'organisme, c'est à dire la réponse des noyaux soumis à un champ magnétique extérieur et à une excitation électromagnétique.

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

En outre, le développement des antennes patchs émetteurs-récepteurs fonctionnant à 2,45GHz est connu pour réduire les données encombrées, dans un intérêt de produire des images bien localisées ou des parties réelles et imaginaires des nombres d'ondes [15]. Les interactions entre les EM et les signaux gigahertz sont principalement à l'étude pour un contraste significatif et cohérent entre les tissus mammaires malignes et d'autres [16].

Dans cet article, nous présentons la conception et la simulation de l'imagerie du sein micro-ondes utilisant le signal à 2,54GHz dans un but de localiser et caractériser les tumeurs cachés dans les seins en utilisant des ondes électromagnétiques à des fréquences micro-ondes. Un modèle de sein avec deux couches et une tumeur sous HFSS a été utilisé pour la modélisation et la simulation. Les résultats des simulations sont présentés, en montrant que le placement direct de l'antenne sur la peau du sein peut augmenter la sensibilité de détection des tumeurs via les systèmes de l'imagerie par micro-ondes.

## 2 PRINCIPE DE L'IRM

La technique d'imagerie micro-ondes du sein utilise la diffusion de signaux par un objet, lorsque celui-ci est éclairé par un signal électromagnétique. La diffusion du signal par un objet dépend de divers facteurs, dont l'environnement, la force du signal, et les propriétés du matériau. Pour une source de signal de données, le signal diffusé dépend des caractéristiques électriques de l'objet, en particulier la constante diélectrique et la conductivité. Ce principe est utilisé pour détecter les tumeurs dans le sein à l'aide des signaux micro-ondes. Les tumeurs du sein ont des propriétés électriques très distinctes (permittivité diélectrique élevée et une conductivité plus élevée), ce qui permet de les détecter en analysant les signaux diffusés. Comme le montre la figure 1, la quantité de signal diffusée par une tumeur du sein est supérieure à celle des tissus mammaires normaux. Celle-ci peut être reçue par une antenne bien localisée ou la modification de ces propriétés d'émission en raison des signaux diffusés, peuvent être analysés et utilisés pour la détection des tumeurs.

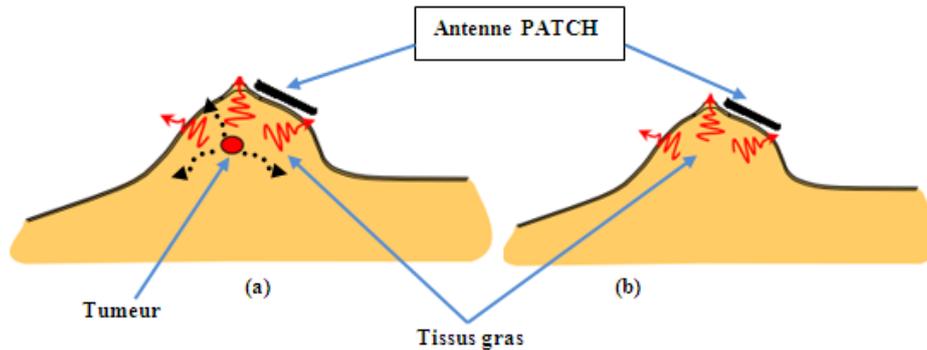


Fig. 1. Schéma représentatif du sein, antenne patch et tumeur montrant diffusion de signaux. (a) sein avec tumeur. (b) sein normal

## 3 METHODE & MODELE

Une antenne patch microruban rectangulaire conçu a été envisagée. Un substrat de type FR4\_EPOXY a été choisi comme substrat de l'antenne, ayant comme dimensions  $60 \times 70 \text{ mm}^2$  avec une constante diélectrique  $\epsilon_r = 4.4$  et une épaisseur  $H=1.58 \text{ mm}$ . Le patch rectangulaire comprend des fentes afin d'augmenter la bande passante. L'alimentation est effectuée via une ligne microstrip avec une impédance normalisée à  $50 \Omega$ . L'antenne a été optimisée pour résonner à une fréquence de  $2,45 \text{ GHz}$ .

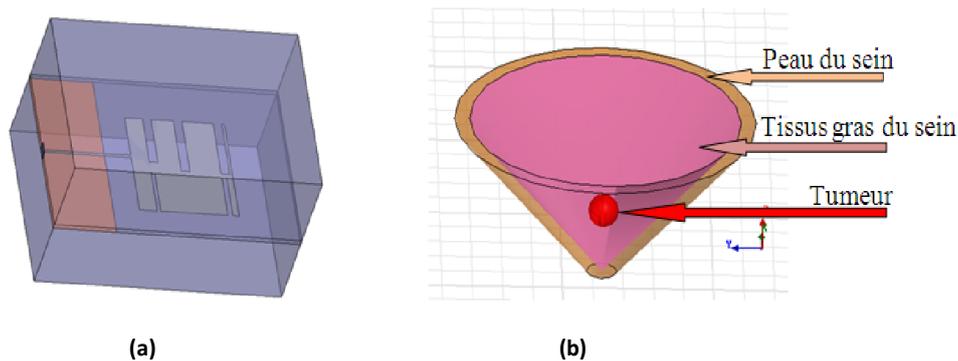


Fig. 2. (a) Schéma de l'antenne patch. (b) Modèle du sein avec tumeur

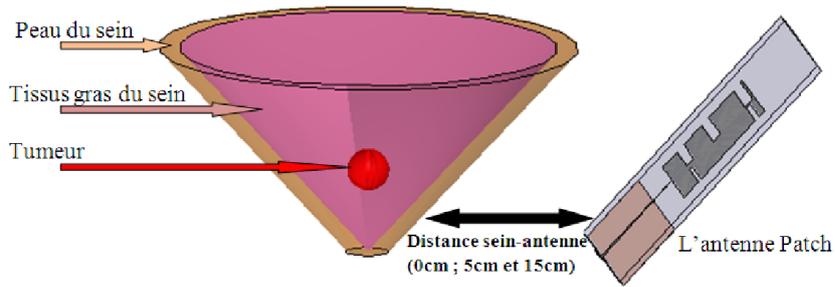


Fig. 3. Antenne placée en contact avec le sein pour différentes distances

Tableau 1. Propriétés diélectriques du model à 2.45GHz

	Conductivité $\sigma(S/m)$	Permittivité $\epsilon_r$
Peau du sein	1.1	39
Tissus gras	0.59	4.49
Tumeur	4	50

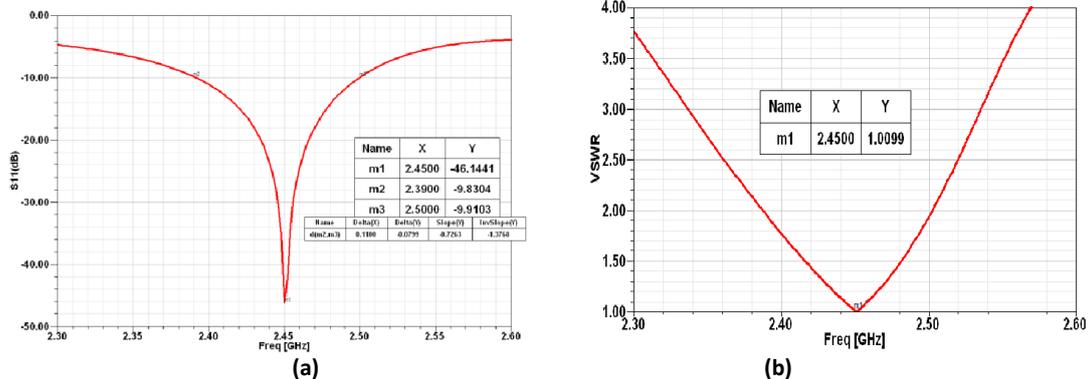
Plusieurs modèles des seins ont été utilisés par les chercheurs [17-18]. Nous avons utilisé un modèle de forme de cône avec des dimensions les plus courantes, telles que présentées dans la Figure 2(b).

Les propriétés diélectriques qui ont été utilisés sont présentées dans le tableau 1, où  $\sigma$  est la conductivité des tissus et  $\epsilon_r$  est la permittivité diélectrique. Dans la littérature [19-22] la taille de la tumeur varie de 0.2cm à environ 1.5cm ou plus. Nous avons utilisé une tumeur sphérique avec un rayon de 0.5cm [23], afin de comparer nos résultats avec d'autres travaux plus fréquent dans la littérature.

Le modèle du sein a été développé sous forme de cône composé de la peau représentant 10cm de largeur, 5cm de hauteur et une largeur de 5mm [23], le volume restant est composé des tissus gras du sein [23]. Le modèle du sein développé a été simulé, en plaçant une antenne à 15cm du sein (cas I), puis à 5cm du sein (cas II) et par suite en contact avec le sein (cas III) comme le montre la figure 3.

#### 4 RESULTATS & DISCUSSION

La figure 4 représente les divers paramètres de l'antenne optimisée à 2.45GHz; coefficient de réflexion, ROS et le diagramme de rayonnement.



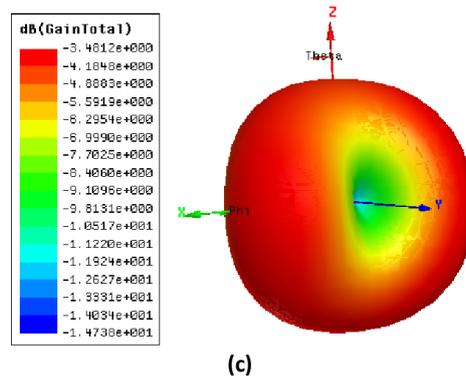


Fig. 4. (a) Coefficient de réflexion. (b) ROS. (c) Diagramme de rayonnement

Le modèle d'antenne optimisé a été utilisé pour simuler les modèles mammaires développées dans HFSS. La simulation a été effectuée pour différentes distances antenne-modèle du sein, à savoir premier cas où l'antenne est séparé de 15cm du sein (cas I, Figure 5), deuxième cas où l'antenne est séparé de 5cm du sein (cas II, Figure 6) et troisième cas où l'antenne est placé sur la surface du sein (en contact avec la peau du sein, cas III, figure 7).

Comme le signal diffusé par un objet dépend de la densité de courants induits dans cet objet, la densité de courant dans la tumeur ainsi que dans la peau du sein et les tissus gras sont comparées. Les figures 5,6 et 7 représentent respectivement les résultats de simulation des densités de courant dans la peau du sein, les tissus gras et la tumeur, pour les trois cas (15cm ; 5cm et 0cm).

Ainsi, une comparaison entre le champ magnétique dans la tumeur du sein pour les trois cas est représentée dans la figure 8.

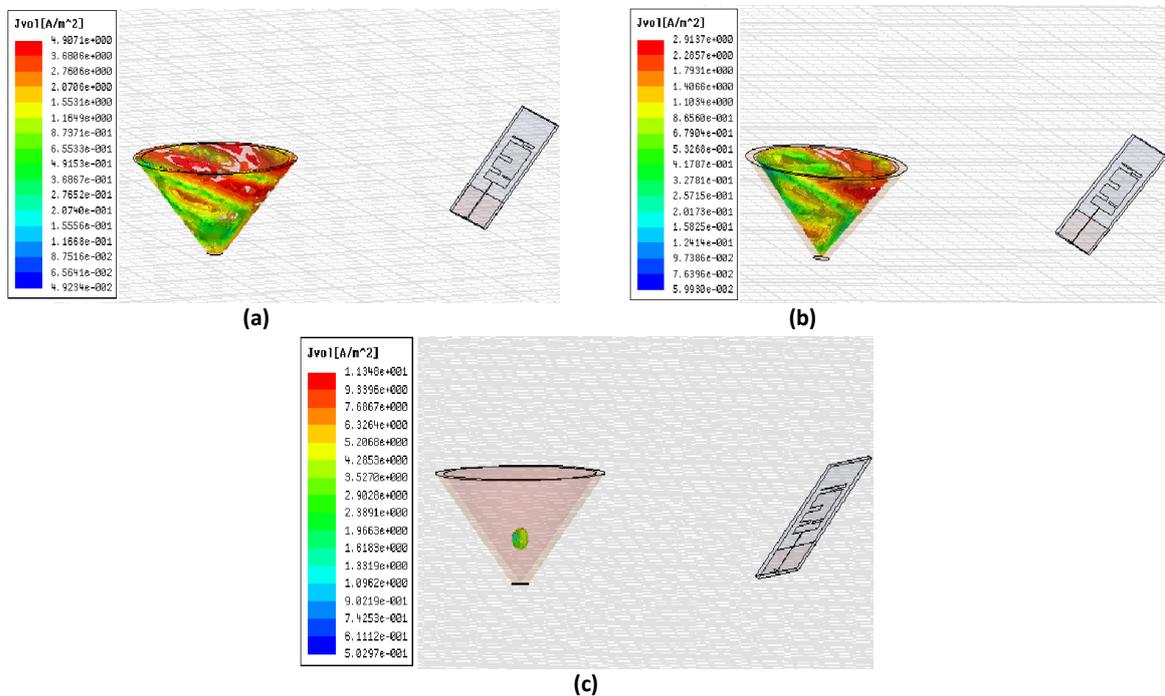


Fig. 5. Densités de courant (a) la peau, (b) les tissus gras, & (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 15cm du sein.

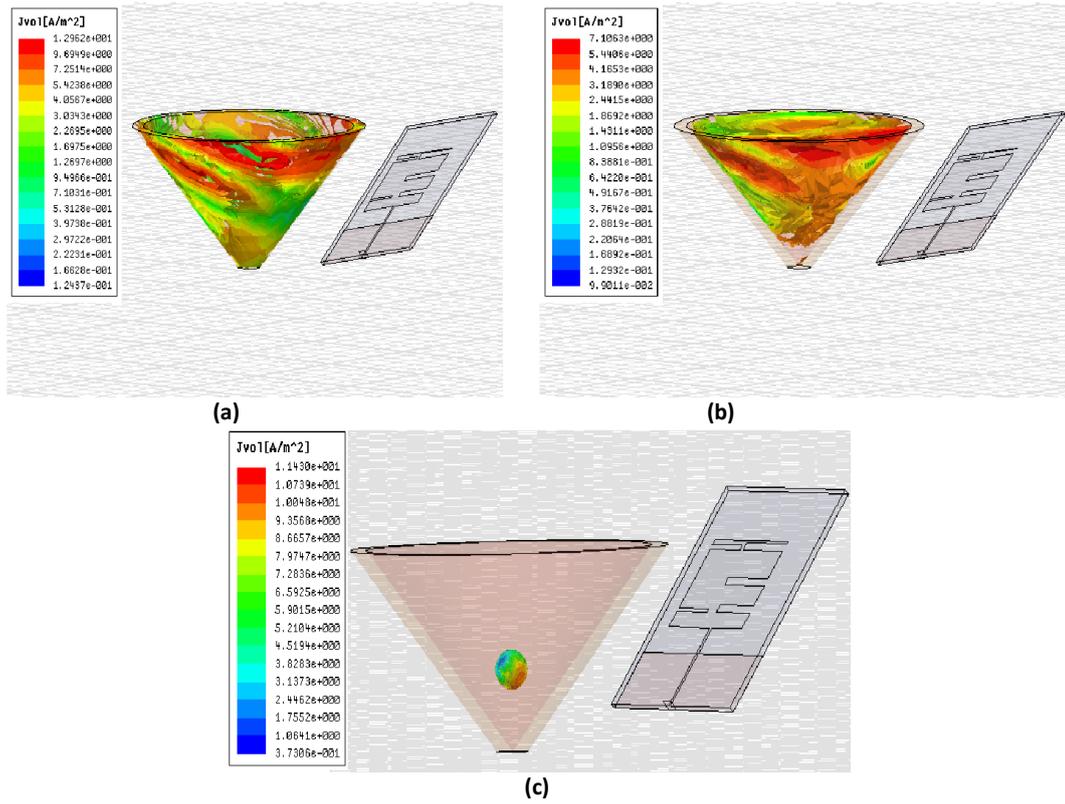


Fig. 6. Densités de courant (a) la peau, (b) les tissus gras, & (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 5cm du sein.

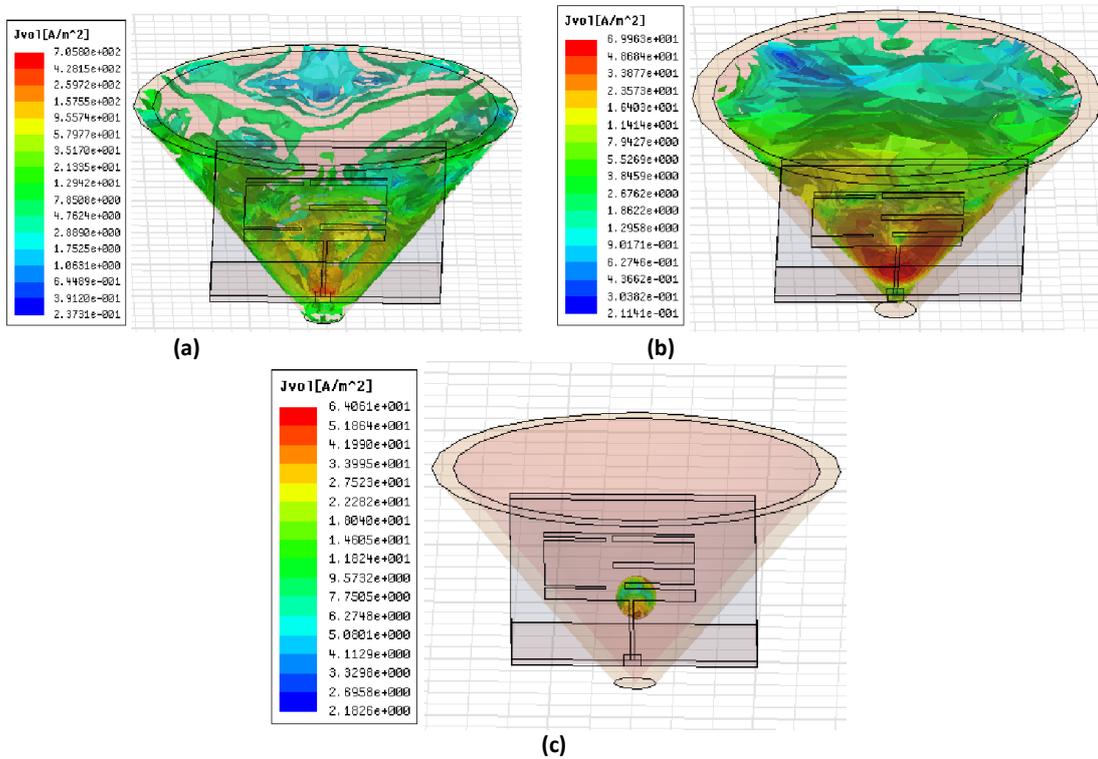


Fig. 7. Densités de courant (a) la peau, (b) les tissus gras, & (c) tumeur, lorsque l'antenne est place à 0cm du sein.

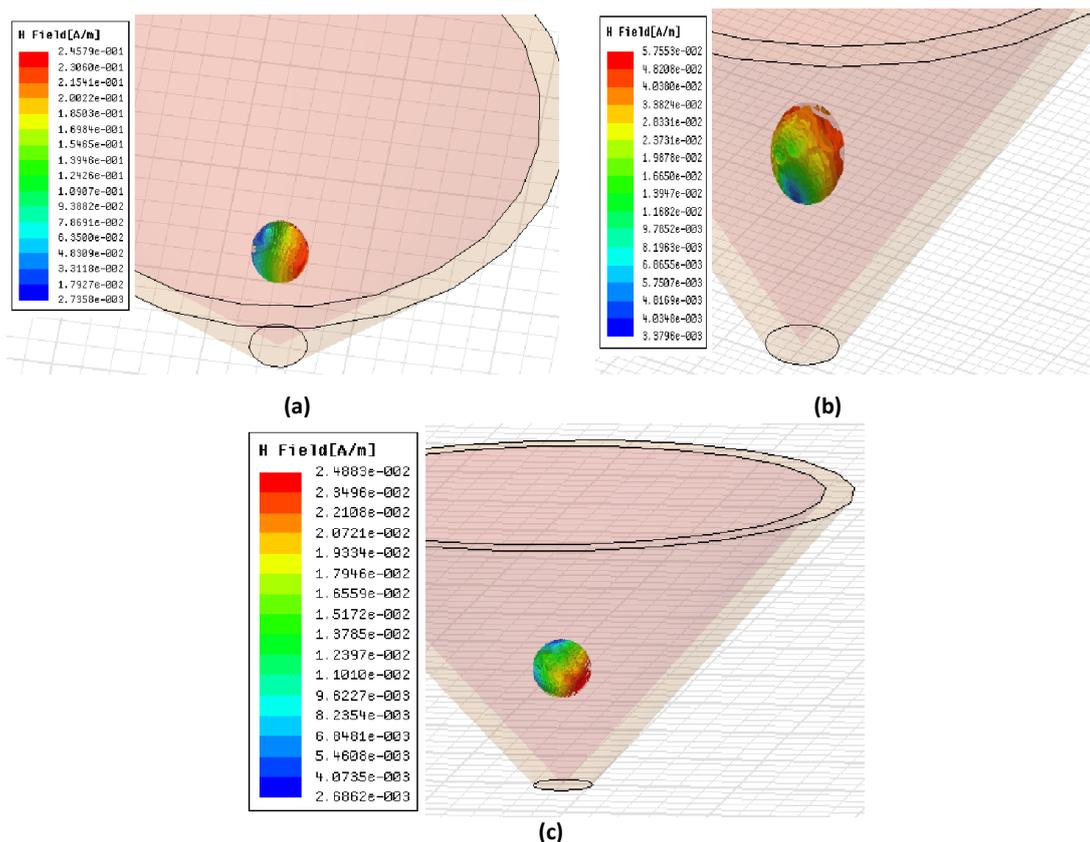


Fig. 8. Champ H dans la tumeur (a) 0cm, (b) 5cm and (c) 15cm

On constate que la densité de courant dans la tumeur dans les deux premiers cas ( $11A/m^2$ ) est environ six fois plus élevée que la densité de courant dans le premier cas ( $64A/m^2$ ), ce qui accroît la visibilité de la tumeur à l'antenne par le même facteur. Ainsi, la valeur du champ magnétique au niveau de la tumeur augmente tant que l'antenne est placée directement sur la peau du sein. Les résultats de simulation montrent que la visibilité de la tumeur ou de la sensibilité de l'antenne pour la détection de la tumeur peut être augmentée en plaçant une antenne en contact avec le sein.

## 5 CONCLUSION

Dans cet article, Une antenne patch miniature et simple qui peut être placée sur la peau du sein a été présentée. Cette antenne résonne à 2.45GHz présentant une puissance d'émission de 100mW. Ainsi, un modèle de sein a été discuté. Les modèles de simulation mis au point et les résultats présentés montrent que la sensibilité de la détection des tumeurs augmente lorsque l'antenne est en contact avec la surface du sein, par opposition à lorsqu'il est placé à une distance lointaine. Les résultats des simulations montrent que les densités de courant à l'intérieur de la tumeur est environ six fois plus élevé lorsque l'antenne est en contact avec le sein par rapport à quand il est placé à 5cm ou à 15cm du sein, aussi la valeur du champ magnétique diminue quand la distance antenne patch-sein augmente et donc cela nous fournit une preuve du concept présenté.

## REFERENCES

- [1] Yu Z-G, Jia C-X, Geng C-Z, Tang J-H, Zhang J, Liu L-Y. "Risk factors related to female breast cancer in regions of Northeast China: a 1:3 matched case-control population-based study," Chin. Med. J. vol. 125, no. 5, pp. 733–40, 2012.
- [2] A. Belaid A, S. Kanoun, A. Kallel, I. Ghorbel, F. Azoury, S. Heymann, et al. "Cancer du sein avec atteinte ganglionnaire axillaire," Cancer/Radiothérapie. Supplement 1(0):S136–S146, 2010.
- [3] MD. Althuis, JM. Dozier, WF. Anderson, SS. Devesa, LA. Brinton, "Global Trends in Breast Cancer Incidence and Mortality 1973–1997," Int. J. Epidemiol., vol. 34, no. 2, pp.405–12, 2005.

- [4] M. Espié, B. Toutnant, C. Cuvier et al. « Epidémiologie des lésions malignes du sein. *Encycl Méd chir. Gunécologie*, 840-A-15 », 2001, 10p.
- [5] H. Rochefort, J. Rouëssé, "How to reduce the incidence of breast cancer," *Bull. Acad. Natl. Med.*, vol. 192, no. 1, pp. 161–79, janv 2008.
- [6] M. Namer, "La prévention des cancers du sein, » *Imagerie de la Femme.*;22(1), pp. 18–29, mars 2012.
- [7] Fear & M. A. Stuchly, "Microwave detection of breast cancer," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, pp.1854-1863, 2000.
- [8] American Cancer Society. *Cancer Facts and Figures 2013*. Atlanta, GA: American Cancer Society, 2013
- [9] Information officielle émanée des statistiques 2001 de l'Institut National d'Oncologie Sidi Mohammed Ben Abdellah de Rabat- plan national de prévention et de contrôle du cancer 2010-2019, Association Lalla Salma de lutte contre le Cancer].
- [10] Corinne BALLEYGUIER, « Elastographie-IRM pour le diagnostic et la caractérisation des lésions du sein » école doctorale stits : sciences et technologies de l'information des télécommunications et des systèmes, laboratoire ir4m, 26/03/12.
- [11] HJ. Koning, « Mammographic screening: evidence from randomised controlled trials, » *Ann Oncol*. 2003 vol. 14, no. 8, pp.1185-9, 2003.
- [12] P. Skaane, K. Engedal, A. Skjennald, "Interobserver variation in the interpretation of breast imaging. Comparison of mammography, ultrasonography, and both combined in the interpretation of palpable non calcified breast masses," *Acta Radiol.*;38(4 Pt 1), pp.497-502, jul. 1997.
- [13] D. Hoa, A. Micheau, G. Gahide, E. Le Bars et P. Taourel, « L'IRM pas à pas, » *Sauramps médical*, 2008.
- [14] B. Kastler, D. Vetter, Z. Patay et P. Germain, « Comprendre l'IRM Manuel d'auto-apprentissage, » 6<sup>ème</sup> édition. Masson, 2006.
- [15] R. KARLI & H.AMMOR, "A wifi antenna radiation effects on human head in the ISM Band," *Journal of emerging technologies in web intelligence*, vol. 6, no. 1, february 2014.
- [16] EC. Fear, S. C. Hagness, P. M. Meaney, M. Okoniewski, and M. A. Stuchly, "Enhancing breast tumor detection with near field imaging," *IEEE Microwave Magazine*, Vol. 3, pp. 48-56, 2002.
- [17] M. Miyakawa, T. Ishida, and M. Wantanabe, "Imaging capability of an early stage breast tumor by CP-MCT," *Proceedings of the 26<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS*, vol. 1, pp. 1427–1430, San Francisco, CA, USA, 2004.
- [18] M. Wang, S. Yang, S. Wu, and F. Luo, "A RBFNN approach for DoA estimation of ultra wideband antenna array," *Neurocomputing*, vol. 71, pp. 631–640, 2008.
- [19] M. Klemm, I. Craddock, J. Leendertz, A. Preece, and R. Benjamin, "Experimental and clinical results of breast cancer detection using UWB microwave radar," *Proceedings of IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, 1–4, 2008.
- [20] H.B. Lim, N.T.Nhung, E.Li, and N.D.Thang, "Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Delay-multiply and sum image reconstruction algorithm," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 55, pp. 1697–1704, 2008.
- [21] Bindu, G., A. Lonappan, V. Thomas, C. K. Ananadan, and K. T. Mathew, "Active microwave imaging for breast cancer detection," *Progress In Electromagnetic Research, PIER* 58, pp. 149–169, 2006.
- [22] Lazebnik, M., et al., "A large-scale study of the ultra wideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries," *IOP PUBLISH-ING, Phys. Med. Biol.*, Vol. 52, pp. 6093–6115, 2007.
- [23] S. Padhi, F. Liu, B. K. Li, N. Shuley, and S. Crozier, "On the accurate modeling of a complex antenna for breast tumor detection using a hybrid MOM/FDTD approach," *Proc. of the 29th An. Int. Conf. of the IEEE EMBS*, pp. 6636-6639, France, Aug. 23-26, 2007.