



**HAL**  
open science

# Conception d'une antenne patch en bande millimétrique pour la détection non-invasive des caractéristiques de la peau

Aicha Said, Alice Bossuet, Sylvain Bourdel, Frédéric Hameau, R. Vauche

## ► To cite this version:

Aicha Said, Alice Bossuet, Sylvain Bourdel, Frédéric Hameau, R. Vauche. Conception d'une antenne patch en bande millimétrique pour la détection non-invasive des caractéristiques de la peau. XXII<sup>èmes</sup> Journées Nationales Microondes 8-10 juin 2022 – Limoges, Jun 2022, Limoges, France. hal-04029332

**HAL Id: hal-04029332**

**<https://hal.science/hal-04029332>**

Submitted on 14 Mar 2023

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Conception d'une antenne patch en bande millimétrique pour la détection non-invasive des caractéristiques de la peau

Said Aicha <sup>1</sup>, Bossuet Alice <sup>1</sup>, Bourdel Sylvain <sup>2</sup>, Hameau Frédéric <sup>1</sup>, Vauché Rémy <sup>3</sup>

<sup>1</sup> CEA Leti, Grenoble, France

<sup>2</sup>TIMA Lab, Grenoble INP, Grenoble, France

<sup>3</sup>Aix Marseille Univ, Univ Toulon, CNRS, IM2NP, Marseille, France

**Résumé** Cet article présente l'analyse d'une antenne rayonnante en champs proche de la peau et le choix de sa fréquence de fonctionnement. Ce dispositif constitue la première brique d'un système de détection des paramètres physiologiques de la peau en bande millimétrique pour des applications biomédicales. L'antenne développée pour ce système est une antenne patch capable de détecter des changements de milieu à travers la variation de son coefficient de réflexion ou de sa fréquence de résonance. En effet, les simulations électromagnétiques réalisées sur HFSS ont montré que la fréquence de résonance de l'antenne présente une variation de 170 MHz entre une peau sèche et une peau humide à 90 GHz, ainsi qu'un déphasage du coefficient de réflexion de 84 °. Ces variations sont significatives et s'avèrent, d'après l'état de l'art réalisé sur ce sujet, suffisantes pour une détection à partir d'un système intégré, ouvrant ainsi un champ d'application possible pour le diagnostic préliminaire de pathologies dermatologiques.

## 1. Introduction

Avec l'avancée de la médecine, les appareils et les méthodes de diagnostic ont évolué. Les solutions existantes pour le diagnostic du cancer de la peau exploitent les rayons X [1], les ultrasons, ou encore nécessitent une biopsie ou un scanner IRM. Ces solutions permettent de détecter plusieurs types de mélanomes de manière fiables et précises, mais n'en sont pas moins invasives comme la biopsie, ou encombrantes et énergivores quand il s'agit d'un scanner.

L'avancée des technologies intégrées permet aujourd'hui d'envisager des systèmes réalisant un premier diagnostic dermatologique des patients et leur suivi. Pour ce type d'application, l'exploitation des ondes électromagnétiques en bande millimétrique (entre 30 et 300 GHz) semble idéale car elles interagissent seulement avec les tissus de la peau situés à une profondeur d'un millimètre ou moins. De plus, les solutions radiofréquences permettent d'envisager des systèmes non invasifs, peu encombrants et à faible coût.

Plusieurs recherches ont été développées pour caractériser la peau et l'analyser via ses paramètres électriques. Ainsi, une peau présente des caractéristiques différentes si la zone testée est saine ou non, car la quantité d'eau dans les tissus varie. Cette variation se traduit par

un changement des paramètres électriques de la peau telle que sa permittivité diélectrique et sa conductivité [2].

Cet article est organisé comme suit : la section 2 traite le système de détection dans son ensemble, la section 3 décrit le premier bloc développé : l'antenne patch puis la section 4 présente les résultats de simulation de cette antenne.

## 2. Système de détection proposé

Le système proposé ici a pour but de détecter des pathologies en mesurant la résistance galvanique de la peau. L'application visée est la détection de mélanomes à travers le changement des paramètres électriques de la peau. Le système repose sur une antenne rayonnante en champ proche. Si cette antenne est suffisamment sensible aux changements de milieux, l'impédance de l'antenne variera.

La Figure 1 représente le système proposé constitué d'une antenne et d'un circuit de détection permettant de faire les mesures nécessaires.

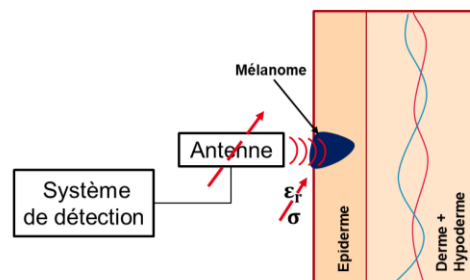


Figure 1. Principe de la solution proposée

La détection de la variation d'impédance de l'antenne peut se faire avec un analyseur de réseau (VNA - Vector Network Analyzer) [3]. Cependant, dans le but de réaliser un système de mesure intégré sur silicium, on trouve dans la littérature plusieurs solutions de détection intégrable.

Il y a tout d'abord celles reposant sur un réflectomètre à six ports comme celui utilisé dans [4] pour mesurer la phase et l'amplitude du signal réfléchi par une antenne dite capteur. La détection se fait par la mesure de la puissance en différents points d'une ligne de transmission située entre la source et l'antenne. Cette solution séduisante souffre toutefois d'un encombrement important sur silicium du fait de la ligne de transmission nécessaire. Une autre approche consiste à utiliser un

démodulateur IQ pour extraire l'amplitude et la phase du signal réfléchi par l'antenne. Dès lors, cette méthode nécessite l'utilisation d'un coupleur afin de séparer le signal réfléchi par l'antenne du signal incident. Ce type d'architecture, très présent dans les systèmes radar et récepteurs radio présente l'avantage d'avoir une bonne sensibilité de détection [5]. Enfin, une dernière approche consiste à utiliser l'antenne comme élément résonant d'un oscillateur [6]. Les variations du coefficient de réflexion de l'antenne sont traduites en variations de la fréquence d'oscillations. Ces solutions ont permis d'obtenir des résultats satisfaisants dans la littérature pour la détection des signes vitaux à 2.4 GHz.

C'est sur la base de ces deux dernières architectures que s'est fondée notre étude électromagnétique de l'antenne. Cette antenne capteur doit être très sensible à son milieu afin d'avoir des variations significatives et détectables.

Le choix s'est porté sur une antenne imprimée de type patch pour sa facilité de fabrication et son faible volume afin d'être simplement intégrée dans un dispositif planaire. De plus, elle présente une bande passante étroite ce qui permet de maximiser la sensibilité et la précision de la réponse en fréquence lorsqu'elle est utilisée comme capteur. En effet, ces antennes imprimées peuvent être utilisées en tant que capteur permettant d'estimer la permittivité d'un matériau ou d'un liquide à partir du décalage de la fréquence de résonance de l'antenne. Cette technique est notamment utilisée dans [7] pour caractériser un matériau donné.

Une antenne patch bande étroite, rayonnante en champ proche a été conçue pour une plage de fréquence millimétrique en analysant la sensibilité aux différents paramètres de son environnement. Les sections suivantes présentent les étapes et les résultats de simulation.

### 3. Antenne patch associée

L'antenne patch a été optimisée pour plusieurs fréquences afin d'identifier la fréquence de travail la plus pertinente pour l'application visée. En effet, les paramètres électriques de la peau changent en fonction de l'état de la peau mais aussi en fonction de la fréquence. Ainsi, une peau sèche ne présente pas les mêmes caractéristiques diélectriques que celle d'une peau humide ou encore celle d'une peau ayant un mélanome. Ceci est dû à la quantité d'eau présente dans le tissu.

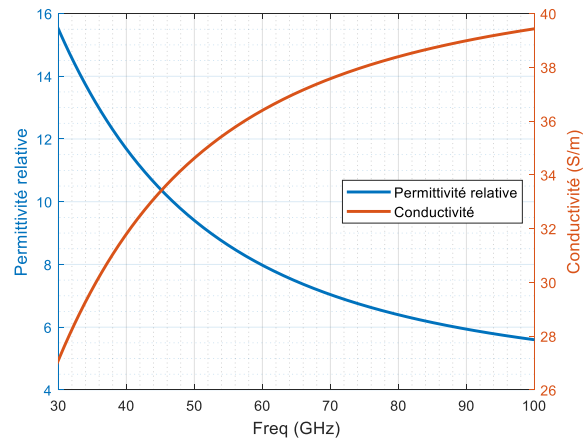
Le Tableau 1 montre les paramètres physiologiques de la peau pour une peau saine sèche et humide (sudation) et ceux d'une peau présentant un mélanome (cancéreuse) à 90 GHz [8].

Peau	$\sigma$ (S/m)	$\epsilon_r$
Sèche	38.989	5.9364
Humide	44.9	7.7154
Cancéreuse	40	20

**Tableau 1. Paramètres diélectriques d'une peau sèche, humide et cancéreuse à 90 GHz**

De plus, ces paramètres varient en fonction de la fréquence comme le montre la Figure 2. Cette dernière

présente la variation de la permittivité relative d'une peau sèche en fonction de la fréquence, entre 30 GHz et 100 GHz.



**Figure 2. Variation de la permittivité relative en fonction de la fréquence pour une peau sèche [8]**

L'antenne doit donc être conçue de sorte que ces changements de paramètres engendrent des variations maximales de son coefficient de réflexion  $S_{11}$  pour une fréquence donnée.

Pour caractériser la sensibilité de l'antenne vis-à-vis du milieu en champ proche, il est à noter que l'optimisation doit être faite pour chaque fréquence avec une peau sèche afin que le coefficient de réflexion soit dégradé au maximum en présence de peau humide. Ce travail a été réalisé à l'aide de l'outil de simulation HFSS. Les dimensions de l'antenne sont calculées en utilisant les équations simplifiées (1) et (2) :

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

$$L = \frac{c}{2f_r \cdot \sqrt{\epsilon_{reff}}} \quad (2)$$

où  $f_r$  représente la fréquence de résonance de l'antenne et  $\epsilon_{reff}$  et  $\epsilon_r$  sont respectivement la permittivité effective et la permittivité relative du substrat.

Une première antenne patch a été dimensionnée à 90 GHz sur un substrat de type Teflon de permittivité diélectrique  $\epsilon_r = 2.1$  et d'épaisseur  $h$  égale à 0.2 mm. En effet, un substrat de faible permittivité relative permet de maximiser la variation de l'impédance de l'antenne. Ainsi, d'après l'équation (3) :

$$\lambda_g = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r} \times f_r} \quad (3)$$

où  $\lambda_g$  représente la longueur d'onde guidée, ces variations seront liées uniquement aux changements diélectriques de la peau puisqu'elle présente une permittivité plus importante.

La structure est reliée à une ligne d'accès micro-ruban. (Non présentée sur la figure). Une boîte de peau de dimensions infinies avec une condition PML (Perfectly

Matched Layer) est modélisée pour représenter la peau afin d'éviter le phénomène de diffraction de l'onde sur la peau. Ses paramètres diélectriques sont choisis en fonction de la fréquence et de l'état de la peau.

L'antenne est placée à une distance de 1 mm de la boîte de peau pour rayonner en champ proche (Figure 3).

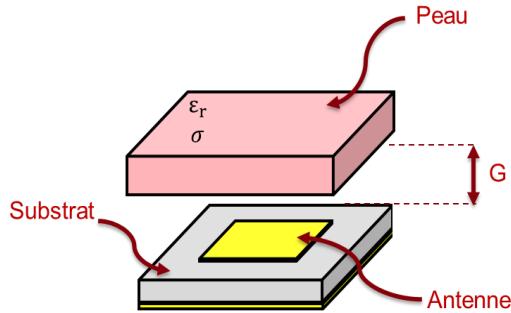


Figure 3. Représentation de l'antenne à proximité de la peau simulée sur HFSS

#### 4. Résultats et discussion

Pour une peau sèche, les simulations réalisées montrent que le module du coefficient de réflexion de l'antenne est minimisé pour une fréquence de 89,98 GHz. Pour une peau humide, cette fréquence passe à 90,15 GHz, soit une différence de 170 MHz. Par ailleurs, il est possible de constater que l'argument du coefficient de réflexion varie de 84 ° entre l'antenne simulée avec la peau sèche et la peau humide à 90 GHz (Figure 4).

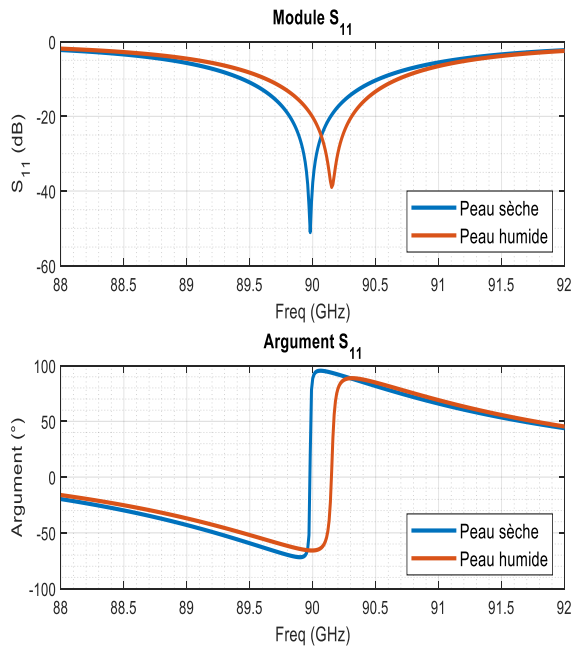


Figure 4. Paramètres  $S_{11}$  de l'antenne simulée sur HFSS avec une peau sèche et une peau humide à 90 GHz en module (en haut) et en phase (en bas)

La variation des paramètres de l'antenne dépend des paramètres diélectriques de la peau mais aussi de sa fréquence de résonance. De ce fait, pour trouver la fréquence à laquelle la meilleure sensibilité est obtenue, d'autres antennes patch ont été conçues dans la bande millimétrique. Les antennes conçues sont aussi adaptées à

une peau sèche et optimisées pour résonner à 60 GHz et 75 GHz suivant la même démarche de l'antenne précédente.

Les Figures 5 et 6 présentent la variation du coefficient de réflexion en amplitude et phase et le décalage de la fréquence de résonance des deux antennes optimisées à 75 GHz et 61,43 GHz entre une peau sèche et une peau humide.

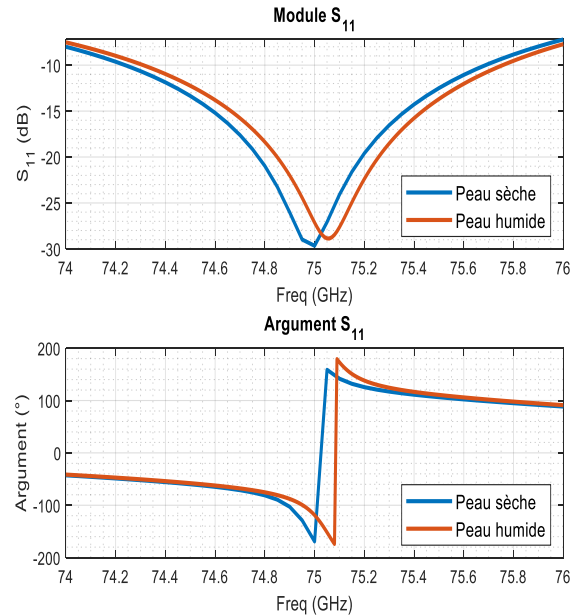


Figure 5. Paramètres  $S_{11}$  de l'antenne simulée sur HFSS avec une peau sèche et une peau humide à 75 GHz en module (en haut) et en phase (en bas)

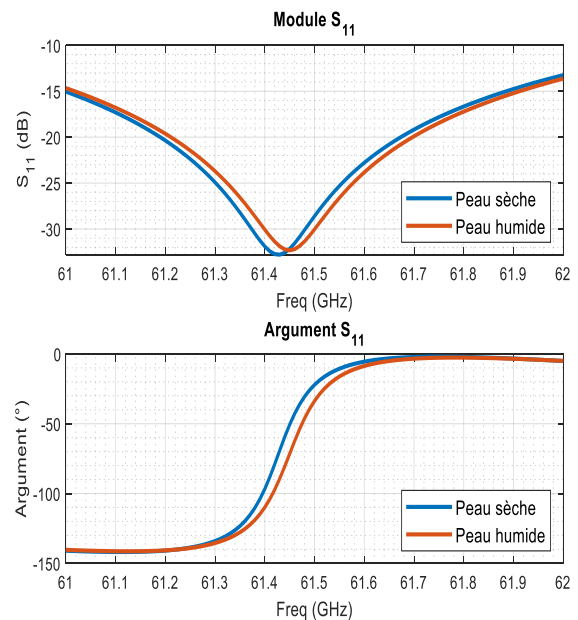


Figure 6. Paramètres  $S_{11}$  de l'antenne simulée sur HFSS avec une peau sèche et une peau humide à 60 GHz en module (en haut) et en phase (en bas)

On peut remarquer que la variation de l'amplitude de ces antennes est très faible. De ce fait, pour comparer leur sensibilité, on ne s'intéressera qu'à la variation de phase du paramètre  $S_{11}$  et au décalage de la fréquence de

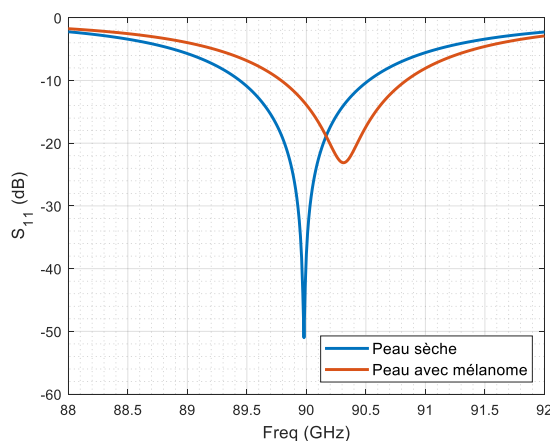
résonance. Le Tableau 2 résume la variation de ces paramètres pour les 3 antennes entre les deux états de la peau.

Fréq (GHz)	$\Delta$ Fréq (GHz)	$\Delta$ Fréq/fréq (%)	$\Delta$ Arg (°)
60	0.02	0.033	20
75	0.06	0.08	50
90	0.17	0.188	84

**Tableau 2. Variation de l'amplitude et de la phase du coefficient de réflexion de l'antenne, selon le type de peau, à différentes fréquences**

D'après le Tableau 2, il est possible de constater qu'à une fréquence de travail de 90 GHz, une variation plus marquée et donc une détection potentiellement plus aisée est obtenue. De ce fait, la fréquence de travail envisagée pour le système est 90 GHz.

Pour une peau cancéreuse, à 90 GHz la peau présente une conductivité égale à 40 S/m et une permittivité relative égale à 20. Le module du  $S_{11}$  de l'antenne en fonction de la fréquence entre une peau saine et une peau présentant un mélanome est tracée sur la Figure 7. Il est possible de constater que la variation de l'amplitude du coefficient de réflexion est égale à 37 dB et le décalage de la fréquence de résonance est de 330 MHz entre une peau saine et une peau présentant un mélanome. Cette variation s'explique d'une part par la différence des paramètres diélectriques de la peau saine et de la peau cancéreuse et d'autre part par la sensibilité de l'antenne à cette fréquence.



**Figure 7. Paramètres  $S_{11}$  de l'antenne simulée sur HFSS avec une peau sèche et une peau cancéreuse à 90 GHz en module**

Ces variations s'avèrent remarquables et montrent que l'antenne conçue présente une bonne sensibilité à cette fréquence et vis-à-vis de la variation du milieu sur lequel elle rayonne.

Ainsi, cette antenne patch conçue pour une fréquence de 90 GHz semble adaptée aux applications visées notamment si elle est utilisée dans un système de détection basé sur un démodulateur IQ ou encore un oscillateur construit autour de cette antenne faisant office de résonateur. La variation de la fréquence d'oscillation due au changement d'impédance de l'antenne peut dès lors

être transformée en une variation de tension à l'aide d'une boucle à verrouillage de phase (PLL)

## 5. Conclusion

Dans cet article, nous proposons une solution intégrable et non-invasive de détection radiofréquence de pathologies dermatologiques. Une antenne patch a été conçue pour le premier bloc du système. Les simulations électromagnétiques ont montré qu'une fréquence de travail de 90 GHz était pertinente car elle offre une détection plus marquée. L'antenne est capable de détecter un changement des paramètres diélectriques de la peau mais également de distinguer une peau saine d'une peau présentant un mélanome. La prochaine étape consistera à concevoir un circuit de détection complet intégrant l'antenne.

## Références

- [1] S. W. Son *et al.*, « Ex vivo imaging of basal cell carcinoma using synchrotron phase-contrast X-ray microscopy », *Skin Research and Technology*, vol. 14, n° 1, p. 13-17, 2008, doi: 10.1111/j.1600-0846.2007.00254.x.
- [2] S. I. Alekseev et M. C. Ziskin, « Human skin permittivity determined by millimeter wave reflection measurements », *Bioelectromagnetics*, vol. 28, n° 5, p. 331-339, juill. 2007, doi: 10.1002/bem.20308.
- [3] S. Kharkovsky, M. T. Ghasr, M. A. Abou-Khousa, et R. Zoughi, « Near-field microwave and mm-wave noninvasive diagnosis of human skin », dans *2009 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*, mai 2009, p. 5-7. doi: 10.1109/MEMEA.2009.5167943.
- [4] B. Laemmle, K. Schmalz, J. C. Scheytt, R. Weigel, et D. Kissinger, « A 125-GHz Permittivity Sensor With Read-Out Circuit in a 250-nm SiGe BiCMOS Technology », *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.*, vol. 61, n° 5, p. 2185-2194, mai 2013, doi: 10.1109/TMTT.2013.2253792.
- [5] J.-K. Huang et C.-H. Tseng, « A 5.8-GHz radar sensor chip in 0.18- $\mu$ m CMOS for non-contact vital sign detection », dans *2016 IEEE International Symposium on Radio-Frequency Integration Technology (RFIT)*, août 2016, p. 1-3. doi: 10.1109/RFIT.2016.7578187.
- [6] S. W. Kim, S. B. Choi, Y.-J. An, B.-H. Kim, D. W. Kim, et J.-G. Yook, « Heart Rate Detection During Sleep Using a Flexible RF Resonator and Injection-Locked PLL Sensor », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, n° 11, p. 2568-2575, nov. 2015, doi: 10.1109/TBME.2015.2439681.
- [7] M. T. Islam, S. S. Islam, A. S. Rocky, A. Alam, M. H. Chy, et M. R. I. Faruque, « Design of a microstrip patch sensor antenna for the measurement of permittivity », *Materials Today: Proceedings*, vol. 42, p. 1341-1344, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2020.12.1192.
- [8] « Dielectric Properties of Body Tissues: HTML clients ». <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>