

Modélisation de l'interaction des ondes millimétriques avec le corps humain

Rakotomananjara D. F.¹, Randriamitantsoa P. A.²

Laboratoire de Recherche Télécommunication, Automatique, Signal et Images

(LR-T.A.S.I.)

École Doctorale en Science et Technique de l'Ingénierie et de l'Innovation

(ED – STII)

Université d'Antananarivo

BP 1500, Ankatso – Antananarivo 101 – Madagascar

¹*davidfitiana76@gmail.com*, ²*rpauguste@gmail.com*

Résumé

L'utilisation des ondes millimétriques constitue un des piliers sur lesquelles se repose la technologie de communication du réseau mobile de cinquième génération. Ces ondes sont caractérisés par leur incapacité à propager sur une grande distance à cause d'un grand affaiblissement en espace libre, une grande atténuation due à l'absorption gaz atmosphériques et de la pluie. Elles seront utilisées pour couvrir des besoins de communication pour un grand nombre d'objets et avec une faible latence sur une zone géographique très localisée. Beaucoup de controverses sur les effets néfastes des rayonnements électromagnétiques se produisent alors et sont amplifiés par les réseaux sociaux tel que le mot clé 5G souvent est intrinsèquement liés à des termes comme : risques, effets néfastes, cancers. Dans cet article, nous avons simulé l'exposition du corps humain aux ondes millimétriques. Nous avons utilisé deux

modèles unidimensionnels du corps humain et deux scénario d'exposition et évalué l'absorption de l'énergie électromagnétiques (DAS) ainsi l'élévation de la température résultant.

Mots clés : Ondes millimétriques, DAS, FDTD, Équation Biochaleur de Penne, 5G

Abstract

The adoption of millimeter waves is one of the pillars the fifth-generation mobile network communication technology is based upon. These waves are characterized by their inability to propagate over a great distance due to a great attenuation in free space, great attenuation due to absorption of atmospheric gases and rain. They will be used to cover communication needs for a large number of objects and with low latency over a special localized geographical area. Many controversies over the harmful health effects of electromagnetic radiation then occur and are amplified by social networks that the keyword 5G often is intrinsically linked to

terms like risks, adverse effects, cancers. In this article, we have simulated the exposure of the human body to millimeter waves. We used two one-dimensional models of the human body and two exposure scenarios and evaluated the absorption of electromagnetic energy (SAR) and the resulting temperature rise.

Keywords: millimeter wave, DAS, FDTD, Penne Bioheat Equation, 5G

1. Introduction

Malgré les promesses très attirantes et les différentes scénarios d'utilisation du réseau mobile 5G, le fait qu'il nécessite non seulement l'exploitation des fréquences d'ores et déjà utilisées par les précédentes générations de téléphonie mobile, mais également celle de nouvelles bandes de fréquences: les ondes millimétriques amplifient les soucis au niveau de la population par rapport à l'exposition aux rayonnements électromagnétiques créés par les stations de base. Dans cet article, notre but est de simuler l'exposition du corps humain aux ondes millimétriques. Pour cela nous allons utiliser deux modèles du corps humains et deux scénarios d'exposition. Nous allons utiliser la méthode FDTD Finite-Difference Time Domain pour simuler la propagation de l'onde électromagnétique dans les milieux biologiques. Une fois le problème électromagnétique résolu, nous

calculons les coefficients de réflexion et de transmission de DAS (Débit d'Absorption Spécifique), la profondeur de pénétration pour évaluer l'absorption de l'énergie des ondes millimétriques dans le corps humain. Enfin, nous résolvons l'équation biochaleur de Penne unidimensionnelle pour évaluer la variation de la température dans le corps suite à l'absorption de l'énergie électromagnétique en utilisant la méthode de différence finie.

2 Modèles du corps humain

Vu que les longueurs d'onde dans la gamme des ondes millimétriques sont très petites par rapport à la taille du corps humain, il est raisonnable de modéliser la peau humaine comme une surface plane semi-infinie en considérant une onde plane millimétrique rayonnant sur la surface de la peau. Le modèle 1 représente la structure de la couche de tissu d'un corps humain nu, composé de peau, de tissu adipeux (graisse) sous-cutané (SAT) et de muscle. Le modèle 2 représente la structure tissulaire du front humain nu. Nous allons ensuite considérer deux scénarios d'exposition: le modèle 3 simule le corps humain recouvert de vêtements et le modèle 4 illustre le front couvert de vêtements, comme un chapeau.

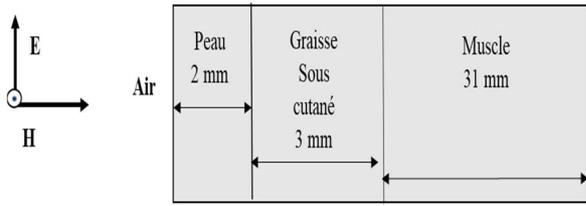


Figure 1.01 : Modèle 1

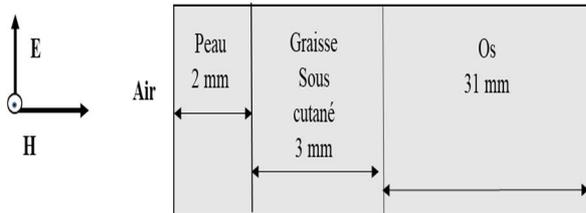


Figure 1.02 : Modèle 2

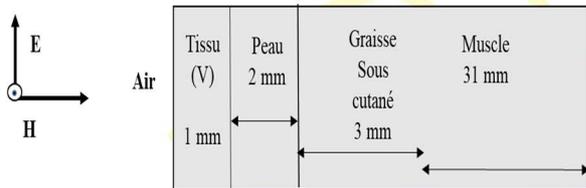


Figure 1.03 : Modèle 3

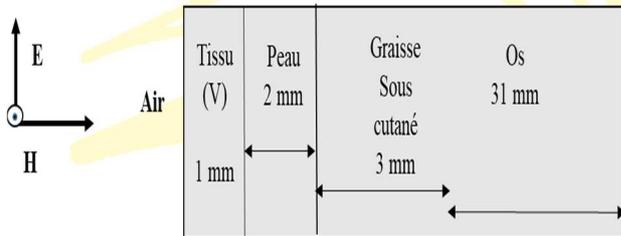


Figure 1.04 : Modèle 4

Les propriétés diélectriques de ces tissus (biologiques) sont données par le tableau 1, résultat du travail de Gabriel [1], modélisé suivant le modèle de Cole-Cole à quatre termes.

3 Calcul du Débit d’Absorption Spécifique

Le DAS à l’interface entre l’air et la peau ou (vêtement) et le DAS dans le corps sont respectivement donnée par les relations 1.02 et 1.03. [2][3]

$$DAS(0) = \frac{2P_{inc}(1 - R^2)}{\rho\delta} \quad (1.02)$$

$$DAS(z) = DAS(0)e^{-\frac{2z}{\delta}} \quad (1.03)$$

- P_{inc} la puissance incidente
- $DAS(0)$ le débit d’absorption spécifique à l’interface Air-Tissu
- ρ la densité du tissu
- δ la profondeur de pénétration
- R coefficient de réflexion

4. Calcul des coefficients de réflexion et transmission dans un tissu biologique multicouche

Le coefficient de réflexion et de transmission d’une onde plane incidente normalement à une multicouche de tissu biologique que nous allons utiliser est méthode est largement basée sur [4]. Les paramètres nécessaires sont la permittivité relative ϵ_n de chaque tissu et son épaisseur t_n . À partir de ces données, on calcule la constante de propagation k_n . L’algorithme consiste ensuite à calculer les coefficients de réflexions $r_{x,y}$ sur chaque interface x/y . Ensuite pour chaque couche on calcul les coefficients $(N_{x,y})$ et $(N'_{x,y})$, N étant le nombre de couche. Enfin on combine

successivement les couches par paires, en calculant l'ensemble combinatoire de coefficients à chaque niveau de combinaison jusqu'à ce que la structure soit réduite à une seule couche.

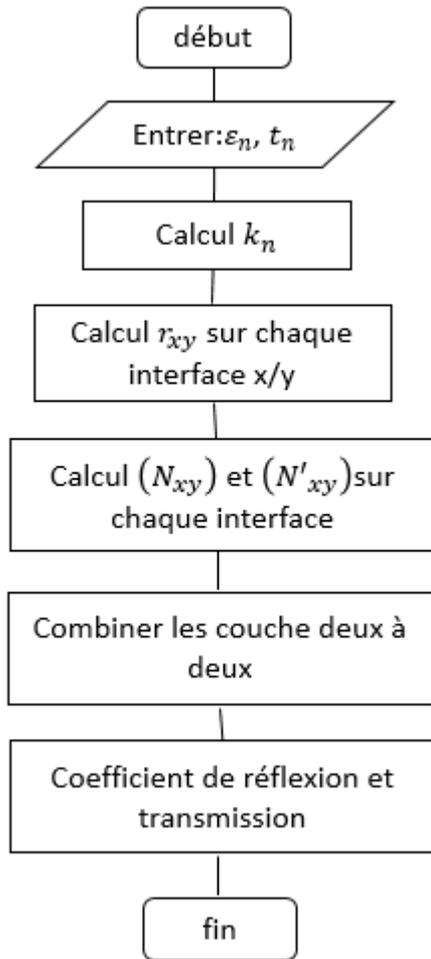


Figure 1.05 : Algorithme pour calculer le coefficient de réflexion et de transmission

4. Profondeur de pénétration

On appelle épaisseur de peau ou profondeur de pénétration la quantité δ donnée par la relation 1.04. Elle renseigne sur la capacité de l'onde à pénétrer dans un milieu. C'est la distance au bout de laquelle l'énergie de l'onde est diminué de 35 %.

$$\delta = \frac{1}{\omega \sqrt{\frac{\mu_0 \varepsilon}{2} \left[\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\varepsilon^2 \omega^2}} - 1 \right]}} \quad (1.04)$$

5. Propagation de l'onde dans le corps utilisant la méthode FDTD

Cette technique consiste à résoudre numériquement les équations de Maxwell en approximant les dérivés spatiaux et temporels avec des différences finies en utilisant un schéma explicite : cela signifie qu'à chaque pas de temps, il est possible de calculer toutes les dérivées sans devoir inverser de matrices. Cette technique ainsi que ses algorithmes sont détaillés dans [5].

6. Résolution de l'équation biochaleur de Penne PBE dans n couches de tissus biologiques

Cette équation sera utilisée pour décrire le modèle thermique de N couches de tissus biologique. Le PBE est donné par la relation 4.125 pour prendre en compte les N couches. Cette modèle est basée sur [6]

$$\rho_n C_n \frac{\partial \theta_n}{\partial t} + W_s^n C_s^n \theta_n - k_n \frac{\partial^2 \theta_n}{\partial z^2} = Q_r^n \quad (1.05)$$

$$n = 1, 2, 3, \dots, N$$

- $\theta_n = T^n(z, t) - T_{stable}^n$ représente l'élevation par rapport à la température à l'état stable
- ρ_n est la densité du tissu

- C_n chaleur spécifique du tissu
- k_n la conductivité thermique du tissu
- C_s^n la chaleur spécifique du sang
- W_s^n taux de perfusion sanguine
- Q_r^n chaleur volumique

Pour simplifier, supposons que le flux tend vers zéro quand tend vers l'infini (dans la profondeur du tissu), ainsi les conditions sur les interfaces sont donnée par les relations suivantes :

$$\theta_1 = 0 \quad z = 0 \quad (1.06)$$

$$\theta_1 = \theta_2 \quad k_1 \frac{\partial \theta_1}{\partial z} = k_2 \frac{\partial \theta_2}{\partial z} \quad z = L_1 \quad (1.07)$$

$$\theta_2 = \theta_3 \quad k_2 \frac{\partial \theta_2}{\partial z} = k_3 \frac{\partial \theta_3}{\partial z} \quad z = L_1 + L_2 \quad (1.08)$$

$$\frac{\partial \theta_2}{\partial z} = 0 \quad z = L_1 + L_2 + L_3 \quad (1.09)$$

Les conditions initiale sont :

$$\theta_m = 0 \quad (1.10)$$

$$\frac{\partial \theta_m}{\partial z} = 0 \quad t = 0 \quad m = 1,2,3,.. \quad (1.11)$$

En posant $(u_m)_i^n$ l'approximation numérique de $\theta_m(i\Delta z, n\Delta t)$, Δz et Δt constituent la discretisation spatiale et temporelle respectivement. i étant limité par la relation 1.12 pour avoir la relation 1.13

$$0 \leq i \leq N_m + 1 \quad (1.12)$$

$$(N_m + 1)\Delta z = L_m \quad m = 1,2,3 \quad (1.13)$$

Pour simplifier l'écriture de l'équation 1.05, nous utilisons les opérateurs et notations suivants :

$$\Delta z \nabla_z u_i^n = u_{i+1}^n - u_i^n \quad (1.14)$$

$$\Delta z \nabla_{\bar{z}} u_i^n = u_i^n - u_{i-1}^n \quad (1.15)$$

$$\Delta z^2 \delta_z^2 u_i^n = u_{i-1}^n - 2u_i^n + u_{i+1}^n \quad (1.16)$$

On remarque que $\delta_z^2 u_i^n = \nabla_z \cdot \nabla_{\bar{z}} u_i^n$

$$B_m = \rho_m C_m$$

$$D_m = W_b^m C_b^m$$

$$Q_r^m = G_m$$

L'équation 4.168 devient alors

$$B_m \frac{(u_m)_i^{n+1} - (u_m)_i^{n-1}}{2\Delta t} + \frac{D_m}{4} [(u_m)_i^{n+1} + 2(u_m)_i^n + (u_m)_i^{n-1}] - \frac{1}{4} k_m \delta_z^2 [(u_m)_i^{n+1} + 2(u_m)_i^n + (u_m)_i^{n-1}] = (G_m)_i^n \quad (1.17)$$

Les conditions de continuité sur les interfaces deviennent alors

$$k_1 \frac{(u_1)_{N_1+1}^n - (u_1)_{N_1}^n}{\Delta z} = k_2 \frac{(u_2)_1^n - (u_2)_0^n}{\Delta z} \quad (1.18)$$

$$(u_1)_{N_1+1}^n = (u_2)_0^n \quad (1.19)$$

$$(u_2)_{N_2+1}^n = (u_3)_0^n \quad (1.20)$$

$$k_2 \frac{(u_2)_{N_2+1}^n - (u_2)_{N_2}^n}{\Delta z} = k_3 \frac{(u_3)_1^n - (u_3)_0^n}{\Delta z}$$

$$(u_2)_{N_2+1}^n = (u_3)_0^n \quad (1.21)$$

Les conditions initiales sont, pour tout n :

$$(u_m)_i^0 = (u_m)_i^0 = 0 \quad (1.22)$$

$$(u_1)_i^0 = 0 \quad (1.23)$$

$$(u_3)_{N_3+1}^n = (u_3)_{N_3}^n \quad (1.24)$$

Etant donnée que nous utilisons une différence centrale de second- ordre, l'erreur est de l'ordre de $O(\Delta z^2 + \Delta x^2)$, ainsi la solution exacte doit satisfaire la relation suivante :

$$B_m \frac{(\theta_m)_i^{n+1} - (\theta_m)_i^{n-1}}{2\Delta t} + \frac{D_m}{4} [(\theta_m)_i^{n+1} + 2(\theta_m)_i^n + (\theta_m)_i^{n-1}] - \frac{1}{4} k_m \delta_z^2 [(\theta_m)_i^{n+1} + 2(\theta_m)_i^n + (\theta_m)_i^{n-1}] = (G_m)_i^n + O(\Delta z^2 + \Delta x^2) \quad (1.25)$$

La stabilité et convergence sont démontrées dans [6].

L'algorithme de calcul est alors divisé en 3 étapes

Arrangeons l'équation 4.180 en un système linéaire en trois dimension comme suit

$$-b_p^{(1)}(u_1)_{p-1}^{n+1} + a_p^{(1)}(u_1)_{p-1}^{n+1} - c_p^{(1)}(u_1)_{p-1}^{n+1} = d_p^{(1)} \quad p = 1,2,3. \quad (1.26)$$

$$-b_p^{(2)}(u_2)_{p-1}^{n+1} + a_p^{(2)}(u_2)_{p-1}^{n+1} - c_p^{(2)}(u_2)_{p-1}^{n+1} = d_p^{(2)} \quad p = 1,2,3. \quad (1.27)$$

$$-b_p^{(3)}(u_3)_{p-1}^{n+1} + a_p^{(3)}(u_3)_{p-1}^{n+1} - c_p^{(3)}(u_3)_{p-1}^{n+1} = d_p^{(3)} \quad p = 1,2,3. \quad (1.28)$$

Avec

$$a_p^{(m)} = \frac{B_m}{2\Delta t} + \frac{D_m}{4} + \frac{k_m}{2\Delta t^2}, \quad b_p^{(m)} = \frac{k_m}{4\Delta x^2}, \quad c_p^{(m)} = \frac{k_m}{2\Delta x^2}$$

et

$$d_p^{(m)} = \frac{B_m}{2\Delta t} (u_m)_p^{n-1} - \frac{D_m}{4} [2(u_m)_p^n + (u_m)_p^{n-1}] + \frac{D_m}{4\Delta x^2} \delta_z^2 [2(u_m)_p^n + (u_m)_p^{n-1}] + (G_m)_p^n$$

En appliquant la méthode diviser pour régner, l'algorithme est la suivante :

-Etape1 :calcul de différentes séquences : en utilisant les formules suivants :

$$\{\beta_p^{(1)}, v_p^{(1)}\}_{m=1}^{N_1},$$

$$\{\beta_p^{(2)}, v_p^{(2)}, \lambda_p^{(2)}\}_{p=1}^{N_2},$$

$$\{\tilde{\beta}_p^{(2)}, \tilde{v}_p^{(2)}, \tilde{\lambda}_p^{(2)}\}_{p=1}^{N_2} \text{ et } \{\tilde{\beta}_p^{(3)}, \tilde{v}_p^{(3)}, \tilde{\lambda}_p^{(3)}\}_{p=1}^{N_2}$$

$$\beta_p^{(1)} = \frac{c_p^{(1)}}{a_p^{(1)} - b_p^{(1)} \beta_{p-1}^{(1)}}, \quad (1.29)$$

$$v_p^{(1)} = \frac{d_p^{(1)} + b_p^{(1)} v_{p-1}^{(1)}}{a_p^{(1)} - b_p^{(1)} \beta_{p-1}^{(1)}} \quad (1.30)$$

$$\beta_0^{(1)} = v_0^{(1)} = 0 \quad (1.31)$$

$$\beta_p^{(2)} = \frac{c_p^{(2)}}{a_p^{(2)} - b_p^{(2)} \beta_{p-1}^{(2)}} \quad (1.32)$$

$$v_p^{(2)} = \frac{d_p^{(2)} + b_p^{(2)} v_{p-1}^{(2)}}{a_p^{(2)} - b_p^{(2)} \beta_{p-1}^{(2)}} \quad (1.33)$$

$$\lambda_p^{(2)} = \frac{b_p^{(2)} \lambda_{p-1}^{(2)}}{a_p^{(2)} - b_p^{(2)} \beta_{p-1}^{(2)}} \quad (1.34)$$

$$\beta_0^{(2)} = v_0^{(2)} = 0, \lambda_0^{(2)} = 1, \quad p = 1, \dots, N_2 \quad (1.35)$$

$$\tilde{\beta}_p^{(2)} = \frac{b_p^{(2)}}{a_p^{(2)} - c_p^{(2)} \tilde{\beta}_{p+1}^{(2)}} \quad (1.36)$$

$$\tilde{v}_p^{(2)} = \frac{d_p^{(2)} + c_p^{(2)} \tilde{v}_{p+1}^{(2)}}{a_p^{(2)} - c_p^{(2)} \tilde{\beta}_{p+1}^{(2)}} \quad (1.37)$$

$$\tilde{\lambda}_p^{(2)} = \frac{b_p^{(2)} \tilde{\lambda}_{p+1}^{(2)}}{a_p^{(2)} - c_p^{(2)} \tilde{\beta}_{p+1}^{(2)}} \quad (1.38)$$

$$\tilde{\beta}_p^{(2)} = \tilde{v}_{N_2+1}^{(2)} = 0 \quad (1.39)$$

$$\tilde{\lambda}_{N_2+1}^{(2)} = 1 \quad p = N_2, \dots, 1 \quad (1.40)$$

$$\tilde{\beta}_p^{(3)} = \frac{b_p^{(3)}}{a_p^{(3)} - c_p^{(3)} \tilde{\beta}_{p+1}^{(3)}} \quad (1.41)$$

$$\tilde{v}_p^{(3)} = \frac{d_p^{(3)} + c_p^{(3)} \tilde{v}_{p-1}^{(3)}}{a_p^{(3)} - c_p^{(3)} \tilde{\beta}_{p-1}^{(3)}} \quad (1.42)$$

$$\tilde{\beta}_p^{(3)} = \tilde{v}_p^{(3)} = 0, \quad m = N_3, \dots, 1 \quad (1.43)$$

Etape 2 : remplacer les

$$(u_1)_{N_1}^{n+1} = \beta_{N_1}^{(1)} (u_1)_{N_1+1}^{n+1} + v_{N_1}^{(1)} \quad (1.44)$$

$$(u_2)_{N_2}^{n+1} = \beta_{N_2}^{(2)} (u_2)_{N_2+1}^{n+1} + v_{N_2}^{(2)} + \lambda_{N_2}^{(2)} (u_2)_0^{n+1} \quad (1.45)$$

$$(u_2)_1^{n+1} = \tilde{\beta}_1^{(2)} (u_2)_0^{n+1} + v_1^{(2)} + \tilde{\lambda}_1^{(2)} (u_2)_{N_2+1}^{n+1} \quad (1.46)$$

$$(u_3)_1^{n+1} = \tilde{\beta}_1^{(1)} (u_3)_0^{n+1} + \tilde{v}_1^{(1)} \quad (1.47)$$

Pour obtenir $(u_1)_{N_1+1}^{n+1}, (u_2)_0^{n+1}, (u_2)_{N_1+1}^{n+1}$ et $(u_3)_0^{n+1}$

Etape 3 : résoudre les inconnues restantes dans $(u_1)_p^{n+1}, p = 1, 2, 3$ par les équations suivantes :

$$(u_1)_p^{n+1} = \beta_p^{(1)} (u_1)_{p+1}^{n+1} + v_p^{(1)}, \quad p = N_1, \dots, 1 \quad (1.48)$$

$$(u_2)_p^{n+1} = \beta_p^{(2)} (u_2)_{p+1}^{n+1} + v_p^{(2)} + \lambda_p^{(2)} (u_2)_0^{n+1}, \quad p = N_2, \dots, 1 \quad (1.49)$$

$$(u_3)_p^{n+1} = \beta_p^{(3)} (u_3)_{p-1}^{n+1} + \tilde{v}_p^{(3)}, \quad p = 1, \dots, N_3 \quad (1.50)$$

6. Résultat des simulations

6.1 Permittivité relative des tissu

Les figures 1.06 et 1.07 montrent respectivement la permittivité et conductivité des tissus étudiés.

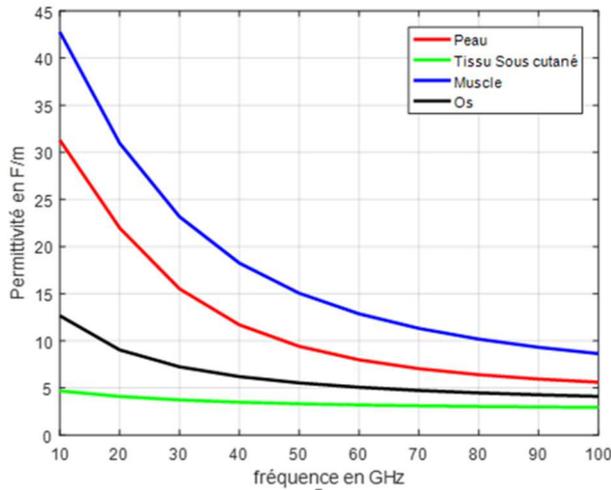


Figure 1.06 : Permittivité de la peau-
Graisse sous cutanée et muscle et l'os

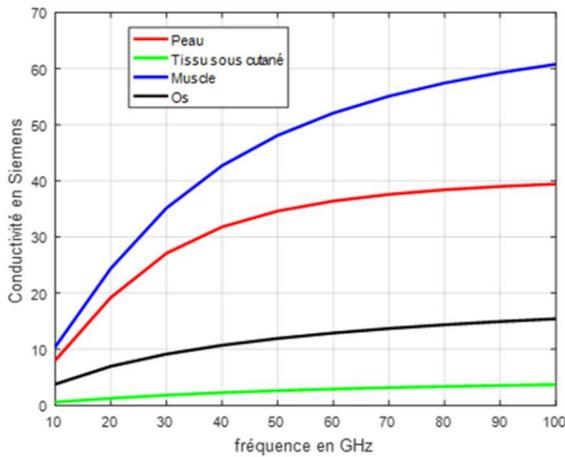


Figure 1.07 : Conductivité de la peau-
graisse sous cutané-muscle-os

Ces figures montrent que la permittivité s'accroît avec la fréquence tandis que la conductivité régresse. Le muscle et la peau ont une grande conductivité, cela implique qu'ils absorbent peu l'énergie électromagnétique.

6.2 Réflexion des ondes millimétriques par la peau

Dans cette partie, nous simulons d'abord la peau illuminée par une onde millimétrique en polarisation parallèle et perpendiculaire. Les figures 1.08 et 1.09 montrent respectivement la variation des coefficients de réflexion pour une onde en polarisation perpendiculaire et en parallèle suivant l'angle d'incidence de l'onde et la fréquence.

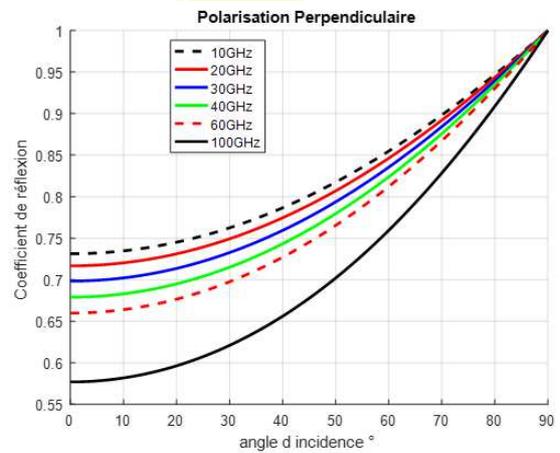


Figure 1.08 : Réflexion en polarisation
perpendiculaire

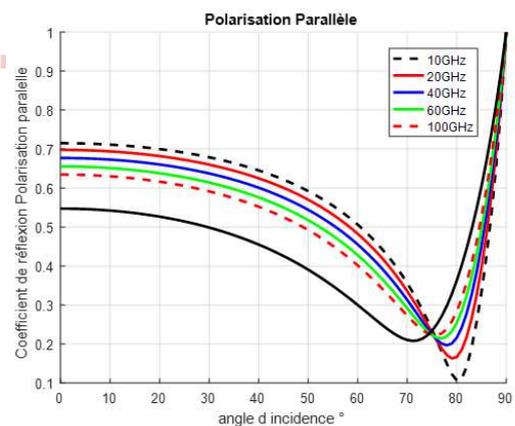


Figure 1.09 : Réflexion en polarisation
parallèle

Ces figures montrent les aspects suivants :

-Pour la polarisation perpendiculaire, le coefficient de réflexion augmente avec l'angle d'incidence. Le coefficient de réflexion est entre 0.72 à 0.67 pour un angle d'incidence 0° et pour la fréquence allant de 10 à 100 GHz. C'est-à-dire 72 à 67 % de l'énergie incidente sont réfléchies.

-Pour la polarisation parallèle, la plupart de l'énergie est absorbée pour les angles d'incidence entre 70° à 80° . Entre 0° à 40° , le coefficient de réflexion varie de diminuer 10% pour toutes les fréquences. Pour la fréquence 20 GHz, plus de 70 pourcent l'énergie incidente est réfléchi pour un angle d'incidence de 0° .

6.3 Profondeur de pénétration

La figure 1.10 montre la profondeur de pénétration dans les tissus étudiés. La profondeur de pénétration signifie qu'à cette profondeur l'onde a déjà perdu 35 % de son énergie d'origine

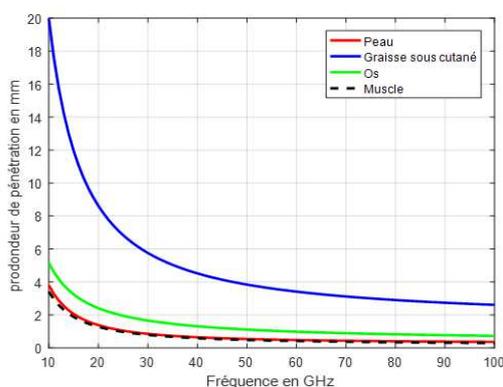


Figure 1.10 : Profondeur de pénétration dans les tissus étudiés

. Cette figure montre les aspects suivants :

- Plus la fréquence augmente plus l'onde n'arrive pas à pénétrer dans le tissu
- Par rapport à la peau, l'os et le muscle, la graisse sous cutanée montre une grande profondeur de pénétration. À 10 GHz, sa profondeur de pénétration est de 20 mm contre 2.6 mm à 100 GHz.
- Les ondes millimétriques sont très atténuées par la peau et le muscle. Pour la peau, la profondeur de pénétration est de 0.91 mm à 28 GHz et 0.364 mm à 100 GHz. Cette grande atténuation/absorption de l'onde millimétrique dans ces tissus résulte directement du fait de leur forte teneur en eau.

6.4 Réflexion et transmission de l'énergie électromagnétique dans les différents modèles de la peau

6.4.1 Modèle 1: Peau-Graisse sous cutanée-Muscle

La figure 1.11 et 1.12 montrent respectivement les variations du coefficient de réflexion et transmission pour le modèle 1.

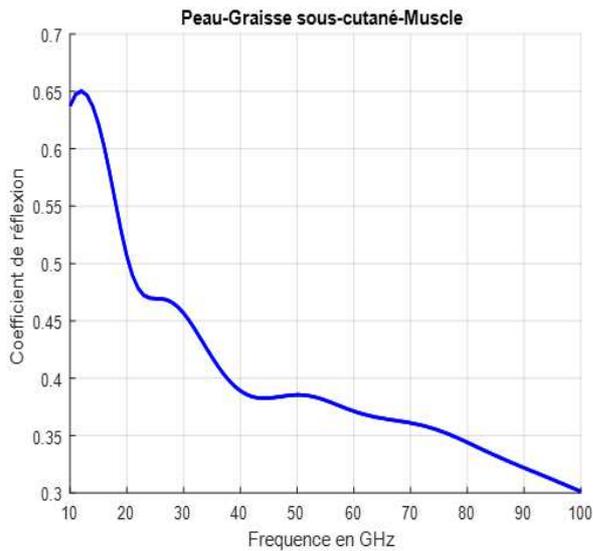


Figure 1.11 : Coefficient de réflexion modèle 1

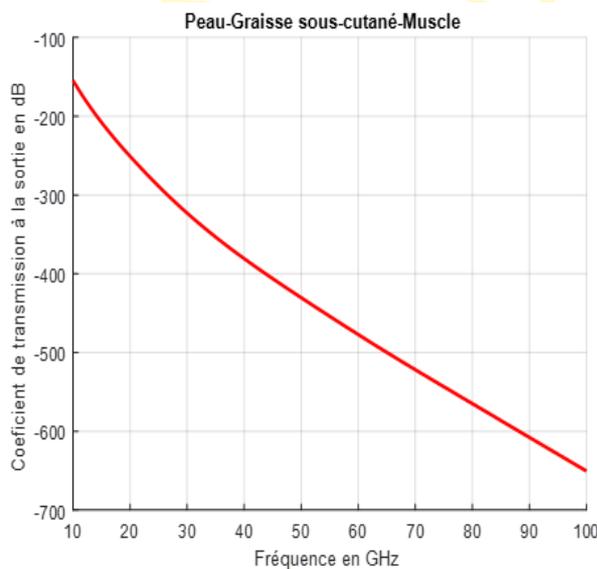


Figure 1.12 : Coefficient de transmission modèle 1

Les figures 1.11 et 1.12 montrent les aspects suivants :

-Comme dans l'étude de la peau (une seule couche), nous pouvons voir clairement que

plus la fréquence monte moins l'onde est réfléchi, mais plus l'onde n'arrive pas à pénétrer dans le tissu biologique.

-À partir de 21 GHz plus de 50% de l'énergie est réfléchi, le coefficient de réflexion sont respectivement 0.5340, 0.6288 et 0.6987 pour 28, 60 et 100 GHz

-Le coefficient de transmission nous renseigne sur la puissance transmise à l'autre extrémité de notre modèle. La figure 5.12 montre qu'à la fréquence 28 GHz, la puissance incidente est diminuée de -309.7319 dB, ce qui signifie que pratiquement c'est égal à zéro. Toute l'énergie est fortement absorbée les premiers millimètres du modèle.

6.4.2 Modèle 2: Peau-Graisse sous cutané-Muscle

Le deuxième modèle est formé de la peau-muscle et de l'os, il qui représente le front. Les figures 1.13 et 1.14 montrent respectivement les coefficients de réflexion et de transmission des ondes millimétriques dans le modèle 2.

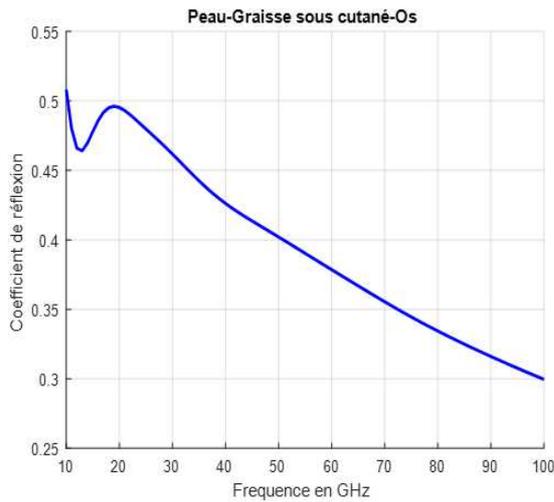


Figure 1.13 : Coefficient de réflexion modèle 2

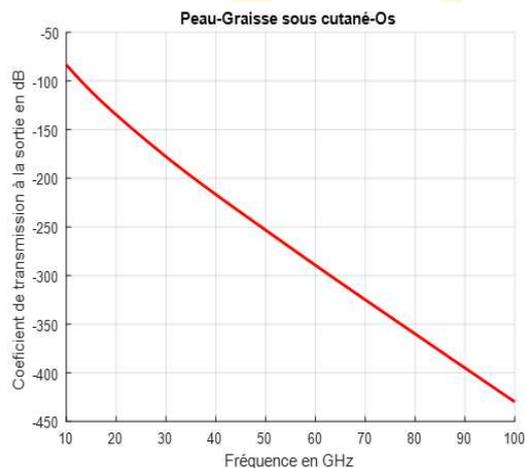


Figure 1.14 : Coefficient de transmission modèle 2

Les figures 5.13 et 5.14 montrent les aspects suivants :

-Pour le coefficient de réflexion par rapport au modèle précédent, nous voyons une petite différence aux fréquences 26, 60 et 100 GHz nous avons 0.5308 0.6215 et 0.7005.

-Pour le coefficient de transmission, nous constatons que l'onde a bien pu pénétrer

davantage par rapport au modèle 1. Le coefficient de transmission à 28 GHz est de -169.4569 dB. Cela confirme la profondeur de pénétration dans la figure 5.10. Cela vient du fait que l'os contient moins d'eau que le muscle (grande conductivité).

6.4.3 Modèle 3: Vêtement-peau-Graisse sous cutané-muscle

Maintenant nous allons considérer le corps humain couvert par un vêtement. L'épaisseur du vêtement de l'homme varie entre 0.5 à 3 mm. Nous avons pris la permittivité relative du tissu (permittivité relative du vêtement $4 - j*0.1$) dans [2].

Les figures 1.15 et 1.16 montrent respectivement les variations du coefficient de transmission à l'entrée du modèle 3 et le coefficient de transmission à la sortie du même modèle.

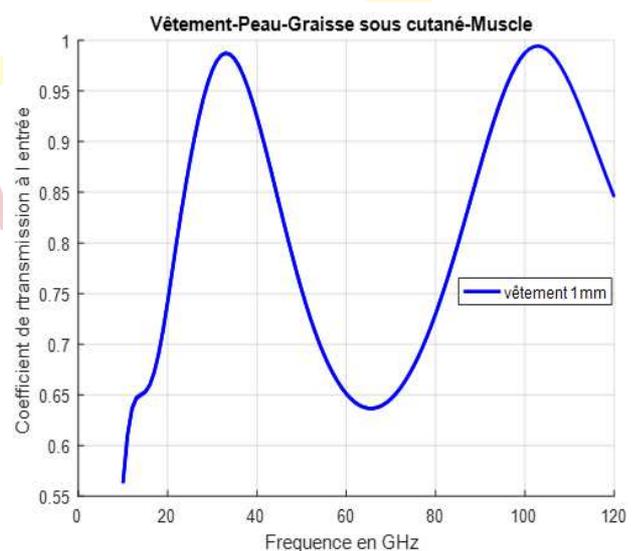


Figure 1.15 : Coefficient de transmission à l'entrée du modèle 3

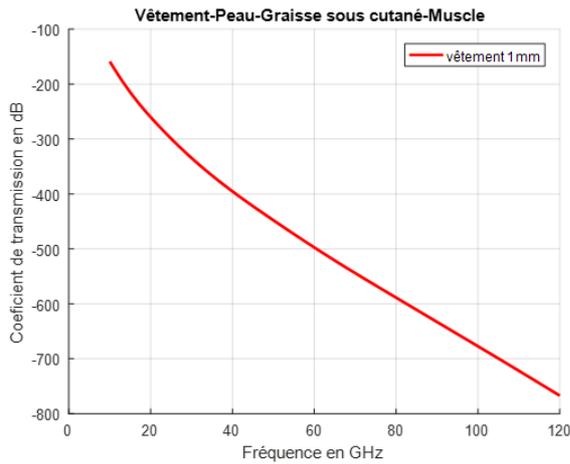


Figure 1.16 : Coefficient de transmission à la sortie du modèle 3

Ces résultats montrent que pour certaine fréquence le vêtement a amplifié la pénétration de l’onde dans le corps humain. Physiquement, cela signifie que le vêtement joue le rôle d’un transformateur d’impédance qui se traduit par une augmentation du couplage entre l’onde et le tissu biologique pour les fréquences telles que l’épaisseur du vêtement est égal au quart d’onde. Ces maxima se trouvent alors sur les fréquences :

$$f_n = \frac{nc}{8E_t}$$

Où :

- n est égale à 1, 3, 5, 7 ...
- c la célérité de la lumière
- E_t l’épaisseur du vêtement

Dans notre cas, on voit le pic pour 37.5 GHz et 112 GHz.

Concernant le coefficient de transmission à la sortie du modèle 3, on remarque qu’une très peu de variation du niveau de puissance par

rapport aux deux modèles précédents. Pour la fréquence 28 GHz, le coefficient de transmission à la sortie du modèle est de -320.9001 dB. Cela veut dire que l’amplification du couplage due au vêtement n’a pas du tout affecté le niveau de puissance en profondeur, l’énergie est toujours absorbée.

6.4.4 modèle 4: Vêtement-peau-graisse sous cutané- os

Les figures 1.17 et 1.18 montrent respectivement les variations du coefficient de transmission à l’entrée et à la sortie du modèle 4.

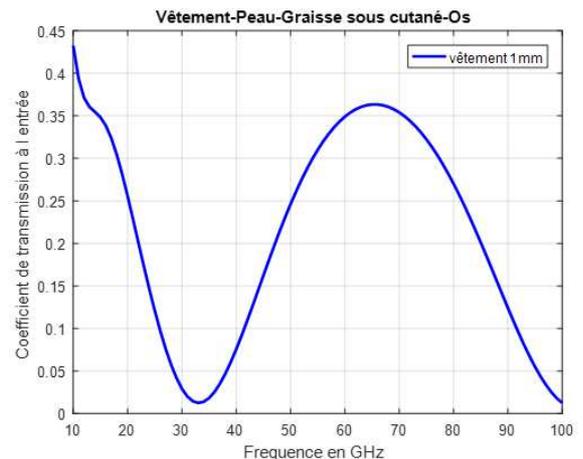


Figure 1.17 : Coefficient de transmission à l’entrée du modèle 4

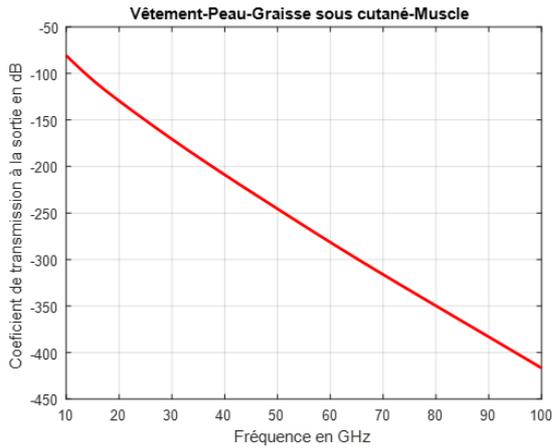


Figure 1.18 : Coefficient de transmission à la sortie du modèle 4

Ces figures montrent des caractéristiques similaires au modèle 3 précédent. Pour le coefficient de transmission à la sortie du modèle 4, la figure 5.18 ne présente pas une grande variation par rapport au modèle 2. Ainsi, même le tissu amplifie le couplage pour certaine fréquence, l'énergie de l'onde est toujours absorbée fortement dans les tissus.

6.5 Distribution du DAS dans le corps humain

Nous avons vu précédemment que l'énergie des ondes millimétriques n'arrive pas à pénétrer en profondeur dans le corps humain. Dans cette partie nous allons quantifier cela en utilisant le DAS. Les figures 1.19 et .120 montrent respectivement la distribution du débit d'absorption spécifique dans la peau pour une fréquence 26 GHz différentes puissance incidentes et dans le modèle 1 pour

différentes fréquences et une puissance incidente 10 W/m^2 .

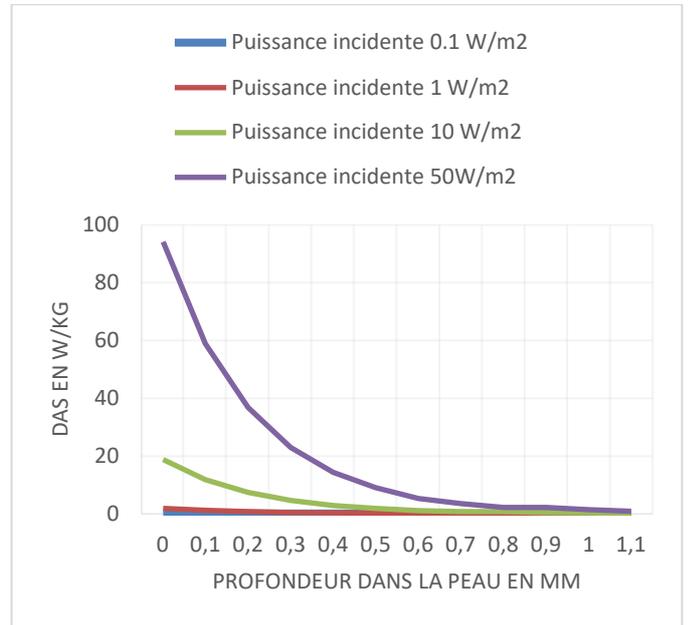


Figure 1.19 : Distribution du DAS dans la peau

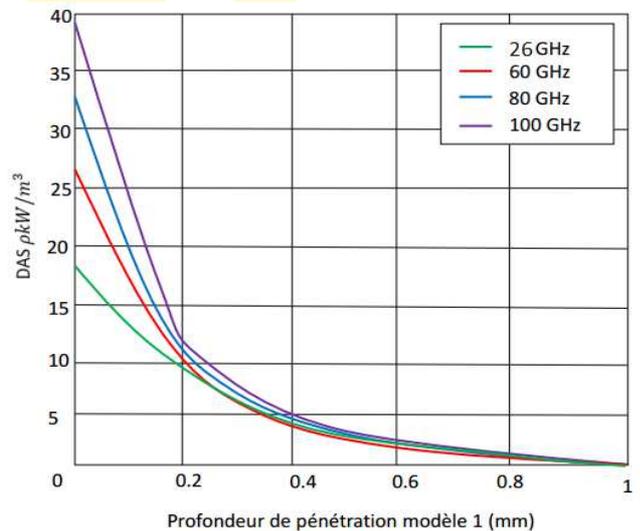


Figure 1.20 : Distribution du DAS dans le modèle 1

Ces figures indiquent que la plupart de l'énergie est absorbée dans le premier millimètre de la peau c'est-à-dire dans la partie du derme. Cela vient du fait que cette partie contient environ 70 % d'eau.

6.6 Élévation de température suite à l'absorption de l'énergie électromagnétique

Enfin dans cette partie, nous allons présenter l'élévation de la température due à l'absorption de l'énergie électromagnétique. La figure 1.21 montre la variation de la température pour les 4 modèles, l'épaisseur de la peau étant de 1 mm et pour une puissance incidente de 10 W/m^2 . Par contre la figure 1.22 montre la variation de la température suivant l'épaisseur du vêtement pour la même fréquence et puissance incidente.

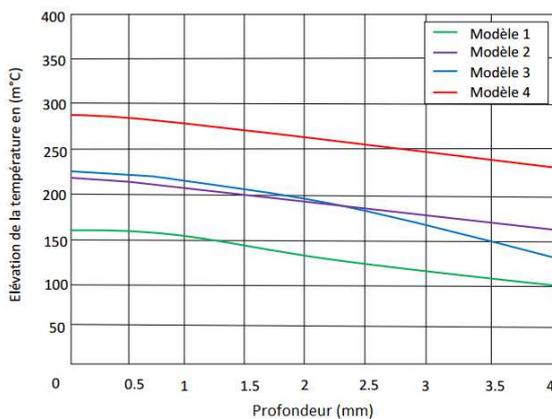


Figure 1.21 : Élévation de température dans les 4 modèles

La figure 5.21 montre les aspects suivants :

-Pour le modèle 1, l'élévation de la température à la surface de la peau est d'environ $0.16 \text{ m}^\circ\text{C}$. Cela vient du fait que l'énergie déposée sur la surface est rapidement dissipé dans l'air.

-Pour le modèle 2, l'élévation de la température est plus petite à la surface de la peau et plus grande à l'intérieur comparé au modèle 3. Cela vient directement du fait que l'os n'a pas une grande capacité de thermorégulation par rapport au muscle.

-Le modèle 4 qui représente le front avec du vêtement présente la plus grande élévation de la température. En effet cela vient du fait qu'à cause du vêtement, il y a peu d'aération ce qui ne permet pas de dissiper l'énergie à la surface de la peau rapidement. En ce qui concerne l'élévation de la température en profondeur, comme le cas du modèle 2, l'os n'as pas une grande capacité de thermorégulation.

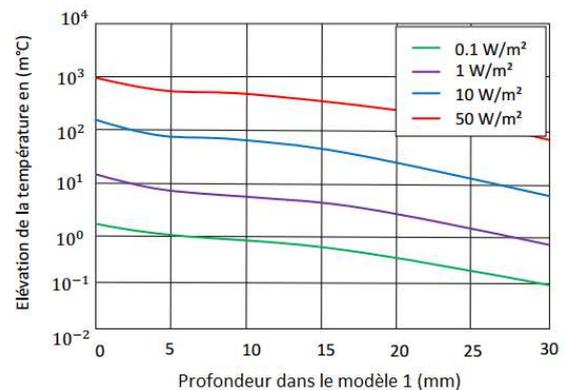


Figure 1.22 : Élévation de température suivant différente puissance incidente à 26 GHz

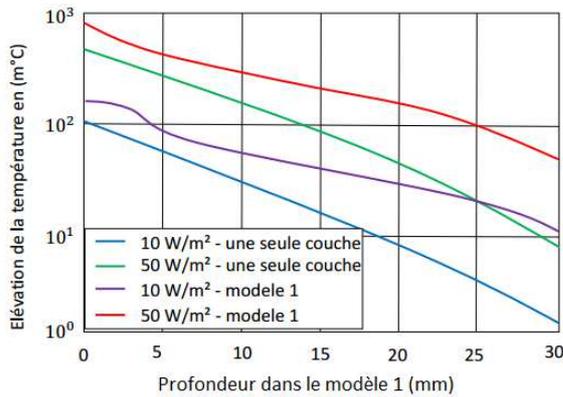


Figure 1.23 : Comparaison de la peau et modèle 1

Les figures 5.23 et 5.24 montrent les aspects suivants :

- Même jusqu'à 50 W/m² l'élévation de la température est inférieure à 1°C
- La température devient moindre plus on pénètre dans le corps

La figure 5.24 compare l'élévation de température pour le modèle 1 et un modèle de la peau une seule couche pour une fréquence 26 GHz de puissance 10 et 50 W/m². On remarque que l'élévation de la température pour le modèle 1 est plus grande par rapport au modèle de la peau d'une seule couche. Cela vient du fait que la graisse sous cutané est un isolant thermique, ainsi la chaleur ne peut pas se propager rapidement pour être dissipée. Cela veut dire que la structure joue un rôle important dans l'évaluation de l'élévation de la température due à l'absorption de l'énergie électromagnétique.

Ces deux figures démontrent alors que tant qu'on reste en dessous de la limite de l'ICNIRP (10 et 50 W/m²), l'élévation de la température reste inférieure à 1°C qui est le seuil pour considérer qu'il y a effet thermique.

7 Conclusion

Nous avons vu dans cet article que la plupart de l'énergie électromagnétique des ondes millimétriques est absorbée dans les premiers millimètres de profondeur du corps humain. La profondeur de la peau est également fortement dépendante de la fréquence. Les os et la graisse sont de mauvais conducteurs, ils absorbent donc faiblement l'énergie et les RF pénètrent profondément dans ces tissus. Les tissus à haute teneur en eau tels que les muscles et la peau sont de bons conducteurs et ceux-ci absorberont plus fortement et auront donc une profondeur de peau plus faible. À des fréquences plus élevées, la profondeur de la peau diminue, donc l'absorption dans le corps se limite de plus en plus aux tissus de surface. Nous avons trouvé qu'à la puissance incidente 10 W/m² jusqu'à 50 W/m² qui sont les limites de l'exposition de l'ICNIRP, l'élévation de la température due à l'absorption des ondes millimétriques ne dépasse pas de 1°C qui est le seuil des effets thermiques. Du point de vue effet thermiques, nous pouvons dire que tant qu'on suit les normes d'exposition de l'ICNIRP,

nous sommes protégés contre les effets thermiques. Cependant, des recherches sont toujours nécessaire pour analyser d'autres scénario d'exposition et les effets cumulatifs pour rendre le déploiement des technologies de communications sans fil plus sûre pour la santé.

RÉFÉRENCES

- [1] S. Gabriel, R. W. Lau, C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys. Med. Biol* 1996.
- [2] O. P. Gand, H A. Riazi, "Absorption of millimeter waves by human beings and its biological implications," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 34, no. 2, pp. 228–235, Fev. 1986
- [3] N. Chahat, M. Zhadobov, L. Le Coq, S. I. Alekseev, and R. Sauleau, "Characterization of the interactions between a 60-GHz antenna and the human body in an off-body scenario," *IEEE Trans. Antennas Propagation.*, vol. 60, no. 12, pp. 5958–5965, 2012.
- [4] C. M. Alabaster "the microwave properties of tissue and other lossy

dielectrics", Thèse université de Cranfield , Mars 2004

[5] S. D. Gedney, « *Introduction to the Finite-Difference Time-Domain (FDTD) Method for Electromagnetics*», Morgan & Claypool 2011.

[6] W. Dai, H. Yu, R Nassar "a fourth-order compact finite-difference scheme for solving a 1-d pennes'bioheat transfer equation in a triple-layered skin structure "Mathematics & Statistics , Ruston, Louisiana, USA, 17 Août 2010