



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE

Centro de Engenharia Elétrica e Informática

Departamento de Engenharia Elétrica

Trabalho de Conclusão de Curso

Campina Grande – Paraíba

Outubro de 2011

Aluna: Cynthia Bispo Magalhães Pessoa

Matrícula: 20411246

Estudo da propagação das ondas eletromagnéticas em um modelo de corpo humano estratificado

Trabalho de conclusão de curso, apresentado à Coordenação de Estágio e Projeto de Engenharia Elétrica, do Curso de Graduação em Engenharia Elétrica, do Centro de Engenharia Elétrica e Informática, da Universidade Federal de Campina Grande, em cumprimento às exigências para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Professor Rômulo Maranhão do Valle

Campina Grande – Paraíba

Outubro de 2011

Agradecimentos

Aos meus professores, da Universidade de Ottawa o senhor Mustapha C. E. Yagoub, e da *École Supérieure D'Ingénieurs en Systèmes Industriels Avancés Rhône-Alpes* – ESISAR o senhor Tan Phu Vuong, pelo suporte dado no decorrer do trabalho.

Ao meu professor orientador da Universidade Federal de Campina Grande, Rômulo Maranhão do Valle, pelas enriquecedoras contribuições.

Ao Professor Talvanes Meneses Oliveira, coordenador do curso de Engenharia Elétrica, por todo o apoio dado no decorrer dos últimos anos e pela capacidade de dirigir a coordenação de Engenharia Elétrica de maneira correta, usando sempre o bom-senso para o desempenho de suas atribuições.

Resumo

Com o intuito de analisar a interação das ondas eletromagnéticas com o corpo humano, um estudo acerca da propagação dessas ondas através do corpo foi elaborado. Para isto, as seguintes etapas foram realizadas: escolha de um modelo estratificado que represente o corpo humano; desenvolvimento matemático teórico do comportamento das ondas eletromagnéticas no modelo escolhido para as polarizações perpendicular e paralela; e pesquisa dos parâmetros elétricos a 402 MHz utilizados pelo modelo. Para consolidar este estudo, uma aplicação numérica foi desenvolvida no MATLAB e resultados como a Taxa de Absorção Específica, a impedância da onda nos diferentes tecidos biológicos e o percentual de potência absorvida e radiada foram calculados. A fim de validar o programa criado, seus resultados foram comparados com os resultados de uma das referências bibliográficas.

Palavras-chave:

Propagação de ondas eletromagnéticas, Modelo de corpo humano com multicamadas, Parâmetros elétricos para tecidos biológicos, Taxa de Absorção Específica.

Abstract

In order to analyze the interaction of electromagnetic waves with the human body, a propagation study of these waves through the body was developed. For this, the following steps were done: choice of a multilayered model that represents the human body; theoretical mathematical development of the electromagnetic waves behavior in the chosen model for perpendicular and parallel polarizations, and research of electrical parameters at 402 MHz used by the model. To consolidate this study, a numerical application was developed in MATLAB and results as the Specific Absorption Rate, the wave impedance in different biological tissues and the percentage of radiated and absorbed power were calculated. In order to validate the program created their results were compared with the results of the references.

Keywords: Electromagnetic wave propagation, multilayered model of the human body, electrical parameters for biological tissues, Specific Absorption Rate.

Lista de Figuras

Figura 1: Geometria geral de uma estrutura plana estratificada.	8
Figura 2: Modelo do corpo humano que possui três camadas de tecidos constituído de: pele, gordura e músculo.	9
Figura 3: Representação das polarizações, onde os índices i , r e t significam incidente, refletido e transmitido.....	10
Figura 4: Amplitude do coeficiente de reflexão na superfície ar-pele.....	23
Figura 5: Amplitude do coeficiente de transmissão na superfície ar-pele.....	23
Figura 6: Amplitude do coeficiente de reflexão na superfície pele-gordura.....	23
Figura 7: Amplitude do coeficiente de transmissão na superfície pele-gordura.....	24
Figura 8: Amplitude do coeficiente de reflexão na superfície gordura-músculo.	24
Figura 9: Amplitude do coeficiente de transmissão na superfície gordura-músculo.	24
Figura 10: Ilustração das ondas incidente, refletidas e transmitidas consideradas.	26
Figura 11: Fase do coeficiente de reflexão na superfície ar-pele.	35
Figura 12: Fase do coeficiente de transmissão na superfície ar-pele.	35
Figura 13: Fase do coeficiente de reflexão na superfície pele-gordura.	36
Figura 14: Fase do coeficiente de transmissão na superfície pele-gordura.....	36
Figura 15: Fase do coeficiente de reflexão na superfície gordura-músculo.....	36
Figura 16: Fase do coeficiente de transmissão na superfície gordura-músculo.....	37
Figura 17: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular (setas vermelhas da Figura 10).	56
Figura 18: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela (setas vermelhas da Figura 10).	57
Figura 19: Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização perpendicular (setas verdes da Figura 10).	57
Figura 20: Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização paralela (setas verdes da Figura 10).	57
Figura 21: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular (setas amarelas da Figura 10).	58
Figura 22: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela (setas amarelas da Figura 10).	58

Lista de Tabelas

Tabela 1: Diferentes valores encontrados na literatura para a pele e gordura.	9
Tabela 2: Amplitudes complexas das ondas incidentes e refletidas.....	18
Tabela 3: Parâmetros dos tecidos usados no modelo do corpo humano.....	20
Tabela 4: Impedância da onda para cada camada.....	25
Tabela 5: Percentual das potências radiadas e absorvidas para a polarização perpendicular. ...	27
Tabela 6: Percentual das potências radiadas e absorvidas para a polarização paralela.....	27
Tabela 7: Limites da SAR fornecidos pela <i>Health Canada</i>	29
Tabela 8: SAR encontrada na pele e na gordura para a polarização perpendicular.....	29
Tabela 9: SAR encontrada na pele e na gordura para a polarização paralela.....	30

Lista de Siglas

ERC – <i>European Radiocommunication Committee</i>
FCC – <i>Federal Communications Commission</i>
MICS – <i>Medical Implants Communications Services band</i>
RF – Rádio Frequência
SAR – <i>Specific Absorption Rate</i>
TE – <i>Transverse Electric</i>
TM – <i>Transverse Magnetic</i>

Sumário

1. INTRODUÇÃO	7
2. MODELO ESTRATIFICADO DO CORPO HUMANO	8
3. TEORIA DO CAMPO ELÉTRICO E MAGNÉTICO EM UM MEIO ESTRATIFICADO.....	10
3.1. POLARIZAÇÃO PERPENDICULAR	11
3.2. POLARIZAÇÃO PARALELA.....	13
4. CONDIÇÕES DE FRONTEIRAS	13
4.1. POLARIZAÇÃO PERPENDICULAR	13
4.2. POLARIZAÇÃO PARALELA.....	18
5. PARÂMETROS DOS TECIDOS HUMANOS	19
6. APLICAÇÃO NUMÉRICA	21
6.1. VALIDAÇÃO DO CÓDIGO DESENVOLVIDO	22
6.2. IMPEDÂNCIA DA ONDA.....	25
6.3. PERCENTAGENS DAS POTÊNCIAS RADIADAS E ABSORVIDAS	25
6.4. TAXA DE ABSORÇÃO ESPECÍFICA	28
7. CONCLUSÃO	32
8. BIBLIOGRAFIA.....	33
9. ANEXO.....	35
9.1. GRÁFICOS DAS FASES DOS COEFICIENTES DE REFLEXÃO E TRANSMISSÃO.....	35
9.2. PROGRAMA EQUIVALENTE AO ESTUDO DE PROPAGAÇÃO	37
9.3. GRÁFICOS DOS COEFICIENTES DE REFLEXÃO E TRANSMISSÃO.....	56

1. INTRODUÇÃO

Nos dias de hoje, devido à significativa expansão dos sistemas de comunicação sem fio em altas frequências, especialmente aqueles relacionados aos telefones móveis e ao rápido desenvolvimento dos dispositivos médicos portáteis que possuem comunicação via ondas eletromagnéticas, o estudo da propagação dessas ondas envolvendo o corpo humano vem se tornando cada vez mais relevante.

Para se entender os efeitos resultantes no tecido biológico, é necessário o conhecimento da intensidade do campo elétrico nas partes do corpo sob exposição. Conhecidas as propriedades elétricas dos diferentes tipos de tecido humano como a permissividade elétrica, a condutividade elétrica e a densidade de massa, será possível determinar o campo elétrico na região de interesse e a absorção da energia pela massa de tecido biológico.

Esta absorção de energia pode ser determinada por um parâmetro chamado Taxa de Absorção Específica (*SAR – Specific Absorption Rate*), medida em W/kg. Ela pode variar de um ponto a outro do corpo, quer devido às variações do campo elétrico com a posição, quer devido às variações da condutividade para diferentes tipos de tecido.

O presente trabalho visa o desenvolvimento de um estudo acerca da propagação de ondas eletromagnéticas em um modelo de corpo humano estratificado, para que parâmetros como a Taxa de Absorção Específica, a impedância da onda nos tecidos biológicos e o percentual da potência absorvida e radiada possam ser calculados. Para isto as seguintes etapas serão vistas: estudo de um modelo de corpo humano estratificado; desenvolvimento matemático teórico da propagação das ondas eletromagnéticas; e pesquisa dos parâmetros elétricos dos tecidos biológicos.

Além disso, para a consolidação deste estudo, uma aplicação numérica será colocada em prática com a ajuda de um programa desenvolvido no ambiente MATLAB, software da *The MathWorks™*.

Vale ressaltar que este trabalho deverá utilizar a frequência de propagação da onda eletromagnética a 402 MHz e as normas para avaliação da SAR devem respeitar a legislação canadense.

2. MODELO ESTRATIFICADO DO CORPO HUMANO

Quando o raio de curvatura da superfície do corpo é maior do que o comprimento de onda e maior que a largura do feixe da radiação incidente, os modelos de tecidos planos podem ser usados para estimar a energia absorvida e sua distribuição dentro do corpo humano.

Então, o tecido humano é considerado como um meio estratificado composto de camadas de geometria planar de dielétricos isotrópicos e homogêneos com perdas, como ressaltam AKRAM e JASMY (2008). Desta forma, o modelo chamado Estrutura planar de multicamadas (*Planar Multilayered Structure*) é uma boa representação do corpo humano. A Figura 1 mostra a geometria geral de uma estrutura plana com várias camadas.

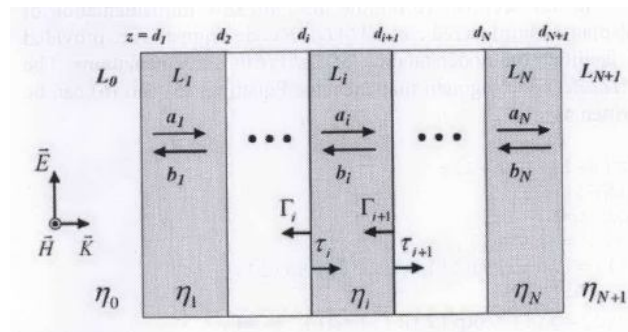


Figura 1: Geometria geral de uma estrutura plana estratificada.

Fonte: AKRAM; JASMY (*LabVIEW-Based Planar Multilayered Model (...)*, 2008).

No modelo da Figura 1 existem $N + 2$ camadas (L_0, L_1, \dots, L_{N+1}) e $N + 1$ interfaces ou fronteiras (d_1, \dots, d_{N+1}). A i th camada é indicada por L_i e é caracterizada pela:

- Permissividade elétrica, ϵ_i (F/m);
- Permeabilidade magnética, μ_i (H/m); e
- Condutividade elétrica, σ_i (S/m).

A camada localizada mais a esquerda é denotada como L_0 , enquanto que a camada mais a direita é denotada por L_{N+1} . Nos casos onde a camada L_N for ilimitada, a L_{N+1} não deve ser considerada.

O modelo considerado neste trabalho para o corpo humano é baseado no modelo de várias camadas. Ele consiste em pele, gordura e músculo como mostrado na Figura 2. Este modelo fornece uma estimativa aceitável para a estrutura de tecidos humanos, como

destacam KIM e RAHMAT-SAMII (2004); AKRAM e JASMY (2008), HU (1998) e GUPTA e SINGH (2005).

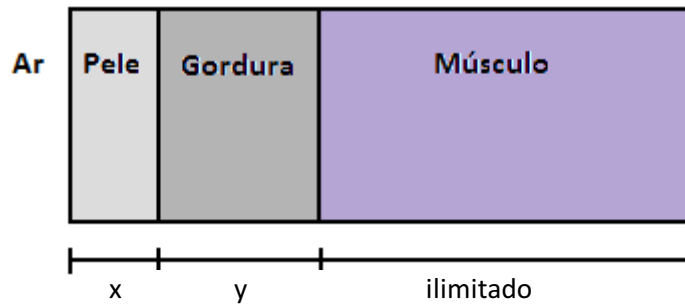


Figura 2: Modelo do corpo humano que possui três camadas de tecidos constituído de: pele, gordura e músculo.

Existem diferentes configurações para o dimensionamento das camadas para este tipo de modelo, ou seja, a espessura do tecido biológico pode variar dependendo da aplicação ou do alvo em análise. Por exemplo, se é importante saber a quantidade de energia absorvida pelo tecido adiposo, a espessura da gordura deverá variar.

Um fato que também deve ser levado em consideração é que a pele humana, assim como a gordura, possui diferentes espessuras de acordo com a região do corpo onde ela está localizada. Outros fatores como idade e sexo dos indivíduos também podem contribuir para as diferentes espessuras dos tecidos biológicos. A Tabela 1 mostra diferentes valores encontrados na literatura para as espessuras da pele e da gordura.

Tabela 1: Diferentes valores encontrados na literatura para a pele e gordura.

Referências	x (mm)	y (mm)
KIM e RAHMAT-SAMII (2004)	4	4
AKRAM e JASMY (2008)	2	10
HU (1998)	3	20
GUPTA e SINGH (2005)	1	5

Para que o código desenvolvido no MATLAB para aplicação numérica seja validado, ao se comparar os resultados obtidos com aqueles que foram gerados por HU (1998), foi necessário que as dimensões adotadas fossem as mesmas, então, este trabalho adotará como medidas 3 mm e 20 mm de espessura para a pele e a gordura, respectivamente.

O músculo terá sua espessura considerada como infinita porque quando comparada com as outras espessuras do modelo, a espessura do músculo é muito maior. É importante ressaltar que uma camada constituída de ar localizada frontalmente à pele foi incorporada ao modelo para torná-lo mais realista.

3. TEORIA DO CAMPO ELÉTRICO E MAGNÉTICO EM UM MEIO ESTRATIFICADO

Para obter o comportamento eletromagnético do modelo acima, deve-se aplicar uma onda de incidência oblíqua na interface ar-corpo.

Da teoria do eletromagnetismo sabe-se que uma onda com uma específica polarização pode ser descrita como a superposição de duas ondas polarizadas ortogonalmente. Estas polarizações podem ser:

- Polarização Perpendicular (Transverse Electric - TE) – com o campo elétrico perpendicular ao plano de incidência e o campo magnético paralelo ao plano de incidência, Figura 3-a ; e
- Polarização Paralela (Transverse Magnetic - TM) – com o campo elétrico paralelo ao plano de incidência e o campo magnético perpendicular ao plano de incidência, Figura 3-b.

O plano de incidência é o plano xz. Ele é definido como o plano contendo a superfície normal a interface e a direção de propagação da onda incidente.

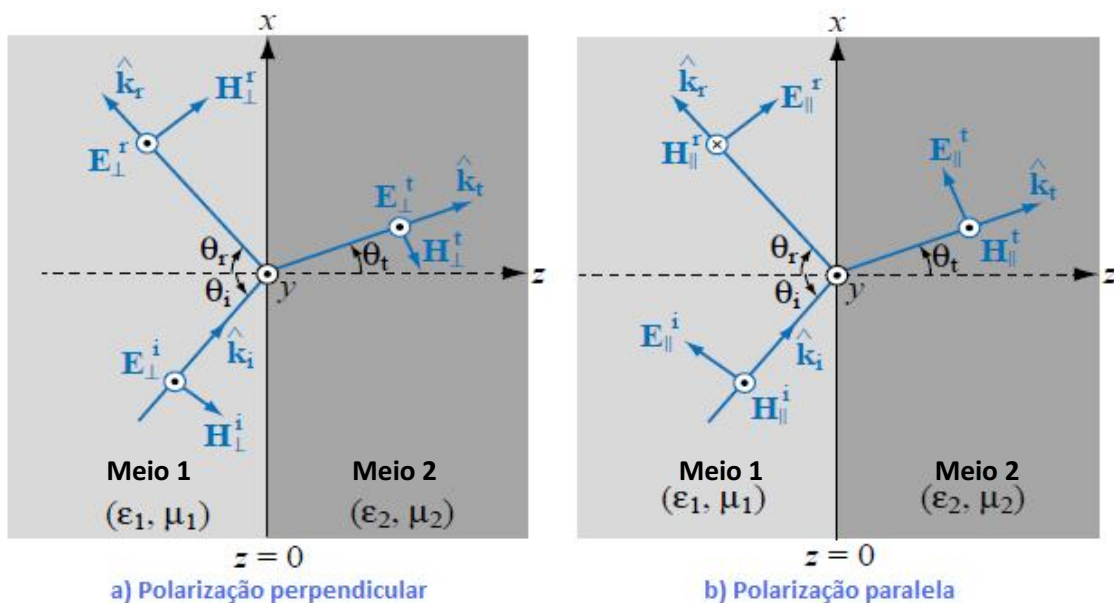


Figura 3: Representação das polarizações, onde os índices i, r e t significam incidente, refletido e transmitido.

A polarização perpendicular tem as seguintes componentes dos campos: E_y, H_x e H_z com $E_x = E_z = H_y = 0$. Já a polarização paralela tem H_y, E_x e E_z com $H_x = H_z = E_y = 0$. Notando que em ambos os casos os campos que são perpendiculares ao plano de incidência tem somente uma componente, o foco será neles. Para a polarização perpendicular, o campo elétrico será calculado diretamente, enquanto que para a polarização paralela, ele será obtido

a partir do campo magnético H_y . Vale salientar que a solução para os campos eletromagnéticos de ambas as polarizações é muito semelhante.

O primeiro caso a ser estudado neste trabalho é a solução para a polarização perpendicular. Para isto, um sistema de coordenadas ortogonal xyz será considerado e o meio de propagação deve variar somente ao longo do eixo z.

3.1. POLARIZAÇÃO PERPENDICULAR

Assumindo que o campo elétrico ($E_{i,y}$) na i th camada satisfaz as equações de Maxwell, tem-se que:

$$(\nabla^2 - \gamma_i^2)E_{i,y} = 0 \quad (1)$$

onde $\gamma_i^2 = j\sigma_i\mu_i\omega - \epsilon_i\mu_i\omega^2$, como será demonstrado a seguir.

Sabendo-se que,

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega\mu_i\mathbf{H} \quad (2)$$

e aplicando-se o rotacional em ambos os lados, obtém-se:

$$\nabla \times (\nabla \times \mathbf{E}) = -j\omega\mu_i(\nabla \times \mathbf{H}) \quad (3)$$

Com o auxílio das seguintes relações,

$$\nabla \times (\nabla \times \mathbf{E}) = \nabla.(\nabla. \mathbf{E}) - \nabla^2 \mathbf{E} \quad (4)$$

$$\nabla. \mathbf{E} = 0 \quad (5)$$

$$(\nabla \times \mathbf{H}) = j\omega\epsilon_i \mathbf{E} \quad (6)$$

e substituindo-se a Eq. (5) na Eq. (4), tem-se que:

$$\nabla \times (\nabla \times \mathbf{E}) = -\nabla^2 \mathbf{E} \quad (7)$$

É importante ressaltar que para um meio com perdas, a permissividade elétrica é um valor complexo, logo:

$$\epsilon_{complexa i} = \epsilon_i - j\frac{\sigma_i}{\omega} \quad (8)$$

Então, substituindo a Eq. (8) na Eq. (6), chega-se a:

$$(\nabla \times \mathbf{H}) = j\omega \left(\varepsilon_i - j \frac{\sigma_i}{\omega} \right) \mathbf{E} \quad (9)$$

Por fim, substituindo a Eq. (7) e a Eq. (9) na Eq. (3), o resultado será:

$$\nabla^2 \mathbf{E} + (\varepsilon_i \mu_i \omega^2 - j \sigma_i \mu_i \omega) \mathbf{E} = 0 \quad (10)$$

Como se deseja demonstrar:

$$-\gamma_i^2 = \varepsilon_i \mu_i \omega^2 - j \sigma_i \mu_i \omega \therefore \gamma_i^2 = j \sigma_i \mu_i \omega - \varepsilon_i \mu_i \omega^2 \quad (11)$$

O campo elétrico incidente ($E_{i,y}$), de acordo com ULABY (2007), para a polarização perpendicular é usualmente representado por:

$$\mathbf{E}_{i,y} = \mathbf{y} E_{i0} e^{-j\gamma_i(x \sin \theta_i + z \cos \theta_i)} \quad (12)$$

Este campo também pode ser escrito da seguinte maneira:

$$\mathbf{E}_{i,y} = \mathbf{y} E_{i0} e^{-j\gamma_i x \sin \theta_i} e^{-j\gamma_i z \cos \theta_i} \quad (13)$$

Chamando,

$$\lambda = -j\gamma_i \sin \theta_i x \quad (14)$$

$$u_i = -\gamma_i \cos \theta_i z \therefore u_i = -\gamma_i (1 - \sin^2 \theta_i)^{\frac{1}{2}} z \therefore u_i^2 = \gamma_i^2 (1 - \sin^2 \theta_i) z^2 \therefore u_i^2 = \gamma_i^2 z^2 - \gamma_i^2 \sin^2 \theta_i z^2 \therefore u_i^2 = \gamma_i^2 z^2 + \lambda^2 \quad (15)$$

tem-se portanto que o campo elétrico pode ser:

$$\mathbf{E}_{i,y} = \mathbf{y} E_{i0} e^{\lambda} e^{j u_i z} \quad (16)$$

Vale ressaltar que nesta análise a onda incidente é aplicada sobre o meio 0 e o campo elétrico em cada camada será função do ângulo de incidência (θ), já que $\lambda = -j\gamma_0 \sin \theta x$.

Usando o método da separação de variáveis, a equação geral para o campo elétrico $\mathbf{E}_{i,y}$ (HU, 1998) pode ser escrita como:

$$\mathbf{E}_{i,y} = (a_i e^{-u_i z} + b_i e^{u_i z}) e^{-j\lambda x} \quad (17)$$

No qual os coeficientes a_i e b_i são as amplitudes complexas das ondas incidentes e refletidas na i th camada, respectivamente.

3.2. POLARIZAÇÃO PARALELA

Desde que o campo magnético $\mathbf{H}_{i,y}$ respeite a Equação (18) na i th camada, assim como o campo elétrico para polarização perpendicular, é possível usar a mesma aproximação da seção 3.1 para resolvê-lo:

$$(\nabla^2 - \gamma_i^2)\mathbf{H}_{i,y} = 0 \quad (18)$$

Assim como para o campo elétrico, usando a separação de variáveis a equação geral para o campo magnético $\mathbf{H}_{i,y}$ (HU, 1998) será dada por:

$$\mathbf{H}_{i,y} = (a_i e^{-u_i z} + b_i e^{u_i z}) e^{-j\lambda x} \quad (19)$$

4. CONDIÇÕES DE FRONTEIRAS

O presente estudo de propagação foi realizado através da análise das fronteiras das camadas para ambas as polarizações. O objetivo é encontrar as amplitudes complexas das ondas incidentes e refletidas a fim de deduzir o campo elétrico e o campo magnético, como foi visto nas Eqs. (17) e (19).

4.1. POLARIZAÇÃO PERPENDICULAR

Nas condições de fronteiras das superfícies $z = 0, z = d_1, \dots, z = d_i$ (como mostrado na Figura 1) os campos elétricos tangenciais devem ser contínuos (HU, 1998). Sabendo que:

$$-j\mu_i \omega \mathbf{H}_{i,x} = \frac{\partial \mathbf{E}_{i,y}}{\partial z} \quad (20)$$

o campo magnético pode ser expresso por:

$$\mathbf{H}_{i,x} = -\frac{1}{j\mu_i \omega} \frac{\partial \mathbf{E}_{i,y}}{\partial z} \quad (21)$$

O campo elétrico, demonstrado anteriormente, e o campo magnético na fronteira $z = d_i$ podem ser escritos como:

$$\mathbf{E}_{i,y} = \mathbf{E}_{i+1,y} \quad \left| \quad (22-a)$$

$$\mathbf{H}_{i,x} = \mathbf{H}_{i+1,x} \quad \left| \quad z = d_i \quad (22-b)$$

$$\mathbf{E}_{i,y} = \mathbf{E}_{i+1,y} \quad (23-a)$$

$$\left. \frac{1}{j\mu_i\omega} \frac{\partial \mathbf{E}_{i,y}}{\partial z} = \frac{1}{j\mu_{i+1}\omega} \frac{\partial \mathbf{E}_{i+1,y}}{\partial z} \right|_{z=d_i} \quad (23-b)$$

$$\left\{ \begin{aligned} (a_i e^{-u_i z} + b_i e^{u_i z}) e^{-j\lambda x} &= (a_{i+1} e^{-u_{i+1} z} + b_{i+1} e^{u_{i+1} z}) e^{-j\lambda x} \\ \frac{1}{j\mu_i\omega} \frac{\partial [(a_i e^{-u_i z} + b_i e^{u_i z}) e^{-j\lambda x}]}{\partial z} &= \frac{1}{j\mu_{i+1}\omega} \frac{\partial [(a_{i+1} e^{-u_{i+1} z} + b_{i+1} e^{u_{i+1} z}) e^{-j\lambda x}]}{\partial z} \end{aligned} \right. \quad (24-a)$$

$$\quad (24-b)$$

A relação entre os coeficientes a_{i+1} , b_{i+1} e os coeficientes a_i , b_i é deduzida a partir do sistema de duas equações acima. Então, uma vez que $z = d_i$ o sistema (24) é reescrito da seguinte forma:

$$\left\{ \begin{aligned} (a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) &= (a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i}) \\ \frac{1}{j\mu_i\omega} (-u_i a_i e^{-u_i d_i} + u_i b_i e^{u_i d_i}) &= \frac{1}{j\mu_{i+1}\omega} (-u_{i+1} a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} + u_{i+1} b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i}) \end{aligned} \right. \quad (25-a)$$

$$\quad (25-b)$$

$$\left\{ \begin{aligned} (a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) &= (a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i}) \\ \frac{\frac{u_i}{j\mu_i\omega}}{\frac{u_{i+1}}{j\mu_{i+1}\omega}} (-a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) &= (-a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i}) \end{aligned} \right. \quad (26-a)$$

$$\quad (26-b)$$

Colocando as relações acima sob a forma matricial tem-se que:

$$\begin{bmatrix} a_{i+1} \\ b_{i+1} \end{bmatrix} = [M_i] \begin{bmatrix} a_i \\ b_i \end{bmatrix} \quad (27)$$

No qual $[M_i]$ é uma matriz de duas dimensões definida como:

$$[M_i] = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \quad (28)$$

Para que os elementos desta matriz sejam encontrados, a Eq. (26 - a) deve ser reagrupada da seguinte maneira:

$$a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} = a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i} - b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i} \quad (29)$$

Logo, substituindo-se a Eq. (29) na Eq. (26 - b) obtém-se:

$$-a_i e^{-u_i d_i} - b_i e^{u_i d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i} = \frac{\frac{u_i}{j\mu_i\omega}}{\frac{u_{i+1}}{j\mu_{i+1}\omega}} (-a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) \quad (30)$$

Chamando $\frac{u_i}{j\mu_i\omega}$ de N_i , tem-se então que:

$$2b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i} = \frac{N_i}{N_{i+1}} (-a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) + a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i} \quad (31)$$

$$b_{i+1} = \frac{1}{2} \left[\left(1 - \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) a_i e^{(-u_{i+1} - u_i) d_i} + \left(1 + \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) b_i e^{(-u_{i+1} + u_i) d_i} \right] \quad (32)$$

Agora, substituindo a Eq. (32) na Eq. (26-a):

$$a_{i+1}e^{-u_{i+1}d_i} + \frac{1}{2}\left(1 - \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) a_i e^{-u_i d_i} + \frac{1}{2}\left(1 + \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) b_i e^{u_i d_i} = a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i} \quad (33)$$

$$a_{i+1} = \frac{1}{2}\left[\left(1 + \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) a_i e^{(u_{i+1}-u_i)d_i} + \left(1 - \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) b_i e^{(u_{i+1}+u_i)d_i}\right] \quad (34)$$

Portanto, o sistema final que será colocado em forma de matriz é constituído pelas eq. (32) e (34):

$$\begin{cases} a_{i+1} = \frac{1}{2}\left[\left(1 + \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) a_i e^{(u_{i+1}-u_i)d_i} + \left(1 - \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) b_i e^{(u_{i+1}+u_i)d_i}\right] \\ b_{i+1} = \frac{1}{2}\left[\left(1 - \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) a_i e^{(-u_{i+1}-u_i)d_i} + \left(1 + \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) b_i e^{(-u_{i+1}+u_i)d_i}\right] \end{cases}$$

Finalmente os elementos da matriz $[M_i]$ são:

$$m_{11} = \frac{1}{2}\left(1 + \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) e^{(u_{i+1}-u_i)d_i} \quad (35-a)$$

$$m_{12} = \frac{1}{2}\left(1 - \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) e^{(u_{i+1}+u_i)d_i} \quad (35-b)$$

$$m_{21} = \frac{1}{2}\left(1 - \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) e^{(-u_{i+1}-u_i)d_i} \quad (35-c)$$

$$m_{22} = \frac{1}{2}\left(1 + \frac{N_i}{N_{i+1}}\right) e^{(-u_{i+1}+u_i)d_i} \quad (35-d)$$

A relação entre os coeficientes a_i e b_i e os coeficientes a_{i-1} e b_{i-1} é obtida pela matriz denominada $[M_{i-1}]$. Da mesma forma, a relação entre os coeficientes a_0 e b_0 e os coeficientes a_1 e b_1 é obtida através da matriz $[M_0]$, onde o índice 0 corresponde ao ar que é a camada 0. Para o modelo de três camadas do corpo humano (pele = camada 1, gordura = camada 2 e músculo = camada 3), tem-se que:

$$\begin{bmatrix} a_3 \\ b_3 \end{bmatrix} = [M_2] \begin{bmatrix} a_2 \\ b_2 \end{bmatrix} \quad (36-a)$$

$$\begin{bmatrix} a_2 \\ b_2 \end{bmatrix} = [M_1] \begin{bmatrix} a_1 \\ b_1 \end{bmatrix} \quad (36-b)$$

$$\begin{bmatrix} a_1 \\ b_1 \end{bmatrix} = [M_0] \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix} \quad (36-c)$$

Então,

$$\begin{bmatrix} a_3 \\ b_3 \end{bmatrix} = [M_2][M_1][M_0] \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix} = [\prod_0^2 M] \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix} \quad (37)$$

A representação geral da Eq. (37) é:

$$\begin{bmatrix} a_{i+1} \\ b_{i+1} \end{bmatrix} = [M_i][M_{i-1}] \dots [M_0] \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix} = [\prod_0^i M] \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix} \quad (38)$$

No qual a matriz $[\Pi_0^i M]$, assim como a matriz $[M_i]$, tem quatro elementos:

$$[\Pi_0^i M] = \begin{bmatrix} \Pi_0^i m_{11} & \Pi_0^i m_{12} \\ \Pi_0^i m_{21} & \Pi_0^i m_{22} \end{bmatrix} \quad (39)$$

Para o modelo de três camadas adotado foi dito que a espessura do músculo é considerada infinita, conseqüentemente não existe reflexão da onda na última camada, portanto $b_3 = 0$. Logo, a relação entre os coeficientes do ar e do músculo é:

$$\begin{bmatrix} a_3 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \Pi_0^2 m_{11} & \Pi_0^2 m_{12} \\ \Pi_0^2 m_{21} & \Pi_0^2 m_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix} \quad (40)$$

$$\begin{cases} a_3 = a_0 \Pi_0^2 m_{11} + b_0 \Pi_0^2 m_{12} & (41-a) \\ 0 = a_0 \Pi_0^2 m_{21} + b_0 \Pi_0^2 m_{22} & (41-b) \end{cases}$$

A partir desta última equação, tem-se que:

$$b_0 \Pi_0^2 m_{22} = -a_0 \Pi_0^2 m_{21} \quad (42)$$

$$b_0 = -a_0 \frac{\Pi_0^2 m_{21}}{\Pi_0^2 m_{22}} \quad (43)$$

$$\frac{b_0}{a_0} = -\frac{\Pi_0^2 m_{21}}{\Pi_0^2 m_{22}} \quad (44)$$

A relação descrita na Eq. (44) é o coeficiente de reflexão no ar, que é chamado de Γ_0 . O coeficiente de reflexão (Γ_i) é encontrado a partir da relação entre a amplitude complexa da onda refletida b_i e a amplitude complexa incidente da onda incidente a_i de uma mesma camada. Já o coeficiente de transmissão (τ_i) é a razão entre a amplitude complexa da onda incidente na camada seguinte a_{i+1} e a amplitude complexa da onda incidente na camada atual a_i .

Os coeficientes Γ_i e τ_i para as outras camadas são encontrados substituindo a Eq. (44) no sistema equivalente para cada camada. Sabendo que este processo de encontrar os coeficientes é similar para todos os coeficientes, os cálculos serão desenvolvidos a seguir somente para Γ_2 e τ_2 . Então, o respectivo sistema é:

$$\begin{cases} a_2 = a_0 \Pi_0^1 m_{11} + b_0 \Pi_0^1 m_{12} & (45-a) \\ b_2 = a_0 \Pi_0^1 m_{21} + b_0 \Pi_0^1 m_{22} & (45-b) \end{cases}$$

Sabendo da Eq. (44) que:

$$b_0 = a_0 \Gamma_0 \quad (46)$$

E substituindo a Eq. (46) na Eq. (45 - a), tem-se que:

$$a_2 = a_0 \Pi_0^1 m_{11} + a_0 \Gamma_0 \Pi_0^1 m_{12} \quad (47)$$

$$a_0 = \frac{a_2}{\prod_0^1 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^1 m_{12}} \quad (48)$$

Agora, substituindo a Eq. (46) na Eq. (45 -b), e depois substituindo esta última na Eq. (48), chega-se a:

$$b_2 = \frac{a_2}{\prod_0^1 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^1 m_{12}} (\prod_0^1 m_{21} + \Gamma_0 \prod_0^1 m_{22}) \quad (49)$$

Finalmente, o coeficiente de reflexão na camada de gordura é:

$$\Gamma_2 = \frac{b_2}{a_2} = \frac{\prod_0^1 m_{21} + \Gamma_0 \prod_0^1 m_{22}}{\prod_0^1 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^1 m_{12}} \quad (50)$$

O coeficiente de transmissão nesta mesma camada (τ_2), como foi dito anteriormente, é dado por $\frac{a_3}{a_2}$. A partir da Eq. (41 - a), tem-se que:

$$a_3 = a_0 \prod_0^2 m_{11} + b_0 \prod_0^2 m_{12} \quad (51)$$

Substituindo a Eq. (46) na Eq. (51), obtém-se:

$$a_3 = a_0 (\prod_0^2 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^2 m_{12}) \quad (52)$$

Por fim, substituindo a Eq. (48) na Eq. (52) tem-se:

$$a_3 = \frac{a_2}{\prod_0^1 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^1 m_{12}} (\prod_0^2 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^2 m_{12}) \quad (53)$$

Então, o coeficiente de transmissão na camada de gordura é:

$$\tau_2 = \frac{\prod_0^2 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^2 m_{12}}{(\prod_0^1 m_{11} + \Gamma_0 \prod_0^1 m_{12})} \quad (54)$$

Depois de encontrar todos os coeficientes de reflexão e transmissão, a próxima etapa é encontrar o campo elétrico para cada camada. Consequentemente é necessário calcular as amplitudes complexas a_i e b_i . Estas amplitudes complexas podem ser obtidas a partir das relações mostradas na Tabela 2, porém é necessário que um valor inicial seja informado, nesse caso o valor foi a_0 .

Uma vez que a densidade de potência incidente S (W/m^2) é dada ao longo da camada 0, a amplitude complexa incidente (a_0) pode ser definida por:

$$S_0 = \frac{|a_0|^2}{2\eta_0} \quad (55)$$

$$|a_0| = \sqrt{2S_0\eta_0} \quad (56)$$

Onde η_0 é a impedância intrínseca na camada 0. A expressão geral para a impedância intrínseca η_i (Ω) é dada por:

$$\eta_i = \sqrt{\frac{\mu_i}{\epsilon_{c,i}}} = \sqrt{\frac{\mu_i}{(\epsilon_i - j\frac{\sigma_i}{\omega})}} = \sqrt{\frac{j\mu_i\omega}{\sigma_i + j\epsilon_i\omega}} \quad (57)$$

É importante ressaltar que para a maioria dos tecidos biológicos, por serem considerados meios não magnéticos a permeabilidade magnética (μ_i) é considerada igual a do espaço livre.

Tabela 2: Amplitudes complexas das ondas incidentes e refletidas.

Relação entre os coeficientes	Solução
$\Gamma_0 = \frac{b_0}{a_0}$	$b_0 = a_0 \Gamma_0$
$\tau_0 = \frac{a_1}{a_0}$	$a_1 = a_0 \tau_0$
$\Gamma_1 = \frac{b_1}{a_1}$	$b_1 = a_1 \Gamma_1$
$\tau_1 = \frac{a_2}{a_1}$	$a_2 = a_1 \tau_1$
$\Gamma_2 = \frac{b_2}{a_2}$	$b_2 = a_2 \Gamma_2$
$\tau_2 = \frac{a_3}{a_2}$	$a_3 = a_2 \tau_2$
$\Gamma_3 = 0$	$b_3 = 0$

4.2. POLARIZAÇÃO PARALELA

O processo de encontrar as relações para o campo magnético na polarização paralela é exatamente o mesmo que foi usado para o campo elétrico na polarização perpendicular. O ponto de partida é a Eq. (6), isolando-se o campo elétrico tem-se que:

$$\mathbf{E}_{mx} = \frac{1}{j\omega\epsilon_{ic}} \frac{\partial \mathbf{H}_{iy}}{\partial z} = \frac{1}{j\omega\left(\epsilon - \frac{j\sigma}{\omega}\right)} \frac{\partial \mathbf{H}_{iy}}{\partial z} = \frac{1}{\sigma_i + j\omega\epsilon_i} \frac{\partial \mathbf{H}_{iy}}{\partial z} \quad (58)$$

Então, o sistema composto pelo campo elétrico e pelo campo magnético na fronteira $z = d_i$ é:

$$\frac{1}{\sigma_i + j\omega\epsilon_i} \frac{\partial \mathbf{H}_{iy}}{\partial z} = \frac{1}{\sigma_{i+1} + j\omega\epsilon_{i+1}} \frac{\partial \mathbf{H}_{i+1,y}}{\partial z} \quad (59-a)$$

$$\mathbf{H}_{i,y} = \mathbf{H}_{i+1,y} \quad \left| \quad z = d_i \quad (59-b)$$

Como foi mencionado anteriormente, o sistema é bastante semelhante àquele obtido na seção precedente. A única mudança será que para a polarização paralela o N_i não existirá e será substituído por K_i , onde $K_i = \frac{u_i}{\sigma_i + j\omega\varepsilon_i}$.

O sistema de equações para a polarização paralela é então:

$$\left\{ \begin{array}{l} (a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) = (a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i}) \\ \frac{\frac{u_i}{\sigma_i + j\omega\varepsilon_i}}{\frac{u_{i+1}}{\sigma_{i+1} + j\omega\varepsilon_{i+1}}} (-a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) = (-a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i}) \end{array} \right. \quad (60-a)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{u_i}{\sigma_i + j\omega\varepsilon_i} (-a_i e^{-u_i d_i} + b_i e^{u_i d_i}) = (-a_{i+1} e^{-u_{i+1} d_i} + b_{i+1} e^{u_{i+1} d_i}) \end{array} \right. \quad (60-b)$$

Portanto, o sistema final que será colocado na forma de matriz é:

$$\left\{ \begin{array}{l} a_{i+1} = \frac{1}{2} \left[\left(1 + \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) a_i e^{(u_{i+1} - u_i) d_i} + \left(1 - \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) b_i e^{(u_{i+1} + u_i) d_i} \right] \\ b_{i+1} = \frac{1}{2} \left[\left(1 - \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) a_i e^{(-u_{i+1} - u_i) d_i} + \left(1 + \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) b_i e^{(-u_{i+1} + u_i) d_i} \right] \end{array} \right. \quad (61-a)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} b_{i+1} = \frac{1}{2} \left[\left(1 - \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) a_i e^{(-u_{i+1} - u_i) d_i} + \left(1 + \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) b_i e^{(-u_{i+1} + u_i) d_i} \right] \end{array} \right. \quad (61-b)$$

Finalmente os elementos da matriz $[M_i]$ para a polarização paralela são:

$$m_{11} = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) e^{(u_{i+1} - u_i) d_i} \quad (62-a)$$

$$m_{12} = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) e^{(u_{i+1} + u_i) d_i} \quad (62-b)$$

$$m_{21} = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) e^{(-u_{i+1} - u_i) d_i} \quad (62-c)$$

$$m_{22} = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{K_i}{K_{i+1}} \right) e^{(-u_{i+1} + u_i) d_i} \quad (62-d)$$

5. PARÂMETROS DOS TECIDOS HUMANOS

O tecido humano é um material heterogêneo contendo água, moléculas orgânicas dissolvidas, macromoléculas, íons e material insolúvel (BARNES; GREENEBAUM, 2007). Portanto, as propriedades elétricas de cada elemento irão ter um impacto na contribuição das características dielétricas dos tecidos.

Por isso, é possível perceber que encontrar a permissividade elétrica dos tecidos não é um estudo trivial. Pelo contrário, é um assunto complexo até mesmo para as abordagens mais simplificadas como o modelo *four Cole-Cole* envolvendo uma condutividade térmica estática:

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\varepsilon_0} \quad (63)$$

No qual:

- α é um parâmetro de distribuição na faixa $1 > \alpha \geq 0$;
- τ é o tempo de relaxação que corresponde a frequência de relaxação $f_r = \frac{1}{2\pi\tau}$;
- ϵ_∞ é a permissividade infinita;
- $\Delta\epsilon_n = \epsilon_s - \epsilon_\infty$ e ϵ_s é a permissividade estática; e
- σ_s é a condutividade estática.

Este método é útil quando os dados experimentais são disponíveis, dessa forma a permissividade complexa do tecido pode ser modelada adequadamente de acordo com a expressão acima.

No entanto, para não perder o foco do projeto com um estudo complexo da permissividade e dos outros parâmetros, uma pesquisa foi feita dentre a literatura existente para que os valores fossem encontrados.

A frequência que será utilizada neste trabalho é 402 MHz, que pertence à banda MICS (*Medical Implants Communications Services band*) que vai de 402 até 405 MHz. Essa banda tem sido escolhida pela FCC (*Federal Communications Commission*), Indústria do Canadá e a ERC (*European Radiocommunication Committee*) para a banda de serviços de implantes médicos. Esta faixa de frequências permite uma comunicação rádio bidirecional e também que o paciente em questão esteja usando o marca-passo ou outros implantes eletrônicos.

Então, levando em consideração a frequência escolhida (402 MHz), os parâmetros que serão necessários para a modelagem do corpo humano durante a aplicação numérica encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3: Parâmetros dos tecidos usados no modelo do corpo humano.

Tecido	Permissividade relativa (ϵ_r)	Condutividade (σ , S/m)	Densidade de massa (10^3 Kg/m ³)
Pele	46,7	0,69	1,01
Gordura	11,6	0,08	0,92
Músculo	58,8	0,84	1,04

Os valores para a permissividade relativa e condutividade elétrica foram fornecidos por BARNES e GREENEBAUM (2007) e por GABRIEL (1996), onde os parâmetros dielétricos do corpo humano foram computados de acordo com o modelo citado anteriormente, *four Cole-Cole*. Já os valores para a densidade de massa foram encontrados de acordo com AKRAM e JASMY (2008) e MASON *et al.* (2000).

A permissividade elétrica dos tecidos propriamente dita é calculada a partir da permissividade relativa e da permissividade do vácuo (ϵ_0), de acordo com:

$$\epsilon = \epsilon_r \cdot \epsilon_0 \quad (64)$$

$$\epsilon_0 = 8.854 * 10^{-12} \text{ F/m} \quad (65)$$

Como foi dito anteriormente, os valores da Tabela 3 foram encontrados para uma frequência específica pertencente à faixa MICS, 402 MHz. Entretanto, é preciso notar que estes resultados são praticamente os mesmo para toda a banda MICS. Outros trabalhos publicados como (LEE *et al.*, 2007) e (KIM; RAHMAT-SAMII, 2004) também usam os valores dos parâmetros contidos na Tabela 3.

6. APLICAÇÃO NUMÉRICA

A finalidade da aplicação numérica é colocar em prática os conhecimentos adquiridos na teoria, a fim de conhecer os efeitos da onda incidente, com a polarização perpendicular e paralela, no corpo humano. Portanto, o modelo multicamadas do corpo humano, o estudo matemático teórico e os parâmetros elétricos vistos anteriormente serão incorporados ao programa criado no MATLAB que se encontra no Anexo 9.2.

É importante ressaltar que a atenuação do ar não será considerada neste trabalho, ou seja, a condutividade do ar será igual a zero (HU, 1998). Entretanto, usando o código desenvolvido é possível incluir a condutividade do ar como um parâmetro de entrada. Para isto, uma nova camada (ar com atenuação) deverá ser colocada entre a camada de ar sem atenuação e a camada da pele.

Como uma primeira aproximação, uma onda de configuração plana (incidente sobre o meio e viajando na direção positiva +z) é utilizada devido a sua simplicidade para avaliar as interações dos campos elétricos e magnéticos com os tecidos biológicos planos.

Quando uma onda eletromagnética é aplicada na fronteira entre o ar e a pele ($d_0 = 0$), a densidade de potência incidente é usada como ponto inicial para atingir os resultados do estudo de propagação, como pôde ser visto na seção 4.1.

O valor da densidade de potência incidente usada para esta simulação será $2,68 \text{ W/m}^2$, que é o limite permitido pela *Health Canada* para pessoas não classificadas como trabalhadores expostos a RF e microondas (incluindo o público em geral) (HEALTH CANADA, 2009). De acordo com esta mesma instituição esse valor tem um fator de segurança de aproximadamente 10, em uma escala que vai de 0 a 10.

Os resultados que serão avaliados neste trabalho são: a impedância da onda, o percentual da potência inicial equivalente a potência absorvida pelo corpo, o percentual da potência inicial que é radiada para o espaço livre e a Taxa de Absorção Específica. Esses três últimos resultados serão calculados para ambas as polarizações e serão obtidos variando-se o ângulo de incidência entre 5° e 85° .

6.1. VALIDAÇÃO DO CÓDIGO DESENVOLVIDO

Antes de analisar os resultados obtidos, uma comparação de resultados foi realizada para que o código criado pudesse ser avaliado. Com essa finalidade as amplitudes dos coeficientes de reflexão e dos coeficientes de transmissão para cada fronteira entre as camadas, assim como as fases desses coeficientes foram gerados para a mesma frequência que foi escolhida por HU (1998), 2,45 GHz.

Vale ressaltar aqui que os parâmetros elétricos utilizados no modelo do corpo humano neste caso não são aqueles encontrados na Tabela 3 e sim parâmetros calculados para a frequência de 2,45 GHz.

Ao comparar os resultados obtidos pelo programa desenvolvido por este trabalho com aqueles fornecidos por HU (1998), é possível perceber que os gráficos gerados são bastante similares. Desta forma, pode-se concluir que o programa criado foi validado.

Na sequência estão os gráficos das amplitudes dos coeficientes de reflexão R_i e dos coeficientes de transmissão T_i . Já os gráficos relativos às fases dos coeficientes encontram-se no anexo 9.1.

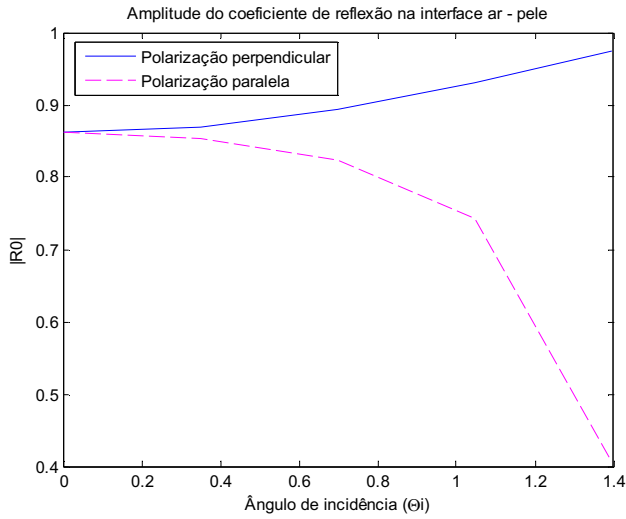


Figura 4: Amplitude do coeficiente de reflexão na superfície ar-pele.

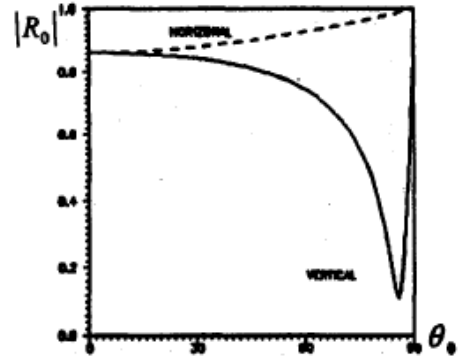


Fig.2a Amplitude of reflective coefficient at skin surface

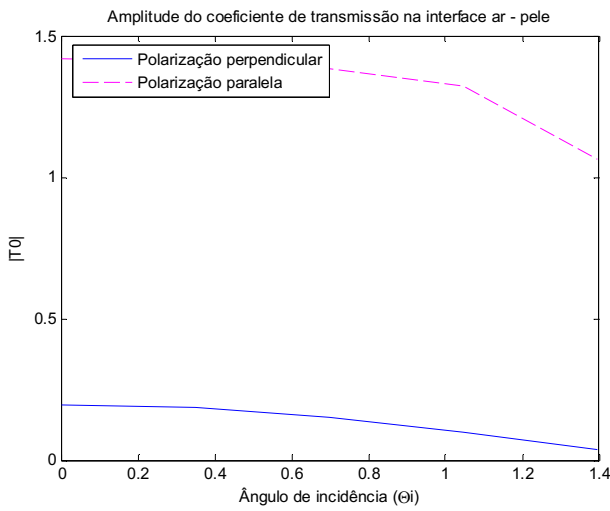


Figura 5: Amplitude do coeficiente de transmissão na superfície ar-pele.

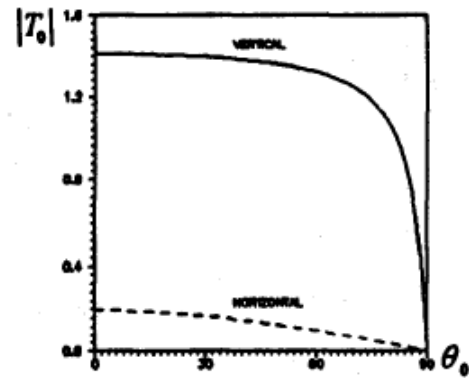


Fig.3a Amplitude of transmitting coefficient at skin surface

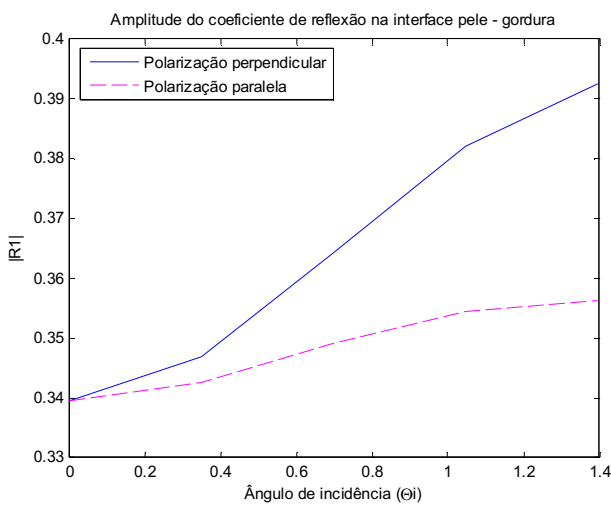


Figura 6: Amplitude do coeficiente de reflexão na superfície pele-gordura.

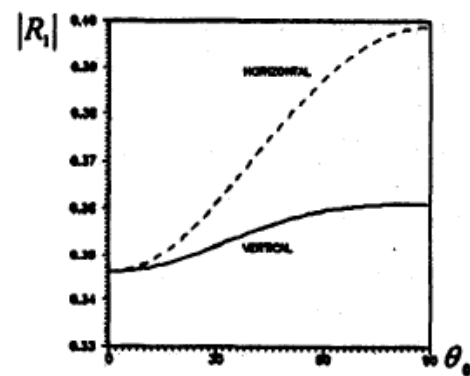


Fig.4a Amplitude of reflective coefficient at skin-fat surface

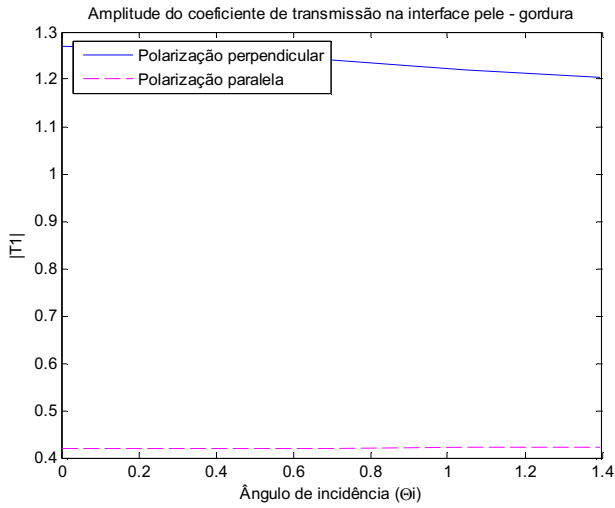


Figura 7: Amplitude do coeficiente de transmissão na superfície pele-gordura.

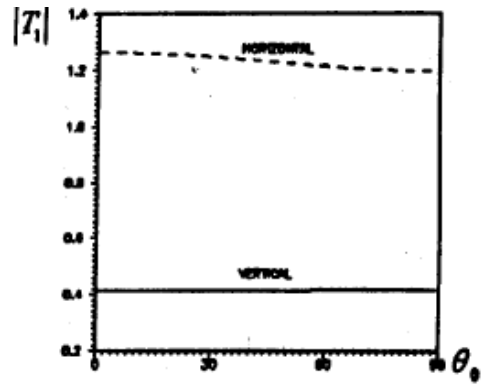


Fig.5a Amplitude of transmitting coefficient at skin-fat surface

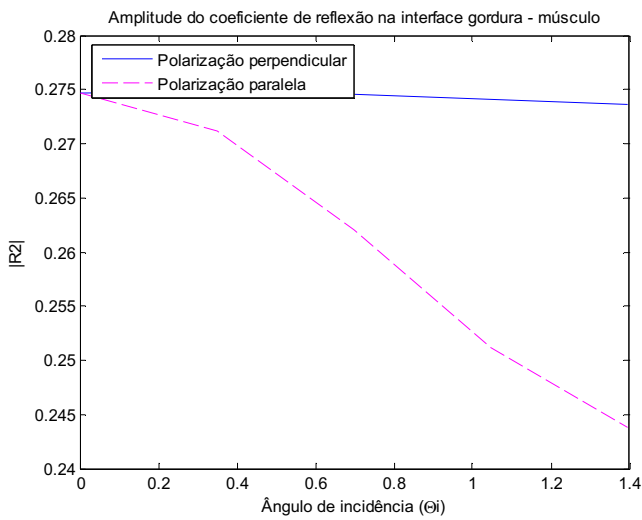


Figura 8: Amplitude do coeficiente de reflexão na superfície gordura-músculo.

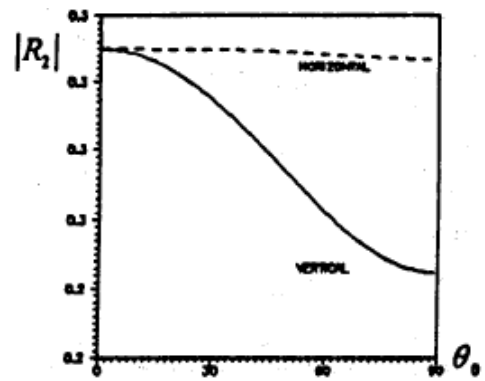


Fig.6a Amplitude of reflective coefficient at fat-muscle surface

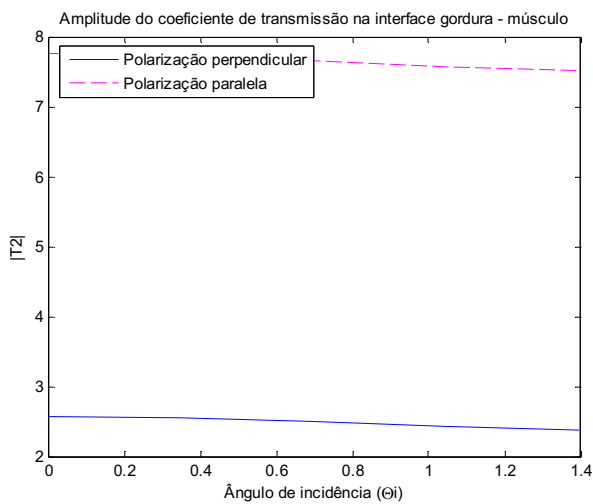


Figura 9: Amplitude do coeficiente de transmissão na superfície gordura-músculo.

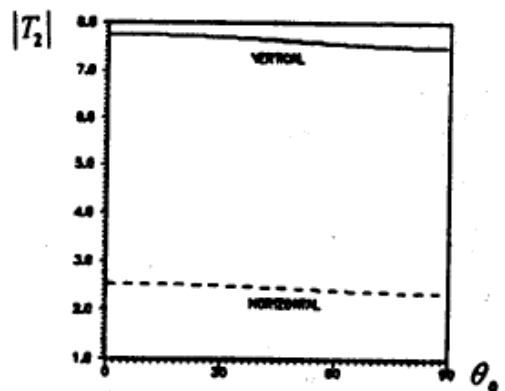


Fig.7a Amplitude of transmitting coefficient at fat-muscle surface

6.2. IMPEDÂNCIA DA ONDA

Para uma onda eletromagnética plana viajando através de um meio homogêneo, a impedância da onda é sempre igual à impedância intrínseca do meio.

Uma onda plana viajando através do ar sem atenuação tem a sua impedância igual àquela determinada para o espaço livre.

A impedância da onda para cada camada é mostrada na Tabela 4. Estes valores foram calculados usando a Eq. (57) e são independentes do ângulo de incidência.

Tabela 4: Impedância da onda para cada camada.

Camada	Impedância da onda
Ar	376,7343
Pele	48,2256 + 14,4921j
Gordura	106,92 + 16,112j
Músculo	42,4165 + 13,3647j

Como a impedância intrínseca da onda é a relação entre o campo elétrico e o campo magnético, é possível perceber que esta relação no tecido adiposo é maior quando comparado à pele e ao músculo, o que significa que o campo elétrico é consideravelmente mais intenso do que o campo magnético.

6.3. PERCENTAGENS DAS POTÊNCIAS RADIADAS E ABSORVIDAS

Neste trabalho, foi assumido que alguns campos refletidos e transmitidos serão desprezados por causa da sua baixa influência nos resultados. Na Figura 10, é possível ver todos os campos que foram usados no cálculo relacionado à percentagem das potências radiada e absorvida.

O percentual da potência radiada foi encontrado considerando-se os campos elétricos refletido (7) e transmitidos (9 e 10) no ar de acordo com a Figura 10, que mostra:

- Setas vermelhas (1, 2, 3 e 4): campos elétricos transmitidos a partir da onda incidente;
- Setas verdes (5, 6 e 7): campos elétricos refletidos a partir da onda incidente; e
- Setas amarelas (8, 9 e 10): campos elétricos transmitidos a partir dos campos elétricos refletidos representados pela cor verde.

Devido aos campos considerados, o percentual da potencia inicial equivalente a potência radiada é:

$$P_{radiada} = (P_{r7} + P_{t9} + P_{t10})P_{inicial} \quad (66)$$

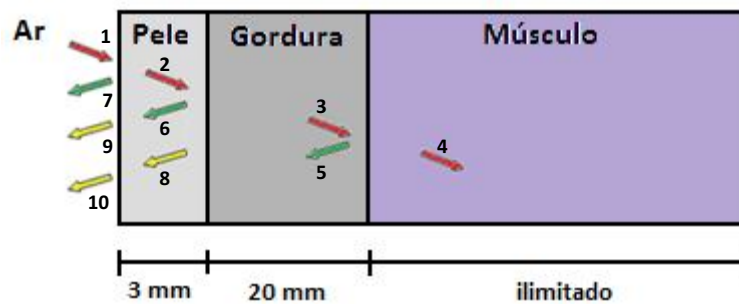


Figura 10: Ilustração das ondas incidente, refletidas e transmitidas consideradas.

A potência absorvida será consequentemente, o resultado da subtração entre a potência inicial e a potência radiada.

$$P_{absorvida}P_{inicial} = P_{inicial} - P_{radiada}P_{inicial} \quad (67)$$

Então, a porcentagem da potência absorvida equivalente a potência inicial é:

$$P_{absorvida} = 1 - (P_{r7} + P_{t9} + P_{t10}) \quad (68)$$

As percentagens de potência para cada campo foram encontradas a partir dos conceitos de refletividade e da transmissividade. A refletividade R é definida como a relação entre a potência refletida e a potência incidente. Já a transmissividade T é definida como a razão entre a potência transmitida e a potência incidente (ULABY, 2007). De acordo com a lei de reflexão de Snell $\theta_r = \theta_i$, então:

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{|E_r^2| \cos \theta_r}{|E_i^2| \cos \theta_i} = \frac{|E_r^2|}{|E_i^2|} = |\Gamma|^2 \quad (69)$$

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \frac{|E_t|^2 \eta_1 \cos \theta_t}{|E_i|^2 \eta_2 \cos \theta_i} = |\tau|^2 \frac{\eta_1 \cos \theta_t}{\eta_2 \cos \theta_i} \quad (70)$$

Onde:

- E_r , E_i e E_t são os campos refletido, incidente e transmitido, respectivamente;
- $\cos \theta_r$, $\cos \theta_i$ e $\cos \theta_t$ são os cossenos dos ângulos refletidos, transmitidos e incidentes, respectivamente;
- η_1 e η_2 são as impedâncias intrínsecas dos meios nas interfaces;
- Γ é o coeficiente de reflexão; e
- τ é o coeficiente de transmissão.

Dado que as ondas incidente, refletida e transmitida têm que obedecer a lei da conservação de potência, isto implica que a potência incidente deve ser igual à soma das potências refletida e transmitida (ULABY, 2007). Então, a relação entre refletividade e transmissividade é:

$$R + T = 1 \quad (71)$$

$$T = 1 - |\Gamma|^2 \quad (72)$$

Portanto, a refletividade e a transmissividade serão calculadas somente a partir dos coeficientes de reflexão. Logo em seguida, os valores do percentual de cada potência poderão ser encontrados. Os resultados numéricos para ambas as polarizações são mostrados nas duas próximas tabelas.

Tabela 5: Percentual das potências radiadas e absorvidas para a polarização perpendicular.

Ângulo incidente	5°	25°	45°	65°	85°
Potência radiada	38,39%	45,41%	54,87%	69,90%	92,75%
Potência absorvida	61,61%	54,59%	45,13%	30,10%	7,25%

Tabela 6: Percentual das potências radiadas e absorvidas para a polarização paralela.

Ângulo incidente	5°	25°	45°	65°	85°
Potência radiada	38,15%	36,23%	29,36%	14,76%	31,09%
Potência absorvida	61,85%	63,77%	70,64%	85,24%	68,91%

Analisando os gráficos dos coeficientes de transmissão e reflexão que estão no Anexo 9.3, é possível confirmar visualmente alguns dos resultados. De fato, pode ser visto que na polarização perpendicular o maior coeficiente de reflexão está na interface ar – pele (interface mais relevante nesse caso) aproximadamente no ângulo de 85°, o que é indicado pela alta potência radiada.

A partir dos valores contidos nas tabelas acima, o melhor ângulo de incidência, para a obtenção da máxima potência absorvida é 5° para a polarização perpendicular e 65° para a polarização paralela.

6.4. TAXA DE ABSORÇÃO ESPECÍFICA

Para melhor entender o comportamento das ondas eletromagnéticas no corpo, um importante fator é saber que cada tecido humano tem um diferente nível de absorção de energia, ou seja, para a mesma intensidade de radiação eletromagnética alcançando o corpo, diferentes partes irão absorver diferentes quantidades de energia.

A energia absorvida pode ser caracterizada por um parâmetro chamado Taxa de Absorção Específica (*Specific Absorption Rate* - SAR). Essa quantidade de energia absorvida depende não só da densidade de potência da radiação eletromagnética, mas também, das características dos tecidos humanos onde a radiação acontece. Alguns tecidos são mais “sensíveis” do que outros, ou seja, eles absorvem mais energia.

Em outras palavras, a SAR é definida como a relação entre a potência absorvida em rádio-frequência e a massa do tecido por unidade, e é medida em watts por quilograma (W/Kg). Logo, para cada camada, o valor da SAR pode ser obtido usando:

$$SAR = \frac{|E_i|^2 \sigma_i}{2\rho_i} \quad (73)$$

Onde:

- $|E_i|^2$ é o campo elétrico rms induzido na i th camada dado em (V/m);
- ρ_i é a densidade de massa do tecido da i th camada dado em Kg/m³; e
- σ_i é a condutividade elétrica da i th camada.

De acordo com a HEALTH CANADA (2009), em frequências entre 100 KHz e 10 GHz, o valores pré-estabelecidos para os limites do campo e para a densidade de potência não devem ser excedidos. A SAR deve ser determinada para casos onde a exposição acontece em distâncias de 0,2 m ou menos a partir da fonte emissora de radiação. Os limites da SAR

permitido pela instituição *Health Canada* para pessoas não classificadas como trabalhadores expostos a RF e microondas (incluindo o público em geral) são mostrados na Tabela 7.

Tabela 7: Limites da SAR fornecidos pela Health Canada.

Condição	Limite da SAR (W/Kg)
A SAR média para a massa do corpo inteiro	0,08
A SAR local para a cabeça, pescoço e tronco, média para um grama (g) de tecido*	1,6
A SAR nos membros, com média de mais de 10g de tecido*	4

*Definido como um volume de tecido na forma de um cubo.

Então, a partir dessa tabela, o limite a ser usado nesse trabalho é o segundo (a SAR local para a cabeça, pescoço e tronco) pois determinou-se que o interesse aqui seria saber o comportamento da SAR em uma região limitada do corpo.

Diferentemente dos outros resultados avaliados, a SAR será estudada considerando-se um novo parâmetro, isto é, o parâmetro “x” que corresponde ao comprimento da fronteira. Este parâmetro foi variado de 0,002 a 0,01m com passo de cálculo de 0,002m. O valor 0,01 foi escolhido, pois esse tamanho poderia representar um sensor junto com uma antena implantado dentro do corpo.

As Tabelas abaixo contêm os resultados para a SAR na pele e na gordura para ambas as polarizações. É importante notar que o valor da SAR no músculo não foi considerado porque o músculo é uma camada de espessura infinita, o que leva o campo elétrico ser igual a zero e consequentemente, a SAR também é igual a zero.

Tabela 8: SAR encontrada na pele e na gordura para a polarização perpendicular.

Polarização perpendicular					
Pele					
“x”	0,002 m	0,004 m	0,006 m	0,008 m	0,01 m
5°	0,2213	0,2212	0,2210	0,2208	0,2207
25°	0,1632	0,1627	0,1622	0,1617	0,1612
45°	0,1007	0,1003	0,0998	0,0994	0,0990

65°	0,0360	0,0359	0,0357	0,0356	0,0354
85°	0,0016	0,0016	0,0016	0,0016	0,0016

Gordura

"x"	0,002 m	0,004 m	0,006 m	0,008 m	0,01 m
5°	0,0127	0,0127	0,0127	0,0127	0,0126
25°	0,0088	0,0087	0,0087	0,0086	0,0086
45°	0,0052	0,0052	0,0051	0,0051	0,0051
65°	0,0015	0,0015	0,0015	0,0015	0,0015
85°	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001

Tabela 9: SAR encontrada na pele e na gordura para a polarização paralela.

Polarização paralela

Pele

"x"	0,002 m	0,004 m	0,006 m	0,008 m	0,01 m
5°	0,0368	0,0368	0,0367	0,0367	0,0367
25°	0,0357	0,0357	0,0357	0,0357	0,0357
45°	0,0304	0,0303	0,0303	0,0303	0,0303
65°	0,0218	0,0218	0,0218	0,0218	0,0217
85°	0,0036	0,0036	0,0036	0,0036	0,0036

Gordura

"x"	0,002 m	0,004 m	0,006 m	0,008 m	0,01 m
5°	0,0067	0,0067	0,0067	0,0067	0,0067
25°	0,0068	0,0068	0,0068	0,0068	0,0068
45°	0,0052	0,0052	0,0052	0,0052	0,0052
65°	0,0035	0,0035	0,0035	0,0035	0,0035
85°	0,0006	0,0006	0,0006	0,0006	0,0006

A primeira observação é que a magnitude da SAR é sempre menor no tecido adiposo, isto acontece devido a sua pobre condutividade. A segunda observação é relacionada ao fato de que todos os valores encontrados para a pele e gordura estão abaixo do limite especificado, que é de 1,6 W/Kg, o que é explicado pela razão de se considerar a densidade de potência incidente com um fator de segurança de ordem elevada.

7. CONCLUSÃO

Sabendo que nos dias atuais o desenvolvimento de dispositivos portáteis que se comunicam através de ondas eletromagnéticas vem se tornando cada vez mais frequente, um estudo da propagação de ondas eletromagnéticas envolvendo o corpo humano foi desenvolvido, introduzindo assim uma relevante noção sobre a interação do corpo humano com as ondas eletromagnéticas.

Para realizar este estudo acerca da propagação duas etapas foram estritamente essenciais: a escolha de um modelo plano e estratificado que represente o corpo humano; e um estudo matemático teórico do comportamento das ondas eletromagnéticas neste tipo de modelo para as polarizações perpendicular e paralela.

Com o intuito de solidificar o estudo de propagação, uma aplicação numérica desenvolvida no programa MATLAB foi elaborada, utilizando os conceitos citados acima e os parâmetros elétricos a 402 MHz, e resultados como a Taxa de Absorção Específica, a impedância da onda nos tecidos biológicos e o percentual da potência absorvida e radiada foram calculados.

Por fim, para se comprovar a validade do programa elaborado, os gráficos obtidos das amplitudes dos coeficientes de reflexão e transmissão, assim como as fases dos mesmos, foram comparados aos resultados obtidos por HU (1998).

Futuramente, a fim de dar continuidade a este trabalho, o acréscimo de novos resultados no programa como a determinação do perfil de temperatura e a determinação da energia térmica da região atingida pela onda eletromagnética podem ser considerados.

8. BIBLIOGRAFIA

- [1] WOJCIK, Dariusz; TOPA, Tomasz; SZCZEPANSKI, Krzysztof. *Absorption of EM energy by human body in the vicinity of the GSM base station antenna. Journal Telecommunication and information technology*, 2005.
- [2] IBRAHIM, Tamer S; ABRAHAM, Doney; RENNAKER Robert L. *Electromagnetic power Absorption and Temperature Changes due to Brain Machine Interface Operation. Biomedical Engineering Society, Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 35, No. 5, pp. 825–834, Maio 2007.
- [3] KIM, Jaehoon; RAHMAT-SAMII, Yahya. *Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 52, No. 8, Agosto 2004.
- [4] AKRAM, Gasmelseed; JASMY, Yunus. *LabVIEW-Based Planar Multilayered Model for Estimation of the Absorbed Energy Inside Biological Tissues. IEEE Antennas and Propagation Magazine*, Vol. 50, No. 2, Abril 2008.
- [5] HU, Da Zhang. *Electromagnetic Field in the Organism of Skin-Fat-Muscle. IEEE*, 0-7803-4308-5/98/, 1998.
- [6] LEE, C. – M et al. *Compact broadband stacked implantable antenna for biotelemetry with medical devices. Electronics Letters*, Vol. 43, No. 12, 7 de Junho 2007.
- [7] KIM, Jaehoon; RAHMAT-SAMII, Yahya. *Low-profile Antennas for Implantable Medical Devices: Optimized Designs for Antennas human Interactions. IEEE 1331, 0-7803-8302-8/04/, 2004.*
- [8] ULABY, Fawwaz T. *Fundamentals of Applied Electromagnetics*. 5.ed. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall, 2007.
- [9] BARNES, Frank S; GREENEBAUM, Ben. *Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields*. 3. Ed. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2007.
- [10] GUPTA, R.C; SINGH, S.P. *Analysis of the SAR Distributions in Three-Layered Bio-Media in Direct Contact With a Water-Loaded Modified Box-Horn Applicator. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 53, No. 9, Setembro 2005.

- [11] MASON, Patrick A *et al.* *Effects of Frequency, Permittivity, and Voxel Size on Predicted Specific Absorption Rate Values in Biological Tissue During Electromagnetic-Field Exposure. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, No. 11, 2000.
- [12] PUC – Rio de Janeiro, Certificado Digital N° 0321557/CA.
- [13] HEALTH CANADA. *Limits of Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields in the Frequency Range from 3 kHz to 300 GHz*. Ottawa, 2009.
- [14] STEWART, William S. *Mobile Phones and Health IEGPM: Independent Expert Group on Mobile Phones NRPB*, 2000.
- [15] BARNES, Frank S; GREENEBAUM, Ben. *Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields*. 3. Ed. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2007.

9. ANEXO

9.1. GRÁFICOS DAS FASES DOS COEFICIENTES DE REFLEXÃO E TRANSMISSÃO

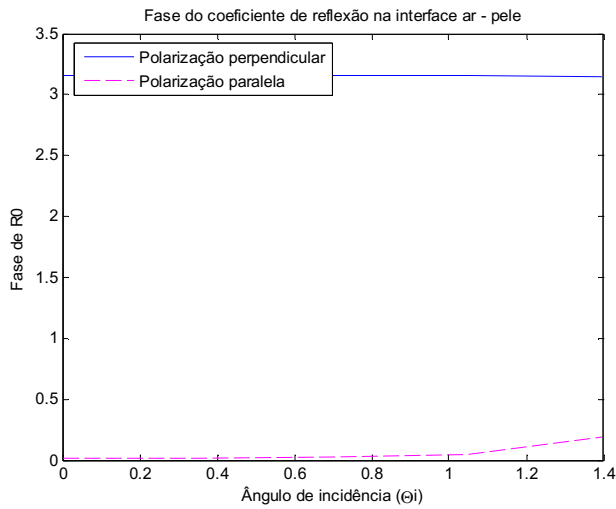


Figura 11: Fase do coeficiente de reflexão na superfície ar-pele.

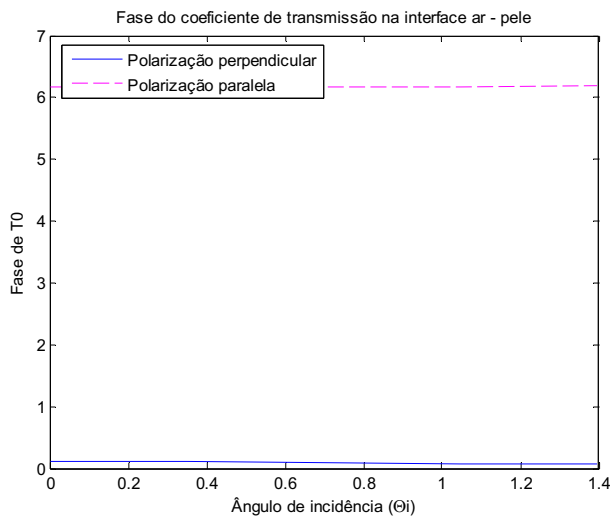


Figura 12: Fase do coeficiente de transmissão na superfície ar-pele.

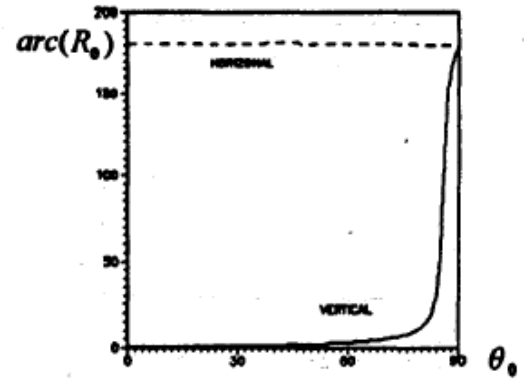


Fig.2b Phase of reflective coefficient at skin surface

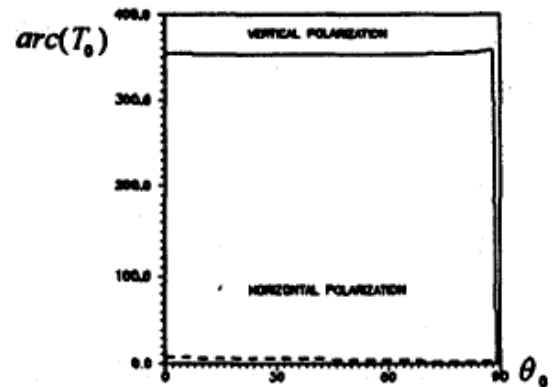


Fig.3b Phase of transmitting coefficient at skin surface

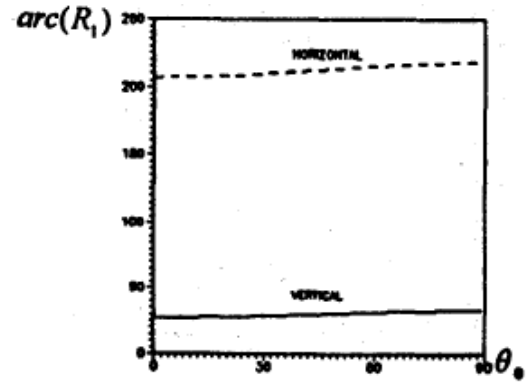
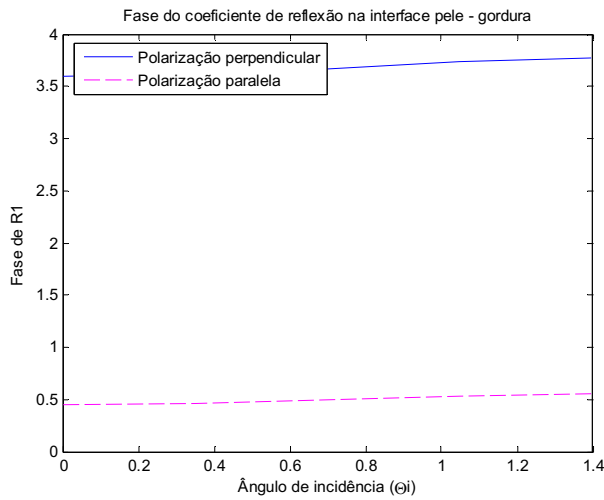


Fig.4b Phase of reflective coefficient at skin-fat surface

Figura 13: Fase do coeficiente de reflexão na superfície pele-gordura.

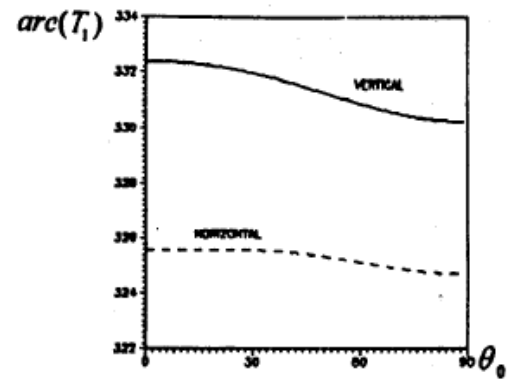
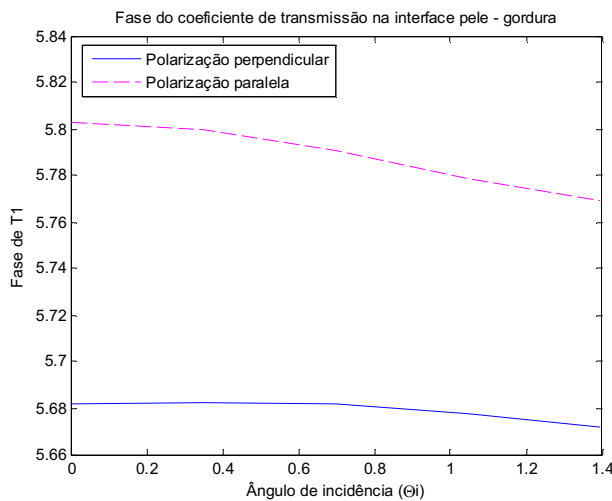


Fig.5b Phase of transmitting coefficient at skin-fat surface

Figura 14: Fase do coeficiente de transmissão na superfície pele-gordura.

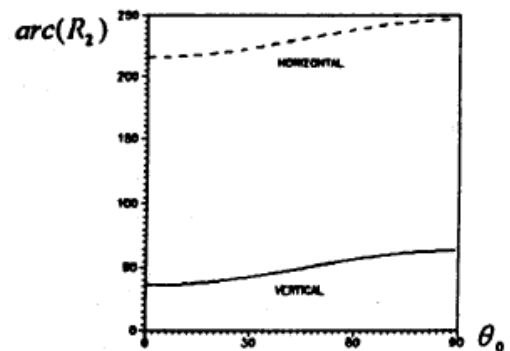
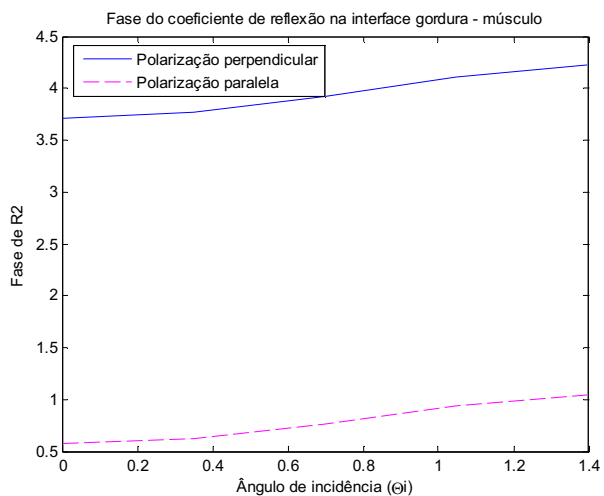


Fig.6b Phase of reflective coefficient at fat-muscle surface

Figura 15: Fase do coeficiente de reflexão na superfície gordura-músculo.

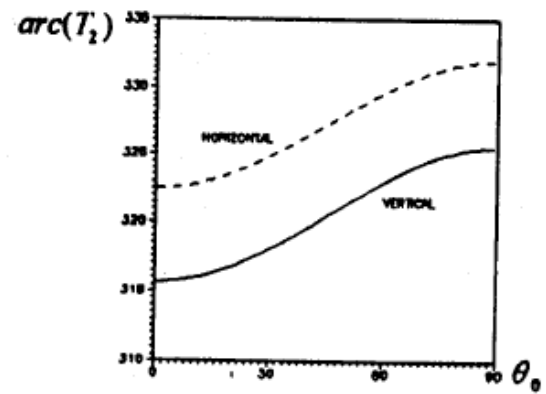
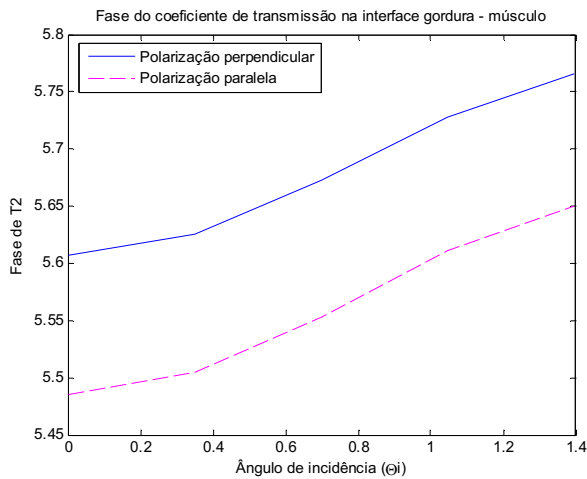


Fig.7b Phase of transmitting coefficient at fat-muscle surface

Figura 16: Fase do coeficiente de transmissão na superfície gordura-músculo.

9.2. PROGRAMA EQUIVALENTE AO ESTUDO DE PROPAGAÇÃO

% Universidade de Ottawa

% Projeto: Estudo de propagação

% Aluna: Cynthia BISPO MAGALHÃES PESSÔA

% Programa que calcula as condições de propagação de ondas eletromagnéticas
% em um modelo do corpo humano estratificado

% Frequência 402 MHz - MICS (Medical Implant Communications Service)

clc

clear all

% Frequência

f = 402e6;

% Hz

w = 2*pi*f;

% rad/s

% Parâmetro auxiliar usado na construção dos gráficos

a = 1;

%% ONDA PROGRESSIVA (FORWARD WAVE), sentido de propagação de acordo com as
% camadas ar = 0, pele = 1, gordura = 2 e músculo = 3, respectivamente

% Permissividade elétrica das (F/m) camadas

e0 = 8.854e-12;

% Espaço livre - F/m

e1 = e0*46.7;

% Pele

e2 = e0*11.6;

% Gordura

```

e3 = e0*58.8; % Músculo

% Permeabilidade (H/m) das L(i) camadas onde i = 1, 2 and 3 tem o mesmo
% valor do espaço livre, pois os tecidos humanos são assumidos como meios
% não magnéticos

u0 = pi*4e-7; % Espaço livre

% Condutividade (S/m) das L(i) camadas

con0 = 0; % Espaço livre
con1 = 0.69; % Pele
con2 = 0.08; % Gordura
con3 = 0.92; % Músculo

% Densidade de massa (Kg/m^3) usado no cálculo da SAR

sd1 = 1010; % Pele
sd2 = 920; % Gordura

% Ângulo de incidência

for teta=((5*pi)/180):(pi/9):((85*pi)/180) % Variação do ângulo de incidência

% Espessura dos tecidos em metros

t1 = 3e-3; % Pele
t2 = 20e-3; % Gordura

% Localização da fronteira

z0 =0; % Entre o ar e a pele
z1 = t1; % Entre a pele e a gordura
z2 = z1 + t2; % Entre a gordura e o músculo

% Gama ao quadrado

g0 = j*con0*u0*w-e0*u0*w^2;
g1 = j*con1*u0*w-e1*u0*w^2;
g2 = j*con2*u0*w-e2*u0*w^2;
g3 = j*con3*u0*w-e3*u0*w^2;

% Parâmetro "u" ao quadrado

lambida = -j*(sqrt(g0))*sin(teta);

u20 = g0 + lambida^2;
u21 = g1 + lambida^2;
u22 = g2 + lambida^2;
u23 = g3 + lambida^2;

% Polarização perpendicular

```

```

% Cálculo do Nm

N0 = ((sqrt(u20))/(j*w*u0));
N1 = ((sqrt(u21))/(j*w*u0));
N2 = ((sqrt(u22))/(j*w*u0));
N3 = ((sqrt(u23))/(j*w*u0));

% Cálculo do M2

M211 = (1/2)*(1+ (N2/N3))*exp((sqrt(u23)-sqrt(u22))*z2);
M212 = (1/2)*(1- (N2/N3))*exp((sqrt(u23)+sqrt(u22))*z2);
M221 = (1/2)*(1- (N2/N3))*exp((-sqrt(u23)-sqrt(u22))*z2);
M222 = (1/2)*(1+ (N2/N3))*exp((-sqrt(u23)+sqrt(u22))*z2);

M2 = [M211, M212;
      M221, M222];

% Cálculo do M1

M111 = (1/2)*(1+ (N1/N2))*exp((sqrt(u22)-sqrt(u21))*z1);
M112 = (1/2)*(1- (N1/N2))*exp((sqrt(u22)+sqrt(u21))*z1);
M121 = (1/2)*(1- (N1/N2))*exp((-sqrt(u22)-sqrt(u21))*z1);
M122 = (1/2)*(1+ (N1/N2))*exp((-sqrt(u22)+sqrt(u21))*z1);

M1 = [M111, M112;
      M121, M122];

% Cálculo do M0

M011 = (1/2)*(1+ (N0/N1))*exp((sqrt(u21)-sqrt(u20))*z0);
M012 = (1/2)*(1- (N0/N1))*exp((sqrt(u21)+sqrt(u20))*z0);
M021 = (1/2)*(1- (N0/N1))*exp((-sqrt(u21)-sqrt(u20))*z0);
M022 = (1/2)*(1+ (N0/N1))*exp((-sqrt(u21)+sqrt(u20))*z0);

M0 = [M011, M012;
      M021, M022];

% Multiplicação das matrizes

P2 = M2*M1*M0;
P1 = M1*M0;
P0 = M0;

```



```

% Polarização paralela

% Cálculo do Km

K0 = ((sqrt(u20))/(con0 + j*w*e0));
K1 = ((sqrt(u21))/(con1 + j*w*e1));
K2 = ((sqrt(u22))/(con2 + j*w*e2));
K3 = ((sqrt(u23))/(con3 + j*w*e3));

% Cálculo do MM2

MM211 = (1/2)*(1+ (K2/K3))*exp((sqrt(u23)-sqrt(u22))*z2);

MM212 = (1/2)*(1- (K2/K3))*exp((sqrt(u23)+sqrt(u22))*z2);

MM221 = (1/2)*(1- (K2/K3))*exp((-sqrt(u23)-sqrt(u22))*z2);

MM222 = (1/2)*(1+ (K2/K3))*exp((-sqrt(u23)+sqrt(u22))*z2);

MM2 = [MM211, MM212;
        MM221, MM222];

% Cálculo do MM1

MM111 = (1/2)*(1+ (K1/K2))*exp((sqrt(u22)-sqrt(u21))*z1);

MM112 = (1/2)*(1- (K1/K2))*exp((sqrt(u22)+sqrt(u21))*z1);

MM121 = (1/2)*(1- (K1/K2))*exp((-sqrt(u22)-sqrt(u21))*z1);

MM122 = (1/2)*(1+ (K1/K2))*exp((-sqrt(u22)+sqrt(u21))*z1);

MM1 = [MM111, MM112;
        MM121, MM122];

% Cálculo do MM0

MM011 = (1/2)*(1+ (K0/K1))*exp((sqrt(u21)-sqrt(u20))*z0);

MM012 = (1/2)*(1- (K0/K1))*exp((sqrt(u21)+sqrt(u20))*z0);

MM021 = (1/2)*(1- (K0/K1))*exp((-sqrt(u21)-sqrt(u20))*z0);

MM022 = (1/2)*(1+ (K0/K1))*exp((-sqrt(u21)+sqrt(u20))*z0);

MM0 = [MM011, MM012;
        MM021, MM022];

% Multiplicação das matrizes

PM2 = MM2*MM1*MM0;

TCC

```

PM1 = MM1*MM0;
PM0 = MM0;

% Cálculo dos coeficientes de reflexão e transmissão para ambas as polarizações:

% Coeficientes de reflexão

$R_0 = -(P_2(2,1)/P_2(2,2));$ % Coeficiente de reflexão no meio

0 para polarização perpendicular $R_0 = b_0/a_0$

$RM_0 = -(PM_2(2,1)/PM_2(2,2));$ % Coeficiente de reflexão no

meio 0 para a polarização paralela

$R_1 = (P_0(2,1) + R_0*P_0(2,2))/(P_0(1,1) + R_0*P_0(1,2));$ % $R_1 = b_1/a_1$

$RM_1 = (PM_0(2,1) + RM_0*PM_0(2,2))/(PM_0(1,1) + RM_0*PM_0(1,2));$

$R_2 = (P_1(2,1) + R_0*P_1(2,2))/(P_1(1,1) + R_0*P_1(1,2));$ % $R_2 = b_2/a_2$

$RM_2 = (PM_1(2,1) + RM_0*PM_1(2,2))/(PM_1(1,1) + RM_0*PM_1(1,2));$

% Coeficientes de transmissão

$T_0 = (P_0(1,1) + R_0*P_0(1,2));$ % $T_0 = a_1/a_0$

$TM_0 = (PM_0(1,1) + RM_0*PM_0(1,2));$

$T_1 = (P_1(1,1) + R_0*P_1(1,2))/(P_0(1,1) + R_0*P_0(1,2));$ % $T_1 = a_2/a_1$

$TM_1 = (PM_1(1,1) + RM_0*PM_1(1,2))/(PM_0(1,1) + RM_0*PM_0(1,2));$

$T_2 = (P_2(1,1) + R_0*P_2(1,2))/(P_1(1,1) + R_0*P_1(1,2));$ % $T_2 = a_3/a_2$

$TM_2 = (PM_2(1,1) + RM_0*PM_2(1,2))/(PM_1(1,1) + RM_0*PM_1(1,2));$

%%

%% ONDA REGRESSIVA (BACKWARD WAVE), sentido de propagação de acordo com as
% camadas gordura = 0, pele = 1 e ar = 2, respectivamente

% Permissividade elétrica (F/m) das camadas

$be_0 = e_2;$ % Gordura
 $be_1 = e_1;$ % Pele
 $be_2 = e_0;$ % Espaço livre

% Condutividade elétrica (S/m) das L(i) camadas

$bcon_0 = con_2;$ % Gordura
 $bcon_1 = con_1;$ % Pele
 $bcon_2 = con_0;$ % Espaço livre

% Densidade de massa (Kg/m³)

$bsd_0 = 920;$ % Gordura
 $bsd_1 = 1010;$ % Pele

% Espessura das camadas de tecido

```

bt1 = t1; % Pele

% Localização das fronteiras

bz0 = 0; % Entre a gordura e a pele
bz1 = bt1; % Entre a pele e o ar

% Gama ao quadrado

bg0 = j*bcon0*u0*w-be0*u0*w^2;
bg1 = j*bcon1*u0*w-be1*u0*w^2;
bg2 = j*bcon2*u0*w-be2*u0*w^2;

% Parâmetro "u" ao quadrado

blambda = -j*(sqrt(bg0))*sin(teta);

bu20 = bg0 + lambda^2;
bu21 = bg1 + lambda^2;
bu22 = bg2 + lambda^2;

% Polarização perpendicular

% Cálculo do Nm

bN0 = ((sqrt(bu20))/(j*w*u0));
bN1 = ((sqrt(bu21))/(j*w*u0));
bN2 = ((sqrt(bu22))/(j*w*u0));

% Cálculo do M1

bM111 = (1/2)*(1+ (bN1/bN2))*exp((sqrt(bu22)-sqrt(bu21))*bz1);
bM112 = (1/2)*(1- (bN1/bN2))*exp((sqrt(bu22)+sqrt(bu21))*bz1);
bM121 = (1/2)*(1- (bN1/bN2))*exp((-sqrt(bu22)-sqrt(bu21))*bz1);
bM122 = (1/2)*(1+ (bN1/bN2))*exp((-sqrt(bu22)+sqrt(bu21))*bz1);

bM1 = [bM111, bM112;
bM121, bM122];

% Cálculo do M0

bM011 = (1/2)*(1+ (bN0/bN1))*exp((sqrt(bu21)-sqrt(bu20))*bz0);
bM012 = (1/2)*(1- (bN0/bN1))*exp((sqrt(bu21)+sqrt(bu20))*bz0);
bM021 = (1/2)*(1- (bN0/bN1))*exp((-sqrt(bu21)-sqrt(bu20))*bz0);
bM022 = (1/2)*(1+ (bN0/bN1))*exp((-sqrt(bu21)+sqrt(bu20))*bz0);

```

```

bM0 = [bM011, bM012;
       bM021, bM022];

% Multiplicação das matrizes

bP1 = bM1*bM0;
bPO = bM0;

% Polarização paralela

% Cálculo do Km

bK0 = ((sqrt(bu20))/(bcon0 + j*w*be0));
bK1 = ((sqrt(bu21))/(bcon1 + j*w*be1));
bK2 = ((sqrt(bu22))/(bcon2 + j*w*be2));

% Cálculo do MM1

bMM111 = (1/2)*(1+ (bK1/bK2))*exp((sqrt(bu22)-sqrt(bu21))*bz1);
bMM112 = (1/2)*(1- (bK1/bK2))*exp((sqrt(bu22)+sqrt(bu21))*bz1);
bMM121 = (1/2)*(1- (bK1/bK2))*exp((-sqrt(bu22)-sqrt(bu21))*bz1);
bMM122 = (1/2)*(1+ (bK1/bK2))*exp((-sqrt(bu22)+sqrt(bu21))*bz1);

bMM1 = [bMM111, bMM112;
        bMM121, bMM122];

% Cálculo do MM0

bMM011 = (1/2)*(1+ (bK0/bK1))*exp((sqrt(bu21)-sqrt(bu20))*bz0);
bMM012 = (1/2)*(1- (bK0/bK1))*exp((sqrt(bu21)+sqrt(bu20))*bz0);
bMM021 = (1/2)*(1- (bK0/bK1))*exp((-sqrt(bu21)-sqrt(bu20))*bz0);
bMM022 = (1/2)*(1+ (bK0/bK1))*exp((-sqrt(bu21)+sqrt(bu20))*bz0);

bMM0 = [bMM011, bMM012;
        bMM021, bMM022];

% Multiplicação das matrizes

bPM1 = bMM1*bMM0;
bPM0 = bMM0;

% Cálculo dos coeficientes de reflexão e transmissão para ambas as polarizações:

% Coeficientes de reflexão

```

$bR0 = -(bP1(2,1)/bP1(2,2));$ % Coeficiente de reflexão no
 meio 0 para a polarização perpendicular $R0 = b0/a0$
 $bRM0 = -(bPM1(2,1)/bPM1(2,2));$ % Coeficiente de reflexão no
 meio 0 para a polarização paralela

$bR1 = (bP0(2,1) + bR0*bP0(2,2))/(bP0(1,1) + bR0*bP0(1,2));$ % $R1 = b1/a1$
 $bRM1 = (bPM0(2,1) + bRM0*bPM0(2,2))/(bPM0(1,1) + bRM0*bPM0(1,2));$

% Coeficientes de transmissão

$bT0 = (bP0(1,1) + bR0*bP0(1,2));$ % $T0 = a1/a0$
 $bTM0 = (bPM0(1,1) + bRM0*bPM0(1,2));$

$bT1 = (bP1(1,1) + bR0*bP1(1,2))/(bP0(1,1) + bR0*bP0(1,2));$ % $T1 = a2/a1$
 $bTM1 = (bPM1(1,1) + bRM0*bPM1(1,2))/(bPM0(1,1) + bRM0*bPM0(1,2));$

%%

% Cálculo das percentagens das potências refletida e transmitida relacionada

% com a potência inicial. Sabendo que:

% - Refletividade = Potência refletida/ Potência incidente

% - Transmissividade = Potência transmitida/ Potência incidente

% ONDA PROGRESSIVA

% Polarização perpendicular

$RR0 = (abs(R0))^2;$ % Refletividade no ar
 $TT0 = 1 - RR0;$ % Transmissividade no ar

$RR1 = (abs(R1))^2;$
 $TT1 = 1 - RR1;$

$RR2 = (abs(R2))^2;$
 $TT2 = 1 - RR2;$

$PRO = RR0;$ % A potência refletida no ar é
 $RR0*100\%$ da potência inicial
 $PR1 = RR1*TT0;$ % A potência refletida na pele é
 $(RR1*TT0*100)\%$ da potência inicial
 $PR2 = RR2*TT1*TT0;$ % A potência refletida na gordura
 é $(RR2*TT1*TT0*100)\%$ da potência inicial

$PT0 = TT0;$ % A potência transmitida na pele é
 $TT0*100\%$ da potência inicial
 $PT1 = TT1*TT0;$ % A potência transmitida na gordura
 é $(TT0*TT1*100)\%$ da potência inicial
 $PT2 = TT2*TT1*TT0;$ % A potência transmitida no
 músculo é $(TT2*TT0*TT1*100)\%$ da potência inicial

% Polarização paralela

$$\begin{aligned} RRM0 &= (\text{abs}(RM0))^2; \\ TTM0 &= 1 - RRM0; \end{aligned}$$

% Refletividade no ar
% Transmissividade no ar

$$\begin{aligned} RRM1 &= (\text{abs}(RM1))^2; \\ TTM1 &= 1 - RRM1; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} RRM2 &= (\text{abs}(RM2))^2; \\ TTM2 &= 1 - RRM2; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} PRM0 &= RRM0; \\ RRM0 * 100\% &\text{ da potência inicial} \\ PRM1 &= RRM1 * TTM0; \\ (RRM1 * TTM0 * 100)\% &\text{ da potência inicial} \\ PRM2 &= RRM2 * TTM1 * TTM0; \\ \text{gordura é } (RRM2 * TTM1 * TTM0 * 100)\% &\text{ da potência inicial} \end{aligned}$$

% A potência refletida no ar é
% A potência refletida na pele é
% A potência refletida na

$$\begin{aligned} PTM0 &= TTM0; \\ TTM0 * 100\% &\text{ da potência inicial} \\ PTM1 &= TTM1 * TTM0; \\ \text{gordura é } (TTM0 * TTM1 * 100)\% &\text{ da potência inicial} \\ PTM2 &= TTM2 * TTM1 * TTM0; \\ \text{músculo é } (TTM2 * TTM0 * TTM1 * 100)\% &\text{ da potência inicial} \end{aligned}$$

% A potência transmitida na pele é
% A potência transmitida na
% A potência transmitida no

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a onda refletida na fronteira gordura -
% músculo

% Polarização perpendicular

$$\begin{aligned} bRR0 &= (\text{abs}(bR0))^2; \\ bTT0 &= 1 - bRR0; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} bRR1 &= (\text{abs}(bR1))^2; \\ bTT1 &= 1 - bRR1; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} bPR0 &= bRR0 * PR2; \\ bPR1 &= bRR1 * bTT0 * PR2; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} bPT0 &= bTT0 * PR2; \\ bPT1 &= bTT1 * bTT0 * PR2; \end{aligned}$$

% Polarização paralela

$$\begin{aligned} bRRM0 &= (\text{abs}(bRM0))^2; \\ bTTM0 &= 1 - bRRM0; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} bRRM1 &= (\text{abs}(bRM1))^2; \\ bTTM1 &= 1 - bRRM1; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} bPRM0 &= bRRM0 * PRM2; \\ bPRM1 &= bRRM1 * bTTM0 * PRM2; \end{aligned}$$

$$bPTM0 = bTTM0 * PRM2;$$

```

bPTM1 = bTTM1*bTTM0*PRM2;

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a onda refletida na fronteira pele -
% gordura

% Polarização perpendicular

bbRRO = (abs(bR1))^2;
bbTTO = 1 - bbRRO;

bbPRO = bbRRO*PR1;
bbPTO = bbTTO*PR1;

% Polarização paralela

bbRRMO = (abs(bRM1))^2;
bbTTMO = 1 - bbRRMO;

bbPRMO = bbRRMO*PRM1;
bbPTMO = bbTTMO*PRM1;

% Potência irradiada no espaço livre é Pradiada = PRO + bPT1 + bbPTO
% for both polarizations are:

Prad = PRO + bPT1 + bbPTO
PMrad = PRMO + bPTM1 + bbPTMO

% Potência total absorvida pelo corpo humano é (1 - PTrad)*100% da potência
% inicial

Pabs = 1 - Prad
PMabs = 1 - PMrad

%%

%% Cálculo das amplitude complexa da onda incidente (ai) e refletida
% (bi) para ambas as polarizações

% ONDA PROGRESSIVA

% Cálculo de a0 através da densidade de potência

% Densidade de potência incidente (w/m^2)

Si0 = 2.68;

% Sabendo que Si = ((|Ei|^2))/(2*impedância intrínseca(i))
% A impedância intrínseca no ar é:

Ni0 = sqrt((j*w*u0)/(con0 + j*w*e0))

%% Cálculo das impedâncias intrínsecas das camadas:

```

```

N1 = sqrt((j*w*u0)/(con1 + j*w*e1));
N2 = sqrt((j*w*u0)/(con2 + j*w*e2));
N3 = sqrt((j*w*u0)/(con3 + j*w*e3));

```

% Pele
% Gordura
% Músculo

```
%%
```

```

a0 = abs(sqrt(2*Si0*N10));
aM0 = abs(sqrt((2*Si0)/N10));

```

```

b0 = a0*(R0);
bM0 = aM0*(RM0);

```

```

a1 = a0*T0;
aM1 = aM0*TM0;

```

```

b1 = a1*R1;
bM1 = aM1*RM1;

```

```

a2 = a1*T1;
aM2 = aM1*TM1;

```

```

b2 = a2*R2;
bM2 = aM2*RM2;

```

```

a3 = a2*T2;
aM3 = aM2*TM2;

```

```

b3 = 0;
bM3 = 0;

```

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a fronteira gordura - músculo

```

ba0 = b2;
baM0 = ba0/abs(NI2);

```

```

bb0 = ba0*(bR0);
bbM0 = baM0*(bRM0);

```

```

ba1 = ba0*bT0;
baM1 = baM0*bTM0;

```

```

bb1 = ba1*bR1;
bbM1 = baM1*bRM1;

```

```

ba2 = ba1*bT1;
baM2 = baM1*bTM1;

```

```

bb2 = 0;
bbM2 = 0;

```

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a fronteira pele - gordura


```

bba0 = b1;
bbaM0 = bba0/abs(NI1);

bbb0 = bba0*(bR1);
bbbM0 = bbaM0*(bRM1);

bba1 = bba0*bT1;
bbaM1 = bbaM0*bTM1;

bbb1 = 0;
bbbM1 = 0;

%%

%% Cálculo dos campos eletromagnéticos variando "x" que é a distância da
% fonte emissora:

b = 1;

for x=0:(0.002):(0.01) % variação de "x"

xE(b) = x;

% ONDA PROGRESSIVA

% Elétrico (V/m)

E0(b) = ((a0*exp((-sqrt(u20))*z0) + b0*exp((sqrt(u20))*z0))*exp(-j*lambida*xE(b))); %
Ar

E1(b) = ((a1*exp((-sqrt(u21))*z1) + b1*exp((sqrt(u21))*z1))*exp(-j*lambida*xE(b))); %
Pele

E2(b) = ((a2*exp((-sqrt(u22))*z2) + b2*exp((sqrt(u22))*z2))*exp(-j*lambida*xE(b))); %
Gordura

% Magnético (A/m)

H0(b) = ((aM0*exp((-sqrt(u20))*z0) + bM0*exp((sqrt(u20))*z0))*exp(-j*lambida*xE(b));

H1(b) = ((aM1*exp((-sqrt(u21))*z1) + bM1*exp((sqrt(u21))*z1))*exp(-j*lambida*xE(b));

H2(b) = ((aM2*exp((-sqrt(u22))*z2) + bM2*exp((sqrt(u22))*z2))*exp(-j*lambida*xE(b));

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a fronteira gordura - músculo

% Elétrico (V/m)

bE0(b) = ((ba0*exp((-sqrt(bu20))*bz0) + bb0*exp((sqrt(bu20))*bz0))*exp(-j*blambida*xE(b));
% Ar

```

$bE1(b) = ((ba1 * \exp(-\sqrt{bu21}) * bz1) + bb1 * \exp(\sqrt{bu21}) * bz1) * \exp(-j * blambda * xE(b));$
% Pele

% Magnético (A/m)

$bH0(b) = ((baM0 * \exp(-\sqrt{bu20}) * bz0) + bbM0 * \exp(\sqrt{bu20}) * bz0) * \exp(-j * blambda * xE(b));$

$bH1(b) = ((baM1 * \exp(-\sqrt{bu21}) * bz1) + bbM1 * \exp(\sqrt{bu21}) * bz1) * \exp(-j * blambda * xE(b));$

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a fronteira pele - gordura

% Elétrico (V/m)

$bbE0(b) = ((bba0 * \exp(-\sqrt{bu21}) * bz0) + bbb0 * \exp(\sqrt{bu21}) * bz0) * \exp(-j * blambda * xE(b));$ % Ar

% Magnético (A/m)

$bbH0(b) = ((bbaM0 * \exp(-\sqrt{bu21}) * bz0) + bbbM0 * \exp(\sqrt{bu21}) * bz0) * \exp(-j * blambda * xE(b));$ % Ar

%%

%% Cálculo da Taxa de Absorção Específica SAR (Specific Absorption Ratio):

% ONDA PROGRESSIVA

% Polarização perpendicular

$SAR1(b) = (((\text{abs}(E1(b)))^2 * \text{con1}) / (2 * \text{sd1}));$ % SAR na pele
 $SAR2(b) = (((\text{abs}(E2(b)))^2 * \text{con2}) / (2 * \text{sd2}));$ % SAR na gordura

% Polarização paralela

$PSAR1(b) = (((\text{abs}(NI1 * H1(b)))^2 * \text{con1}) / (2 * \text{sd1}));$ % SAR na pele
 $PSAR2(b) = (((\text{abs}(NI1 * H2(b)))^2 * \text{con2}) / (2 * \text{sd2}));$ % SAR na
gordura

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a fronteira gordura - músculo

% Polarização perpendicular

$bSAR0(b) = (((\text{abs}(bE0(b)))^2 * \text{bcon0}) / (2 * \text{bsd0}));$ % SAR na
gordura
 $bSAR1(b) = (((\text{abs}(bE1(b)))^2 * \text{bcon1}) / (2 * \text{bsd1}));$ % SAR na pele

% Polarização paralela

$PbSAR0(b) = (((\text{abs}(NI2 * bH0(b)))^2 * \text{bcon0}) / (2 * \text{bsd0}));$ % SAR na
gordura

```

PbSAR1(b) = (((abs(NI1*bH1(b)))^2)*bcon1)/(2*bsd1); % SAR na
pele

% ONDA REGRESSIVA relacionada com a fronteira pele - gordura

% Polarização perpendicular

bbSAR0(b) = (((abs(bbE0(b)))^2)*bcon1)/(2*bsd1); % SAR na pele

% Polarização paralela

PbbSAR0(b) = (((abs(NI1*bbH0(b)))^2)*bcon1)/(2*bsd1); % SAR na
pele

% SAR total na pele

TSARS(b) = SAR1(b) + bSAR1(b) + bbSAR0(b);

PTSARS(b) = PSAR1(b) + PbSAR1(b) + PbbSAR0(b);

% SAR total na gordura

TSARF(b) = SAR2(b) + bSAR0(b);

PTSARF(b) = PSAR2(b) + PbSAR0(b);

FSAR1t (a,b) = TSARS(b);
PFSAR1t (a,b) = PTSARS(b);

FSAR2t (a,b) = TSARF(b);
PFSAR2t (a,b) = PTSARF(b);

b = b + 1;

end;

%%

%% Gráfico dos coeficientes de reflexão e transmissão para ambas as
% polarizações

IncidentTeta(a) = teta;

% Potência

FPrad (a) = Prad;
FPabs (a) = Pabs;

FPMrad (a) = PMrad;
FPMabs (a) = PMabs;

% ONDA PROGRESSIVA

```

```

RCO(a) = abs(R0);                                % Módulo do coeficiente de reflexão
no meio 0 para a polarização perpendicular
if phase(R0)< 0
PRCO(a)= 2*pi + phase(R0);
else
PRCO(a)= phase(R0);                              % Fase do coeficiente de reflexão
no meio 0 para a polarização perpendicular
end

RCM0(a) = abs(RM0);                              % Módulo do coeficiente de
reflexão no meio 0 para a polarização paralela
if phase(RM0)< 0
PRCM0(a)= 2*pi + phase(RM0);
else
PRCM0(a)= phase(RM0);                            % Fase do coeficiente de
reflexão no meio 0 para a polarização paralela
end

TCO(a) = abs(T0);                                % Módulo do coeficiente de
transmissão no meio 0 para a polarização perpendicular
if phase(T0)< 0
PTCO(a)= 2*pi + phase(T0);
else
PTCO(a)= phase(T0);                              % Fase do coeficiente de
transmissão no meio 0 para a polarização perpendicular
end

TCM0(a) = abs(TM0);                              % Módulo do coeficiente de
transmissão no meio 0 para a polarização paralela
if phase(TM0)< 0
PTCM0(a)= 2*pi + phase(TM0);
else
PTCM0(a)= phase(TM0);                            % Fase do coeficiente de
transmissão no meio 0 para a polarização paralela
end

RC1(a) = abs(R1);
if phase(R1)< 0
PRC1(a)= 2*pi + phase(R1);
else
PRC1(a)= phase(R1);
end

RCM1(a) = abs(RM1);
if phase(RM1)< 0
PRCM1(a)= 2*pi + phase(RM1);
else
PRCM1(a)= phase(RM1);
end

TC1(a) = abs(T1);

```

```
if phase(T1)< 0
PTC1(a)= 2*pi + phase(T1);
else
PTC1(a)= phase(T1);
end
```

```
TCM1(a) = abs(TM1);
if phase(TM1)< 0
PTCM1(a)= 2*pi + phase(TM1);
else
PTCM1(a)= phase(TM1);
end
```

```
RC2(a) = abs(R2);
if phase (R2)< 0
PRC2(a)= 2*pi + phase(R2);
else
PRC2(a)= phase(R2);
end
```

```
RCM2(a) = abs(RM2);
if phase(RM2)< 0
PRCM2(a)= 2*pi + phase(RM2);
else
PRCM2(a)= phase(RM2);
end
```

```
TC2(a) = abs(T2);
if phase(T2)< 0
PTC2(a)= 2*pi + phase(T2);
else
PTC2(a)= phase(T2);
end
```

```
TCM2(a) = abs(TM2);
if phase(TM2)< 0
PTCM2(a)= 2*pi + phase(TM2);
else
PTCM2(a)= phase(TM2);
end
```

```
% ONDA REGRESSIVA
```

```
bRC0(a) = abs(bR0);
if phase(bR0)< 0
bPRC0(a)= 2*pi + phase(bR0);
else
bPRC0(a)= phase(bR0);
end
```

```
bRCM0(a) = abs(bRM0);
if phase(bRM0)< 0
```

```

bPRCM0(a)= 2*pi + phase(bRM0);
else
bPRCM0(a)= phase(bRM0);
end

```

```

bTC0(a) = abs(bT0);
if phase(bT0)< 0
bPTC0(a)= 2*pi + phase(bT0);
else
bPTC0(a)= phase(bT0);
end

```

```

bTCM0(a) = abs(bTM0);
if phase(bTM0)< 0
bPTCM0(a)= 2*pi + phase(bTM0);
else
bPTCM0(a)= phase(bTM0);
end

```

```

bRC1(a) = abs(bR1);
if phase(bR1)< 0
bPRC1(a)= 2*pi + phase(bR1);
else
bPRC1(a)= phase(bR1);
end

```

```

bRCM1(a) = abs(bRM1);
if phase(bRM1)< 0
bPRCM1(a)= 2*pi + phase(bRM1);
else
bPRCM1(a)= phase(bRM1);
end

```

```

bTC1(a) = abs(bT1);
if phase(bT1)< 0
bPTC1(a)= 2*pi + phase(bT1);
else
bPTC1(a)= phase(bT1);
end

```

```

bTCM1(a) = abs(bTM1);
if phase(bTM1)< 0
bPTCM1(a)= 2*pi + phase(bTM1);
else
bPTCM1(a)= phase(bTM1);
end

```

```

a = a + 1;

```

```

figure (1), plot(IncidentTeta,RC0,IncidentTeta,RC1,'k-.',IncidentTeta,RC2, 'c--');
h = legend('Ar - pele','Pele - gordura', 'Gordura - músculo',3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');

```

```

ylabel('Módulos dos coeficientes de reflexão');
title('Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização perpendicular');

figure (2), plot(IncidentTeta, PRC0, IncidentTeta, PRC1, 'k-', IncidentTeta, PRC2, 'c--');
h = legend('Ar - pele', 'Pele - gordura', 'Gordura - músculo', 3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de reflexão');
title('Fases dos coeficientes de reflexão para a polarização perpendicular');

figure (3), plot(IncidentTeta, RCM0, IncidentTeta, RCM1, 'k-', IncidentTeta, RCM2, 'c--');
h = legend('Ar - pele', 'Pele - gordura', 'Gordura - músculo', 3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Módulos dos coeficientes de reflexão');
title('Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização paralela');

figure (4), plot(IncidentTeta, PRCM0, IncidentTeta, PRCM1, 'k-', IncidentTeta, PRCM2, 'c--');
h = legend('Ar - pele', 'Pele - gordura', 'Gordura - músculo', 3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de reflexão');
title('Fases dos coeficientes de reflexão para a polarização paralela');

figure (5), plot(IncidentTeta, TC0, IncidentTeta, TC1, 'k-', IncidentTeta, TC2, 'c--');
h = legend('Ar - pele', 'Pele - gordura', 'Gordura - músculo', 3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Módulos dos coeficientes de transmissão');
title('Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular');

figure (6), plot(IncidentTeta, PTC0, IncidentTeta, PTC1, 'k-', IncidentTeta, PTC2, 'c--');
h = legend('Ar - pele', 'Pele - gordura', 'Gordura - músculo', 3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de transmissão');
title('Fases dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular');

figure (7), plot(IncidentTeta, TCM0, IncidentTeta, TCM1, 'k-', IncidentTeta, TCM2, 'c--');
h = legend('Ar - pele', 'Pele - gordura', 'Gordura - músculo', 3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Módulos dos coeficientes de transmissão');
title('Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela');

figure (8), plot(IncidentTeta, PTCM0, IncidentTeta, PTCM1, 'k-', IncidentTeta, PTCM2, 'c--');
h = legend('Ar - pele', 'Pele - gordura', 'Gordura - músculo', 3);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de transmissão');
title('Fases dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela');

figure (9), plot(IncidentTeta, bRC0, IncidentTeta, bRC1, 'k-');
h = legend('Gordura - pele', 'Pele - ar', 2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Módulos dos coeficientes de reflexão');
title('Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização perpendicular');

figure (10), plot(IncidentTeta, bPRC0, IncidentTeta, bPRC1, 'k-');

```

```
h = legend('Gordura - pele','Pele - ar',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de reflexão');
title('Fases dos coeficientes de reflexão para a polarização perpendicular');
```

```
figure (11), plot(IncidentTeta, bRCM0, IncidentTeta, bRCM1, 'k-.' );
h = legend('Gordura - pele','Pele - ar',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Módulos dos coeficientes de reflexão');
title('Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização paralela');
```

```
figure (12), plot(IncidentTeta, bPRCM0, IncidentTeta, bPRCM1, 'k-.' );
h = legend('Gordura - pele','Pele - ar',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de reflexão');
title('Fases dos coeficientes de reflexão para a polarização paralela');
```

```
figure (13), plot(IncidentTeta, bTC0, IncidentTeta, bTC1, 'k-.' );
h = legend('Gordura - pele','Pele - ar',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Módulos dos coeficientes de transmissão');
title('Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular');
```

```
figure (14), plot(IncidentTeta, bPTC0, IncidentTeta, bPTC1, 'k-.' );
h = legend('Gordura - pele','Pele - ar',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de transmissão');
title('Fases dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular');
```

```
figure (15), plot(IncidentTeta, bTCM0, IncidentTeta, bTCM1, 'k-.' );
h = legend('Gordura - pele','Pele - ar',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Módulos dos coeficientes de transmissão');
title('Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela');
```

```
figure (16), plot(IncidentTeta, bPTCM0, IncidentTeta, bPTCM1, 'k-.' );
h = legend('Gordura - pele','Pele - ar',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Fases dos coeficientes de transmissão');
title('Fases dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela');
```

```
figure (17), plot(IncidentTeta, FPrad, IncidentTeta, FPabs, 'k-.' );
h = legend('Potência irradiada','Potência absorvida',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Potências');
title('Potência irradiada para o espaço livre e potência absorvida pelo corpo humano para a polarização perpendicular');
```

```
figure (18), plot(IncidentTeta, FPMrad, IncidentTeta, FPMabs, 'k-.' );
h = legend('Potência irradiada','Potência absorvida',2);
xlabel('Ângulo de incidência (\Theta)');
ylabel('Potências');
```



```
title('Potência irradiada para o espaço livre e potência absorvida pelo corpo humano para a polarização paralela');
```

```
end;
```

```
for k=1:1:5
```

```
figure (18+k), plot(xE, FSAR1t(k,:), xE , FSAR2t(k,:), 'k-.');  
h = legend('SAR na pele','SAR na gordura',2);  
xlabel('x');  
ylabel('SAR');  
title('Specific Absorption Rate \Theta = - Polarização perpendicular');
```

```
end;
```

```
for l=1:1:5
```

```
figure (18+k+l), plot(xE, PFSAR1t(l,:), xE , PFSAR2t(l,:), 'k-.');  
h = legend('SAR na pele','SAR na gordura',2);  
xlabel('x');  
ylabel('SAR');  
title('Specific Absorption Rate \Theta = - Polarização paralela');
```

9.3. GRÁFICOS DOS COEFICIENTES DE REFLEXÃO E TRANSMISSÃO

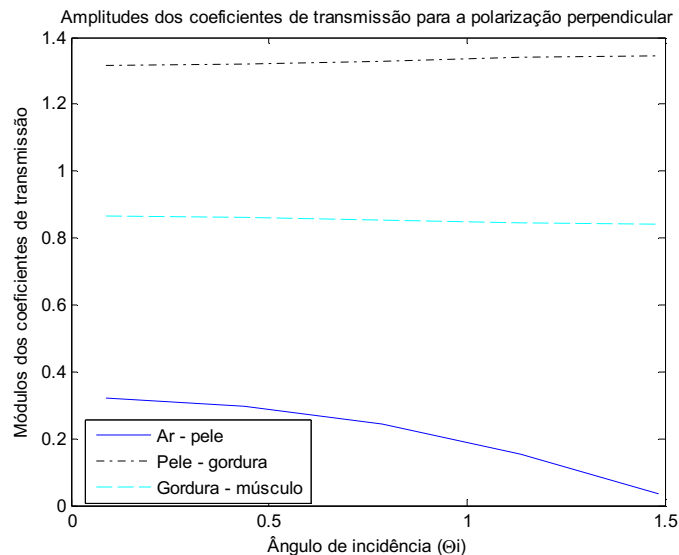


Figura 17: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular (setas vermelhas da Figura 10).

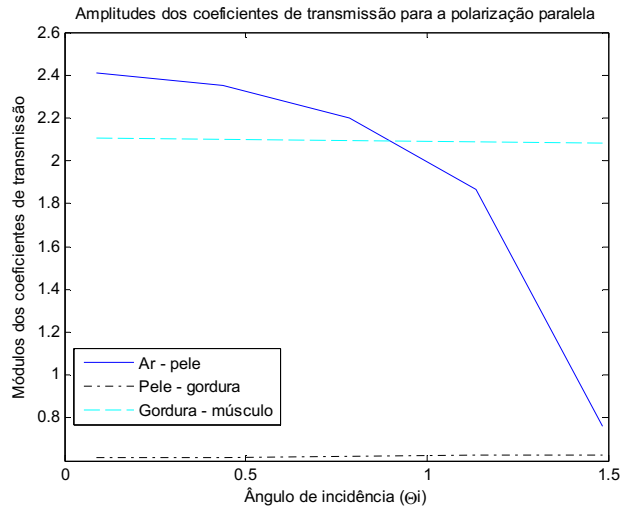


Figura 18: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela (setas vermelhas da Figura 10).

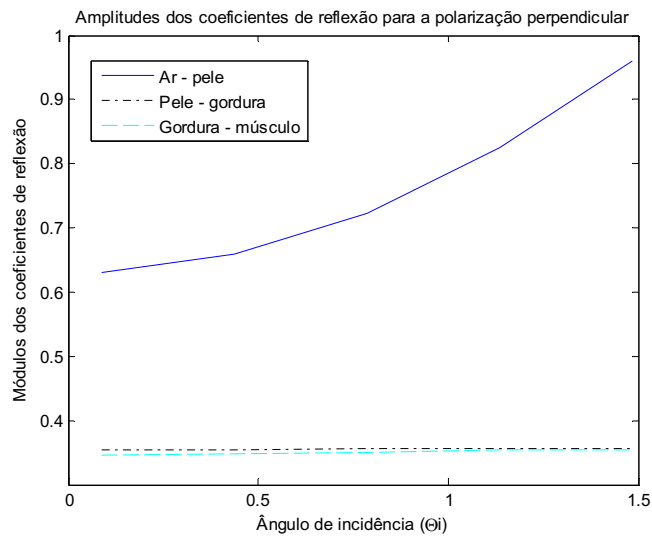


Figura 19: Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização perpendicular (setas verdes da Figura 10).

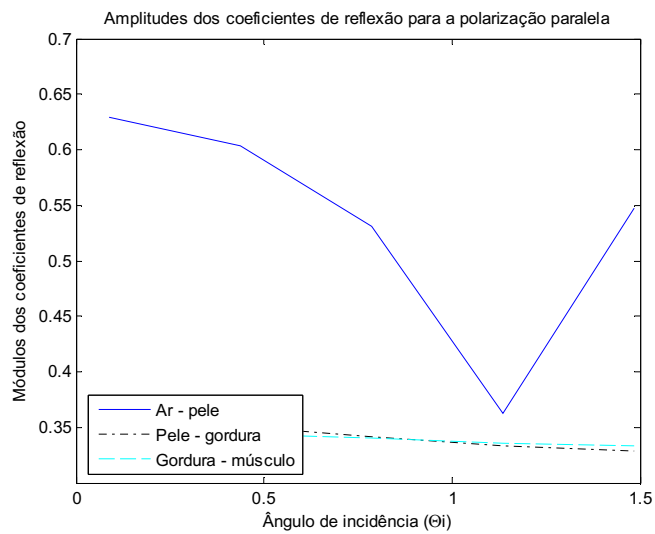


Figura 20: Amplitudes dos coeficientes de reflexão para a polarização paralela (setas verdes da Figura 10).

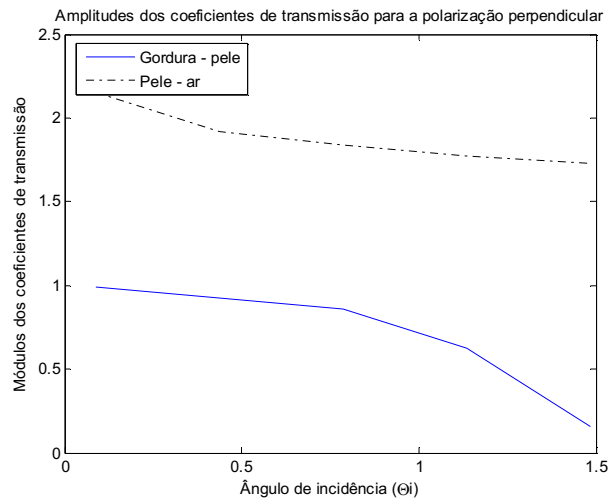


Figura 21: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização perpendicular (setas amarelas da Figura 10).

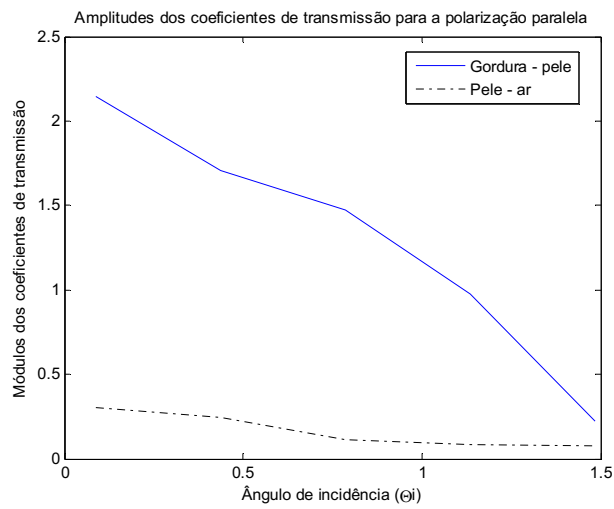


Figura 22: Amplitudes dos coeficientes de transmissão para a polarização paralela (setas amarelas da Figura 10).