

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**Caracterização da Taxa de Absorção Específica no Olho Humano
devido a Campos Eletromagnéticos de Alta-Freqüência.**

Dalmy Freitas de Carvalho Júnior

Dissertação de mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Engenharia de Computação e Telecomunicações

Linha de Pesquisa: Eletromagnetismo Computacional

Orientador: Prof. Jaime Arturo Ramírez

Belo Horizonte, 2^o semestre de 2007.

Educai as crianças e não será preciso castigar os homens.

Pitágoras

Resumo

O objetivo principal deste trabalho é calcular a taxa de absorção específica (SAR) induzida no olho humano quando exposto a irradiações de alta frequência na faixa ultra alta frequência (UHF - 0,3 a 3 GHz), super alta frequência (SHF - 3 a 30 GHz) e extrema alta frequência (EHF - 30 a 300 GHz) geradas por equipamentos de comunicação em sistemas sem fio, com fontes de 100, 500 e 1.000 mW/m², utilizando o método numérico de diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD) para solução das equações de Maxwell. Desenvolveu-se um modelo computacional detalhado em duas dimensões do olho humano, envolvendo a córnea, o humor aquoso, a íris, o cristalino, os músculos, o humor vítreo, a retina, a coróide e a esclera. Para a faixa de frequência analisada com a fonte de 100 mW/m², os resultados obtidos indicam valores máximos de 41,44 mW/kg para SAR média e 529,33 mW/kg para SAR máxima na córnea. Esses resultados de SAR estão dentro dos limites definidos em normas internacionais de segurança de 0,08 W/kg para SAR média e 2 W/kg para a SAR máxima. Já para as densidades potências de 500 e 1.000 mW/m², o valor definido pelas normas é ultrapassado, na córnea e na esclera, tendo alcançado os valores máximos de 414,36 mW/kg para a SAR média e de 5.293,33 mW/kg para a SAR máxima para as frequências superiores a 40 GHz e 20 GHz respectivamente. Verificou-se, também, que, no cristalino, tanto a SAR média quanto a SAR máxima tendem a zero para frequências superiores a 20 GHz. Por fim, constatou-se que para as fontes de 500 mW/m² com frequências superiores a 40 GHz e, fontes de 1.000 mW/m² com frequências superiores a 20 GHz, os valores calculados de SAR ultrapassam os limites estabelecidos em normas em alguns tecidos.

Abstract

The main purpose of this work is to calculate the specific absorption rate (SAR) induced in the human eye when exposed radiations at ultra high frequency (UHF - 0,3 to 3 GHz), super high frequency (SHF - 3 to 30 GHz) and extreme high frequency (EHF - 30 to 300 GHz) intensity levels generated by communication equipment in wireless systems under power density of 100, 500 and 1.000 mW/m², using the finite difference time domain (FDTD) method. A detailed bi-dimensional computational model of the human eye is developed, including the following tissues: cornea, aqueous humor, iris, crystalline lens, muscles, vitreous humor, retina, choroid and sclera. For the frequency range investigated and power density of 100 mW/m², the results indicate the maximum values of 41,44 mW/kg, for the average SAR, and 529,33 mW/kg, for the maximum SAR in the cornea. These results are below the limits defined by international safety guidelines, i.e. 0,08W/kg for the average SAR and 2 W/kg for the maximum SAR. For the power density of 500 and 1.000 mW/m², the results of average SAR and maximum SAR in the cornea and the sclera have reached the values of 414,36mW/kg and 5.293,33 mW/kg for frequencies above 40GHz and 20GHz, respectively, exceeding the limits defined by international safety standards. It was also found that in the crystalline lens both the average and maximum SAR tend to zero for frequencies above 20 GHz. Finally, it was found that under power density of 500 mW/m² and frequencies higher than 40 GHz, as well as under power density of 1.000 mW/m² and frequencies above 20 GHz, the SAR values exceeded the limits set out by the international safety standards for some human eye tissues.

Agradecimentos

Primeiramente, a Deus, pela minha vida e pela conclusão desta importante etapa de minha vida.

Aos meus pais Dalmy e Maisa e à minha irmã Juliana, por todo apoio e incentivo durante toda a minha vida acadêmica.

À minha noiva Michele, pelo carinho, pelo apoio e pelo encorajamento em todos os momentos da execução deste trabalho.

À Universidade Federal de Minas Gerais, em especial ao Departamento de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, pela oportunidade de crescimentos pessoal e profissional.

Ao meu orientador, prof. Dr. Jaime Arturo Ramírez, pela oportunidade que me foi dada e pela sua dedicação, paciência e colaboração.

Aos amigos do Grupo de Otimização e Projeto Assistido por Computador - GOPAC -, pelo companheirismo e colaboração, em especial: Alexandre, Diogo, Luciano, Miguel, Mozelli e Ricardo.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq -, pelo apoio financeiro.

Ao meu grande amigo e primo Igor, pelo apoio e amizade.

Aos meus amigos, por entenderem meus longos períodos de ausência.

A todos os que colaboraram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho, o meu muito obrigado.

Sumário

Lista de Siglas e Símbolos	vi
Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	x
1 Introdução	1
1.1 Introdução	1
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Objetivo geral	3
1.2.2 Objetivos específicos	3
1.3 Limitações do trabalho	4
1.4 Trabalhos relacionados	4
1.5 Estruturação da dissertação	8
2 Formulação matemática	9
2.1 Introdução	9
2.2 Equações de Maxwell	9
2.3 O método de diferenças finitas no domínio do tempo - FDTD	12
2.3.1 O FDTD em 2D	13
2.3.2 Condições de contorno	14
2.3.3 Critérios de dispersão e estabilidade numérica	17
2.4 Modelagem da fonte	19
2.5 Taxa de absorção específica - SAR	20
2.5.1 Valores permitidos de SAR segundo normas internacionais	22

3	Modelagem do olho humano	23
3.1	Introdução	23
3.2	Desenvolvimento do modelo	24
3.2.1	Materiais do modelo	24
3.2.2	Propriedades dos materiais do modelo	27
3.2.3	Visualização do modelo em 2D	29
3.3	Validação do modelo	30
3.3.1	Introdução	30
3.3.2	Comparação com imagens de livros de oftalmologia	30
3.3.3	Conclusão	35
4	Resultados	36
4.1	Introdução	36
4.2	Definição do problema	37
4.3	Resultados para fonte de 100 mW/m ²	39
4.3.1	Discussão	49
4.4	Resultados para fonte de 500 mW/m ²	51
4.4.1	Discussão	52
4.5	Resultados para fonte de 1.000 mW/m ²	54
4.5.1	Discussão	56
4.6	Comparação com outros trabalhos	57
5	Conclusões	59
5.1	Conclusões	59
5.1.1	Resultados e considerações finais	59
5.2	Sugestões para trabalhos futuros	61
A	Implementações computacionais	67
A.1	O FDTD	67
A.2	A fonte de campos eletromagnéticos	70
A.3	Validação do cálculo da SAR	72

Lista de Siglas e Símbolos

Δt	Passo no tempo
Δx	Passo no espaço na direção x
Δy	Passo no espaço na direção y
ϵ_r	Permissividade relativa
\vec{B}	Vetor densidade fluxo magnético
\vec{D}	Vetor densidade fluxo elétrico
\vec{E}	Vetor intensidade campo elétrico
\vec{H}	Vetor intensidade campo magnético
ρ	Peso específico
σ	Condutividade relativa
J_c	Densidade de corrente de condução
J_i	Densidade de corrente elétrica
q_{ev}	Densidade volumétrica de cargas elétrica
ABCs	Absorbing boundary conditions
c	Velocidade de propagação da onda no vácuo
CCA	Condições de contorno absorventes
FDTD	Finite-difference time-domain

IEEE	Institute of electrical and electronics engineers
PML	Perfectly matched layer
SAR	Specific absorption rate
SHF	Super high frequency
UHF	Ultra high frequency
VHF	Very high frequency
Wi-Fi	Wireless fidelity
WiMAX	Worldwide interoperability for microwave access

Lista de Figuras

2.1	Modelo das condições de contorno em 2D (PML)	15
2.2	Representação da onda plana utilizada	20
3.1	Modelo desenvolvido do olho humano	25
3.2	Permissividade relativa dos tecidos que compõem o olho humano	27
3.3	Condutividade relativa dos tecidos que compõem o olho humano	28
3.4	Modelo discretizado do olho humano	29
3.5	Modelo desenvolvido do olho humano	31
3.6	Diagrama anterior e posterior da borda da córnea, conforme [Netter, 2004]	31
3.7	Modelo obtido de livro de histologia humana, conforme [Stevens and Lowe, 2001]	32
3.8	Modelo obtido de Atlas de Anatomia Humana, conforme [Dangelo and Fattini, 2003]	32
3.9	Dimensões do olho humano implementado	33
3.10	Dimensões do olho humano conforme [Hogan, 1971]	33
3.11	Dimensões do olho humano no modelo desenvolvido	34
3.12	Dimensões do olho humano, conforme [Hogan, 1971]	34
4.1	Domínio computacional implementado	37
4.2	Córnea - Fonte de 100 mW/m^2	39
4.3	Humor Aquoso - Fonte de 100 mW/m^2	41
4.4	Íris - Fonte de 100 mW/m^2	42
4.5	Cristalino - Fonte de 100 mW/m^2	43
4.6	Músculo - Fonte de 100 mW/m^2	44
4.7	Humor vítreo - Fonte de 100 mW/m^2	45

4.8	Retina - Fonte de 100 mW/m ²	46
4.9	Coróide - Fonte de 100 mW/m ²	47
4.10	Esclera - Fonte de 100 mW/m ²	48
4.11	Primeiro padrão de comportamento para 100 mW/m ²	49
4.12	Segundo padrão de comportamento para 100 mW/m ²	50
4.13	Terceiro padrão de comportamento para 100 mW/m ²	50
4.14	Primeiro padrão de comportamento para 500 mW/m ²	53
4.15	Segundo padrão de comportamento para 500 mW/m ²	53
4.16	Terceiro padrão de comportamento para 500 mW/m ²	54
4.17	Primeiro padrão de comportamento para 1.000 mW/m ²	56
4.18	Segundo padrão de comportamento para 1.000 mW/m ²	57
4.19	Terceiro padrão de comportamento para 1.000 mW/m ²	57
A.1	Onda Plana	70
A.2	Campos elétrico e magnético - Analítico X Numérico	71
A.3	Tecidos do olho humano para validação do cálculo da SAR	72
A.4	Fonte de campo elétrico para validação do cálculo da SAR	73
A.5	Tecidos do olho humano para validação do cálculo da SAR	74

Lista de Tabelas

1.1	Tecnologias utilizadas em redes sem fio	2
1.2	Resultados de [Gandhi et al., 1996] para 1.900 MHz	5
1.3	Resultados da SAR no trabalho de [Bernardi et al., 1998] em (W/kg)	5
1.4	Resultados de [Rodrigues, 2004] em mW/kg	7
1.5	Resultados de [Hirata, 2005] em mW/kg	8
2.1	Norma [IEEE, 2005] para a frequência entre 3 kHz e 300 GHz.	22
3.1	Permissividade relativa dos tecidos (ϵ_r)	27
3.2	Condutividade relativa dos tecidos (σ)	28
3.3	Peso específico dos tecidos (ρ) em (kg/m^3)	29
4.1	Quantidade de células para representar cada tecido	38
4.2	Dimensões do domínio computacional em estudo (número de células)	38
4.3	Comparação de resultados - SAR (W/kg)	58
A.1	Cálculo de validação da SAR (W/kg)	73
A.2	Cálculo de validação da SAR (W/kg)	74

Capítulo 1

Introdução

1.1 Introdução

A crescente necessidade de comunicação tem impulsionado o desenvolvimento de novas tecnologias que possibilitam o acesso a informações, independentemente do local e da situação em que a pessoa esteja, como, por exemplo, em locais isolados ou estando em deslocamento.

Dentre essas novas tecnologias, podem ser citados os aparelhos pessoais portáteis que comunicam utilizando sistemas sem fio como PDAs, telefones celulares, *notebooks*, fones de ouvido, microfones, impressoras, *scanners*, redes de curto alcance e vários outros com tecnologia *bluetooth*. Outros equipamentos utilizam as redes sem fio de maior capacidade como roteador, *access point*, placa de rede, *notebook*, PDAs e muitos outros que comunicam-se via tecnologias *Wi-Fi* e *WiMAX*, conforme a Tabela 1.1.

Para integrar tais equipamentos, surgiu a necessidade da criação de redes capazes de possibilitar a comunicação. Nesse contexto, surgiram as redes *wireless*, visando possibilitar que aparelhos portáteis possam comunicar-se entre si ou com um elemento intermediador que permita a sua interação com uma rede fixa.

Esses equipamentos são muitos comuns e presentes em contato direto com o usuário, podendo estar a poucos metros ou exatamente ao lado do usuário em locais como residências,

escritórios, *shopping centers*, aeroportos, restaurantes, hotéis, universidades e em vários outros locais. Com a sua disseminação, as redes sem fio têm possibilitado uma grande melhoria no acesso a informações, principalmente, em relação à rapidez e à mobilidade. Entretanto, juntamente com os benefícios, surgiu uma crescente preocupação dos usuários, das autoridades e da comunidade científica em relação aos efeitos que os campos eletromagnéticos gerados por tais aparelhos podem acarretar à saúde dos seres vivos. As ondas eletromagnéticas penetram nos tecidos do corpo humano, e o principal efeito conhecido dessa ação é o aquecimento dos próprios tecidos, à medida que as células absorvem energia. O grau de absorção de energia está diretamente relacionado com os possíveis efeitos térmicos das radiações.

O olho humano foi escolhido por ser a parte mais sensível de todo o corpo humano, além de ter uma ligação direta com o cérebro.

Neste trabalho, pretende-se utilizar fontes de campos eletromagnéticos nas frequências de 2,5 GHz, 5 GHz, 6 GHz, 10 GHz a 100 GHz em intervalo de 10 GHz. Essas frequências são escolhidas por serem as mais utilizadas tecnologias de transmissão de dados, via sistemas sem fio, como o *Wi-Fi*, o *bluetooth*, o *WiMAX*, além de várias outras que trabalham nessa faixa de frequência, bem como as futuras tecnologias que ainda estão em fase de teste e licenciamento em todo o mundo, Tabela 1.1.

Tabela 1.1: Tecnologias utilizadas em redes sem fio

Tecnologia	Frequência(GHz)	Potência(mW/m ²)	Ex. de Equipamentos
Wi-Fi IEEE 802.11	2,4, 5,25, 5,72 e 5,8	de 10 a 1.000	PDA, celular, <i>laptop</i> , roteadores e <i>access point</i> .
<i>Bluetooth</i> IEEE 802.15	2,4 a 2,48	de 1 a 100	PDA, celular, <i>laptop</i> , fone de ouvido, microfone, impressora e <i>scanner</i> .
WiMAX IEEE 802.16	2,4, 2,5, 10 e 60	de 10 a 1.000	PDA, celular, <i>laptop</i> , roteadores e <i>access point</i> .

Isso motiva o estudo do cálculo da taxa de absorção específica (SAR) no olho devido aos campos eletromagnéticos gerados pelos equipamentos de comunicação em sistemas sem fio, o objetivo desta dissertação.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é calcular a taxa de absorção específica (SAR) induzida no olho humano quando exposto a determinadas irradiações de alta frequência na faixa ultra alta frequência (UHF - 0,3 a 3 GHz), super alta frequência (SHF - 3 a 30 GHz) e extrema alta frequência (EHF - 30 a 300 GHz). São considerados equipamentos de comunicação em sistemas sem fio, com densidade de potência de 100, 500 e 1.000 mW/m². O método numérico de diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD) é utilizado para resolver as equações de Maxwell.

1.2.2 Objetivos específicos

Entre os objetivos específicos deste trabalho, destacam-se:

- desenvolver um modelo computacional detalhado em duas dimensões do olho humano, envolvendo a córnea, o humor aquoso, a íris, o cristalino, os músculos, o humor vítreo, a retina, a coróide e a esclera;
- implementar um programa baseado no FDTD para calcular os campos eletromagnéticos;
- modelar a fonte responsável pela irradiação dos campos eletromagnéticos;
- calcular a SAR incidente no olho humano, resultante do campo eletromagnético irradiado pela antena de equipamentos de comunicação em sistemas sem-fio;
- fazer uma análise comparativa dos resultados obtidos para a SAR com as normas de segurança internacionais e com outros trabalhos científicos.

1.3 Limitações do trabalho

Entre as limitações do trabalho, relacionam-se:

- o olho humano é modelado em duas dimensões (2D);
- a fonte representada é uma onda plana;
- as análises apresentadas consideram apenas o uso de equipamentos de comunicação sem fio em ambientes não controlados, ou público em geral. Em consequência disso, os valores calculados de SAR serão comparados aos valores de normas internacionais para esse grupo.

1.4 Trabalhos relacionados

O artigo de [Taflove and Brodwin, 1975] apresenta o cálculo de campo eletromagnético no olho humano utilizando o FDTD. Nesse trabalho descreve-se o cálculo da elevação da temperatura em um modelo bidimensional simplificado do olho humano por meio de irradiações emitidas por microondas. Utiliza-se, nas simulações, uma onda plana com densidade de potência de 100 mW/cm^2 e frequências de 750 MHz e 1,5 GHz. Seu principal resultado é o fato de encontrar, em determinados pontos do olho humano, uma temperatura superior a $40,4^\circ\text{C}$. O autor, entretanto, não apresenta valores de SAR.

No trabalho de [Gandhi et al., 1996] são apresentados os cálculos da SAR na cabeça e pescoço humano induzidos por telefones celulares de 835 e 1.900 MHz com fontes de 125 e 600 mW/m^2 . A região do olho humano representado na cabeça é bastante simplificada, contendo apenas humor, cristalino e esclera. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 1.2.

Um resumo das propriedades dielétricas dos principais tecidos do corpo humano nas frequências de 10 Hz a 100 GHz é disponibilizado no trabalho de [Gabriel and Gabriel, 1996].

O trabalho de [Bernardi et al., 1998] se destina ao cálculo da taxa de SAR especialmente no olho humano quando exposto a campos irradiados por antenas em sistemas de rede de

Tabela 1.2: Resultados de [Gandhi et al., 1996] para 1.900 MHz

Tecido	SAR média (mW/kg)
Humor	3,2
Cristalino	1,5
Esclera	1,8

computadores sem fio. Os autores utilizam uma onda plana com densidade de potência de $1.000 mW/m^2$ e frequências de 6, 18 e 30 GHz. O modelo do olho utilizado inclui a cornea, o cristalino, a esclera, o humor vítreo, o humor aquoso, tecidos da pele e ossos. Os resultados encontram-se na Tabela 1.3.

Tabela 1.3: Resultados da SAR no trabalho de [Bernardi et al., 1998] em (W/kg)

Tecido	Geral (máxima)	Olho (média)	Cristalino (média)
Humor	6,317	0,253	0,594
Cristalino	36,558	0,107	0,009
Esclera	40,414	0,068	0,000

O artigo de [Hirata et al., 1999] apresenta os pontos aquecidos no olho humano devido à interação entre o olho e as ondas eletromagnéticas utilizando o FDTD para a faixa de frequência entre 700 MHz e 6 GHz e com fontes de 5, 20, 25 e 50 mW/cm^2 . Nesse trabalho conclui-se que o local e o número de pontos aquecidos dependem da frequência e da onda incidente.

O artigo de [Van Leeuwen et al., 1999] apresenta o estudo do aumento de temperatura em modelo em três dimensões da cabeça humana induzido por telefone celular, demonstrando a possibilidade de combinar o método de cálculo numérico FDTD com o modelo térmico para o cálculo do aumento de temperatura utilizando a SAR. Nesse trabalho conclui-se que uma antena com uma potência média de 0,25 W e frequência de 10 MHz não ultrapassa os limites de seguranças da SAR e nem da temperatura definidos nas normas internacionais.

No artigo de [Wang and Fujiwara, 1999] é calculado o aumento de temperatura em um modelo da cabeça humana induzido por dois tipos de telefones celulares, um com frequência de 900 MHz e potência de 0,6 W e o outro com frequência de 1,5 GHz e potência de

0,27 W. Os resultados obtidos demonstraram um aumento de temperatura de $0,18^{\circ}\text{C}$ na frequência de 900 MHz e de $0,15^{\circ}\text{C}$ em 1,5 GHz. Conclui-se que os valores encontrados excluem a possibilidade de ocorrer danos relacionados aos efeitos térmicos aos tecidos nessas condições.

No artigo de [Bernardi et al., 2000] estuda-se uma análise de vários tipos de telefones celulares disponíveis no mercado onde o foco das atenções são os órgãos mais importantes como o cristalino dos olhos e o cérebro. É comparado a potência absorvida nesses órgãos e o aumento de temperatura. Os resultados obtidos mostram que para a fonte de 600 mW os valores de SAR máximo estão entre 2,2 e 3,7 W/kg dependendo do modelo de telefone considerado. Conclui-se que os limites de SAR estabelecidos pelo IEEE (1,6 W/kg por 1g), na época, foi excedido em todas as situações consideradas. O artigo apresenta a informação de que a nova geração de telefones celulares (digital) utiliza uma potência mais baixa de 250 mW, o que resolve este problema.

O trabalho de [Hirata, 2000] estuda o aumento de temperatura no olho humano exposto a uma onda plana na faixa de frequência entre 600 MHz e 6 GHz com densidade de potência de $5,0 \text{ mW}/\text{cm}^2$. O autor calcula a SAR usando o FDTD, porém não apresenta os resultados dos cálculos, pois seu objetivo principal é o cálculo do aumento de temperatura utilizando a equação da termodinâmica. Como resultado tem-se que o valor máximo do aumento de temperatura de $0,30^{\circ}\text{C}$ na frequência de 6,0 GHz. Conclui-se que esse valor é pequeno, porém, não é desprezível tendo em vista o valor limite de $3,0^{\circ}\text{C}$ a partir do qual pode-se formar a catarata.

O artigo de [Yioultsis et al., 2002] apresenta uma análise eletromagnética e térmica da radiação e seus impactos nos seres humanos devido ao uso de vários tipos telefones celulares e antenas de equipamentos de comunicação sem fio utilizados frequentemente. Nas simulações utilizou-se um telefone celular GSM nas frequências de 900 MHz e 1.800 MHz, e rede sem fio (WLAN) com frequência de 2,45 GHz. A análise computacional demonstrou diferenças significativas entre os cálculos da SAR local e a SAR média, o que demonstrou diferentes grau de interação entre a antena e a cabeça humana. Nesse trabalho

conclui-se que no caso das redes sem fios (WLAN's) a possibilidade de danos térmicos e não térmicos das radiações não puderam ser avaliados.

No trabalho de [Hirata et al., 2002] a SAR e a temperatura são calculadas para uma exposição de uma onda incidente oblíqua (30° a 50°) na faixa de 600 MHz a 6,0 GHz com densidade de potência de $5,0 \text{ mW/cm}^2$. De acordo com esse trabalho a influência da incidência oblíqua diminui consideravelmente para frequências superiores a 3,0 GHz.

No artigo de [Lazzi et al., 2003], apresenta-se o modelo e o método para calcular a SAR e a elevação de temperatura no olho humano em duas dimensões, utilizando a frequência de 2 MHz. Esse modelo do olho é utilizado como referência no desenvolvimento desse trabalho.

Em [Rodrigues, 2004], estuda-se os cálculos da SAR e do aumento de temperatura induzidos por telefones celulares na cabeça humana, onde se utilizam 900 MHz com potência de 600 mW e 1,8 GHz com 125 mW. Os resultados mais importantes para este trabalho estão representados na Tabela 1.4.

Tabela 1.4: Resultados de [Rodrigues, 2004] em mW/kg

Tecido	900 MHz	1,8 GHz
Córnea	1,179	0,024
Esclera	2,599	0,984

No artigo de [Hirata, 2005] analisa-se o efeito da frequência, da polarização e do ângulo de incidência de uma onda eletromagnética com frequência de 900 MHz, 1,5 GHz e 1,9 GHz no olho humano. De acordo com os resultados obtidos os maiores valores de elevação de temperatura foram registrados entre $0,303^\circ\text{C}$ e $0,349^\circ\text{C}$. Os resultados das investigações estão representados na Tabela 1.5. Os autores concluem que o aumento da SAR e da temperatura no olho humano induzido por ondas eletromagnéticas estão relacionados com a distância entre a fonte e o olho humano, a frequência, o tipo da antena e o ângulo de incidência da onda eletromagnética.

Tabela 1.5: Resultados de [Hirata, 2005] em mW/kg .

distância (cm)	900 MHz	1,9 GHz
1,2 cm	6,85	17,40
3,2 cm	2,66	3,03
5,0 cm	1,28	1,06

O livro de [Taflove and Hagness, 2005] define toda a teoria do método FDTD e também disponibiliza códigos fontes [Hagness, 2000] para estudo, utilizado como base para o desenvolvimento desse trabalho.

1.5 Estruturação da dissertação

O texto da dissertação está organizado da seguinte forma:

No segundo capítulo, apresenta-se a formulação matemática do modelo implementado. Na primeira seção (2.1), uma introdução geral do capítulo é apresentada. Uma breve revisão das equações de Maxwell é feita na segunda seção (2.2). Na seção 2.3, define-se o método numérico utilizado, descrevendo-se as expressões matemáticas que modelam o FDTD, a condição de contorno utilizada, os critérios de dispersão e da estabilidade numérica. A quarta seção (2.4) modela a fonte utilizada para emitir os campos eletromagnéticos. Finalmente, na seção 2.5, estuda-se a SAR.

A modelagem do olho humano e as implementações encontram-se no terceiro capítulo. Na primeira seção (3.1), é apresentada uma descrição geral do capítulo. Aspectos relevantes sobre o desenvolvimento do modelo são evidenciados na seção 3.2. Por fim, na seção 3.3, apresenta-se a validação do modelo a ser implementado.

O capítulo quarto refere-se aos resultados obtidos para as seguintes situações: frequência variando de 2.5 GHz a 100 GHz e com fontes de 100, 500 e 1.000 mW/m^2 .

Para finalizar, o quinto capítulo apresenta as conclusões deste estudo apontando algumas recomendações para avanços de novas pesquisas sobre o tema investigado.

Capítulo 2

Formulação matemática

2.1 Introdução

Este capítulo dedica-se à formulação matemática utilizada para o cálculo da taxa de absorção específica (SAR) no olho humano.

Inicialmente, apresentam-se as equações de Maxwell, que regem o comportamento de campos elétricos e magnéticos. A partir dessas equações, estuda-se o método de diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD), que é utilizado como método numérico para resolver o problema de propagação dos campos eletromagnéticos e da SAR. Esse estudo inclui a dedução das equações em 2D, das condições de contorno utilizadas e dos critérios de estabilidade e dispersão.

Posteriormente, discute-se a formulação utilizada na implementação da fonte que consiste em uma onda plana.

Finalmente, apresenta-se a formulação utilizada para o cálculo da SAR.

2.2 Equações de Maxwell

O fenômeno relacionado à propagação de campos eletromagnéticos é regido pelas equações de Maxwell, que são um conjunto de equações diferenciais parciais [Balanis, 1989].

Escritas na forma diferencial, não considerando correntes e cargas magnéticas, as equações de Maxwell são:

$$\nabla \times \bar{E} = -\mu \frac{\partial \bar{H}}{\partial t} \quad (2.1)$$

$$\nabla \times \bar{H} = J_i + J_c + \epsilon \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \bar{D} = q_{ev} \quad (2.3)$$

$$\nabla \cdot \bar{B} = 0 \quad (2.4)$$

onde \bar{E} : vetor intensidade campo elétrico (V/m); \bar{H} : vetor intensidade campo magnético (A/m); \bar{D} : vetor densidade fluxo elétrico (C/m²); \bar{B} : vetor densidade fluxo magnético (Wb/m²); J_i : densidade de corrente elétrica (A/m²); J_c : densidade de corrente de condução (A/m²); q_{ev} : densidade volumétrica de cargas elétrica (C/m³).

Para materiais isotrópicos e lineares, as relações constitutivas que relacionam as intensidades e densidades de campo elétrico e magnético são:

$$\bar{B} = \mu \bar{H} \quad (2.5)$$

$$\bar{D} = \epsilon \bar{E} \quad (2.6)$$

$$J_c = \sigma \bar{E} \quad (2.7)$$

onde μ : permeabilidade magnética (H/m); ϵ : permissividade elétrica (F/m); σ : condutividade elétrica (S/m).

As características dos materiais podem ser relacionadas com os parâmetros constitutivos do espaço livre, determinando os parâmetros relativos do meio:

$$\epsilon_r = \epsilon/\epsilon_0, \quad (2.8)$$

$$\mu_r = \mu/\mu_0, \quad (2.9)$$

em que ϵ_0 é a permissividade elétrica, $\epsilon_0 = 10^{-9}/(36 \cdot \pi)$, em F/m e μ_0 é a permeabilidade magnética do espaço livre, $\mu_0 = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$, em H/m.

Aplicando o rotacional nas Equações 2.1 a 2.4, chega-se às Equações 2.10 e 2.11 abaixo:

$$\nabla \times \nabla \times E = -\mu\epsilon \frac{\partial^2}{\partial t^2} E \quad (2.10)$$

$$\nabla \times \nabla \times H = -\mu\epsilon \frac{\partial^2}{\partial t^2} H \quad (2.11)$$

Usando a identidade vetorial representada na Equação 2.12,

$$\nabla \times \nabla \times E = -\nabla^2 E + \nabla(\nabla \cdot E) \quad (2.12)$$

considerando o $q_{ev} = 0$ ($\nabla \cdot E = 0$) e substituindo a Equação 2.12 em 2.10 tem-se a equação de onda, 2.13, na forma diferencial:

$$v^2 \left(\frac{\partial^2 E_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 E_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 E_z}{\partial z^2} \right) = \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} \quad (2.13)$$

em que v é velocidade da onda em um determinado meio.

A solução mais simples da Equação 2.13 é uma onda plana num meio sem perdas. Considerando essa onda viajando na direção \hat{x} , tem-se:

$$Ey = E_{y0} \cdot \cos(\omega t - \beta x) \quad (2.14)$$

$$Hz = \frac{E_{y0}}{\eta} \cdot \cos(\omega t - \beta x) \quad (2.15)$$

onde η é a impedância intrínseca do meio.

Para realizar as simulações, é necessária a resolução numérica do problema descrito pelas Equações 2.13 a 2.15 envolvendo os parâmetros elétricos dos tecidos que formam o olho humano. O método de cálculo numérico utilizado neste trabalho é o FDTD, que será detalhado a seguir.

2.3 O método de diferenças finitas no domínio do tempo - FDTD

A origem do FDTD se deu a partir do trabalho de Kane Yee [Yee, 1966], para solucionar as equações de Maxwell, diretamente no domínio do tempo em um espaço discretizado, permitindo calcular o campo refletido por um cubo condutor em duas dimensões [Taflove and Hagness, 2005].

Yee discretizou as equações que descrevem uma onda eletromagnética em um sistema de coordenadas retangulares tridimensional (x,y,z) e posicionou os componentes (E) e (H) em torno de uma célula estruturada, em que os componentes de campo estão localizados nos nós da célula.

Dentre as vantagens de utilizar o FDTD em relação a outros métodos relatados na literatura, podem-se destacar [Taflove and Hagness, 2005]:

- não requer a inversão de matrizes por ser um método explícito;
- exatidão e robustez, pois as fontes de erro são bem conhecidas e podem ser limitadas para permitir modelos precisos em uma variedade de problemas eletromagnéticos;

- resolve os problemas transitórios naturalmente, por ser uma técnica no domínio do tempo. Dessa maneira, calcula-se de forma direta a resposta a impulso de um sistema eletromagnético;
- permite definir uma nova estrutura no modelo apenas redefinindo quais células terão os novos materiais, sem a necessidade de reescrever as equações ou refazer as malhas;
- facilidade de implementação;
- a limitação em sua capacidade de resolver problemas eletromagnéticos depende apenas da capacidade computacional disponível.

2.3.1 O FDTD em 2D

O FDTD resolve numericamente as equações que tratam dos campos elétricos e magnéticos de uma onda.

Apresentando um sistema de coordenadas retangulares (x,y,z) e aplicando as definições de rotacional, as equações de Maxwell podem ser escritas como:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \right) \quad (2.16)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} \right) \quad (2.17)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} \right) \quad (2.18)$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left[\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - (J_{i_x} + \sigma E_x) \right] \quad (2.19)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left[\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} - (J_{i_y} + \sigma E_y) \right] \quad (2.20)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left[\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - (J_{i_z} + \sigma E_z) \right] \quad (2.21)$$

Considerando-se um problema com uma geometria bidimensional, podem-se simplificar as equações anteriores em coordenadas cartesianas definindo-se a forma de propagação da onda eletromagnética por meio dos modos transversos elétrico (TE) e transversos magnético (TM) em um meio linear e isotrópico.

Para o modo transversal elétrico (TE), tem-se:

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \frac{\partial H_z}{\partial y} \quad (2.22)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left[-\frac{\partial H_z}{\partial x} - \sigma E_y \right] \quad (2.23)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} - (J_{i_z} + \sigma E_z) \right] \quad (2.24)$$

Já o modo transversal magnético (TM), é representado por:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[-\frac{\partial E_z}{\partial y} - (J_{i_z} + \sigma E_x) \right] \quad (2.25)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_z}{\partial x} - (J_{i_z} + \sigma E_z) \right] \quad (2.26)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left[\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} \right] \quad (2.27)$$

Considerando que a direção de propagação está ao longo do eixo z , logo, para o modo TE, são necessários os campos E_x , E_y e H_z e, para o modo TM, têm-se: H_x , H_y e E_z .

É importante ressaltar que a escolha dos modos de propagação TE ou TM dependerá do problema a ser analisado e das condições de contorno.

2.3.2 Condições de contorno

As condições de contorno absorventes (absorbing boundary conditions - ABCs) tem como objetivo tornar as fronteiras, que limitam o domínio computacional, invisíveis para todas as ondas eletromagnéticas dentro do domínio, simulando o funcionamento de paredes

similares às de uma câmara anecóica. Com isso, delimita-se a região de estudo, diminuindo o domínio de cálculo e, conseqüentemente, a memória computacional necessária.

Esse processo consiste em adicionar algumas camadas de células ao redor do domínio computacional. Por meio de um conjunto de equações que relacionam os valores do campo na fronteira artificial com aqueles no domínio de estudo, simula-se uma quantidade infinita de espaço livre além dos limites do domínio, permitindo que haja a menor reflexão possível nas fronteiras.

A condição de contorno utilizada neste trabalho foi proposta em 1994 [Berenger, 1994], a camada perfeitamente casada (perfectly matched layer - PML). A idéia principal é implementar uma borda absorvente ao redor do domínio, Figura 2.1.

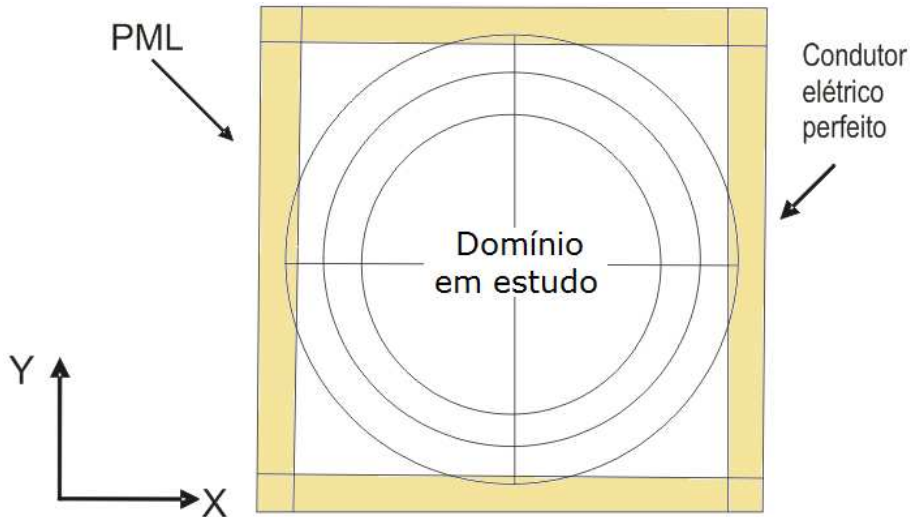


Figura 2.1: Modelo da condições de contorno em 2D (PML)

Considerando um problema em 2D que possui as componentes E_x , E_y e H_z , no modo TE. A PML é representada pelas Equações 2.28 a 2.30, a seguir:

$$\epsilon \frac{\partial E_x}{\partial t} + \sigma E_x = \frac{\partial H_z}{\partial y} \quad (2.28)$$

$$\epsilon \frac{\partial E_y}{\partial t} + \sigma E_y = -\frac{\partial H_z}{\partial x} \quad (2.29)$$

$$\mu \frac{\partial H_z}{\partial t} + \sigma^* H_z = \frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x}, \quad (2.30)$$

em que σ^* é a condutividade magnética do meio.

Para que a impedância do meio seja igual à do vácuo, resultando em reflexão zero, a seguinte relação deve ser satisfeita para uma incidência normal:

$$\frac{\sigma}{\epsilon_0} = \frac{\sigma^*}{\mu_0} \quad (2.31)$$

em que ϵ_0 e μ_0 representam a permissividade e a permeabilidade do vácuo.

Para o caso TE as Equações 2.32 a 2.32 substituem as de Maxwell na PML:

$$\begin{aligned} \epsilon \frac{\partial E_x}{\partial t} + \sigma E_x &= \frac{\partial H_z}{\partial y} \\ \epsilon \frac{\partial E_y}{\partial t} + \sigma E_y &= -\frac{\partial H_z}{\partial x} \\ \mu \frac{\partial H_{zy}}{\partial t} + \sigma_y^* H_{zy} &= -\frac{\partial E_y}{\partial x} \\ \mu \frac{\partial H_{zx}}{\partial t} + \sigma_x^* H_{zx} &= \frac{\partial E_x}{\partial y} \end{aligned} \quad (2.32)$$

em que $H_z = H_{zx} + H_{zy}$, devido ao fato de a componente H_z ser dividida em duas sub-componentes, H_{zx} e H_{zy} .

A PML é uma condição absorvente considerada perfeitamente casada uma vez que ondas eletromagnéticas podem penetrá-la sem reflexão na interface meio-PML, para qualquer ângulo de incidência e frequência. Isto é possível por separar as componentes do campo elétrico e magnético, adotando valores adequados de σ e σ^* em cada direção, de forma a evitar reflexões nas camadas exteriores ao domínio. Foram apresentados resultados numéricos que comprovam a independência do ângulo de incidência na absorção da onda [Taflove and Hagness, 2005].

2.3.3 Critérios de dispersão e estabilidade numérica

Para que se tenha maior precisão nos cálculos dos campos eletromagnéticos, é necessário o refinamento da malha, decompondo o espaço computacional em células menores, ou seja, reduzindo-se o tamanho das células no modelo.

A escolha dos valores de Δx , Δy e Δt influenciam a velocidade de propagação das ondas eletromagnéticas na malha. As dimensões das células devem ser escolhidas de acordo com o comprimento de onda da maior frequência presente na malha ou pela menor dimensão presente no sistema.

A relação amplamente citada na literatura [Taflove and Hagness, 2005] é adotar 10 células por comprimento de onda:

$$\Delta < \frac{\lambda}{10}, \quad (2.33)$$

o que garante que a menor dimensão do modelo do olho humano é representada por, no mínimo, 10 células na malha que representa o domínio em estudo.

Respeitando essa relação, os erros devidos às diferenças de velocidade de propagação da onda na malha são muito pequenos.

Neste trabalho, utilizam-se valores fixos de $\Delta x = \Delta y = 0,05mm$, porém ocorrem variações no comprimento de onda λ , devido à faixa de frequência em estudo, que está entre 2,5 GHz e 100 GHz.

Como consequência dessas variações no comprimento de onda, encontram-se diferentes valores do erro de dispersão numérica. No pior caso, ou seja, na frequência de 100 GHz, o erro de dispersão numérica é representado por:

$$\Delta x = \Delta y = \frac{\lambda}{60} \quad (2.34)$$

Para o melhor caso, na frequência é de 2,5 GHz, o erro é de:

$$\Delta x = \Delta y = \frac{\lambda}{2.400} \quad (2.35)$$

Os valores dos erros de dispersão numérica apresentado neste trabalho estão bem abaixo dos recomendados para que se tenham malhas refinadas, com reduzidos o erros de dispersão numérica, mais detalhes serão apresentado no Apêndice A.2.

Para que haja garantia de estabilidade do método das diferenças finitas no domínio do tempo, um critério adicional deve ser observado. Este consiste no critério de estabilidade de Courant, que, em malhas bidimensionais, é definido por:

$$\Delta t \leq \frac{1}{v_{max} \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2}}}, \quad (2.36)$$

em que v_{max} é a máxima velocidade de fase da onda esperada no modelo.

Para uma célula quadrada, em que $\Delta = \Delta x = \Delta y$, a Equação 2.36 torna-se:

$$\Delta t \leq \frac{1}{v_{max}} \frac{\Delta}{\sqrt{2}}, \quad (2.37)$$

Logo, a relação utilizada é:

$$\Delta t \leq \frac{\Delta}{2c} \quad (2.38)$$

$$\Delta t = 0,08ps \quad (2.39)$$

em que c é a velocidade da luz.

Pode ser verificado que, quanto maior for esse incremento, menor será o tempo de processamento. Para uma melhor resolução, porém, esse incremento deverá ser o menor possível.

Cabe ressaltar, pela Equação 2.38, que uma malha mais fina resulta na diminuição de Δt .

2.4 Modelagem da fonte

Um dos aspectos mais importantes em qualquer simulação envolvendo eletromagnetismo e utilizando o FDTD consiste na modelagem e dimensionamento da fonte de excitação dos campos no domínio computacional.

A fonte é responsável pela geração dos campos eletromagnéticos e, no caso, é irradiado pela antena de determinados equipamentos operando nas frequências de 2,5 GHz, 5 GHz, 6 GHz, 10 GHz a 100 GHz em intervalo de 10 GHz.

A fonte implementada varia de 100, 500 e 1.000 mW/m², que são comuns em equipamentos de sistemas sem fio utilizados atualmente.

Devido ao fato de na região de campo distante de uma antena o campo eletromagnético tender a uma onda plana, a fonte implementada neste trabalho é definida como uma onda plana uniforme ao longo do plano $x = constante$. Esta aproximação utilizada é frequentemente na literatura, conforme [Taflove and Brodwin, 1975] e [Bernardi et al., 1998].

Os campos eletromagnéticos são perpendiculares entre si e entre a direção de propagação, representando uma onda transversal eletromagnética ou onda TEM, conforme Figura 2.2:

A Equação (2.40) representa a definição da fonte de tensão senoidal:

$$fonte(n) = \text{sen}(\omega \cdot n \cdot dt - \beta_x) \cdot E_{y0}, \quad (2.40)$$

A densidade de potência média é calculada por meio da Equação 2.41.

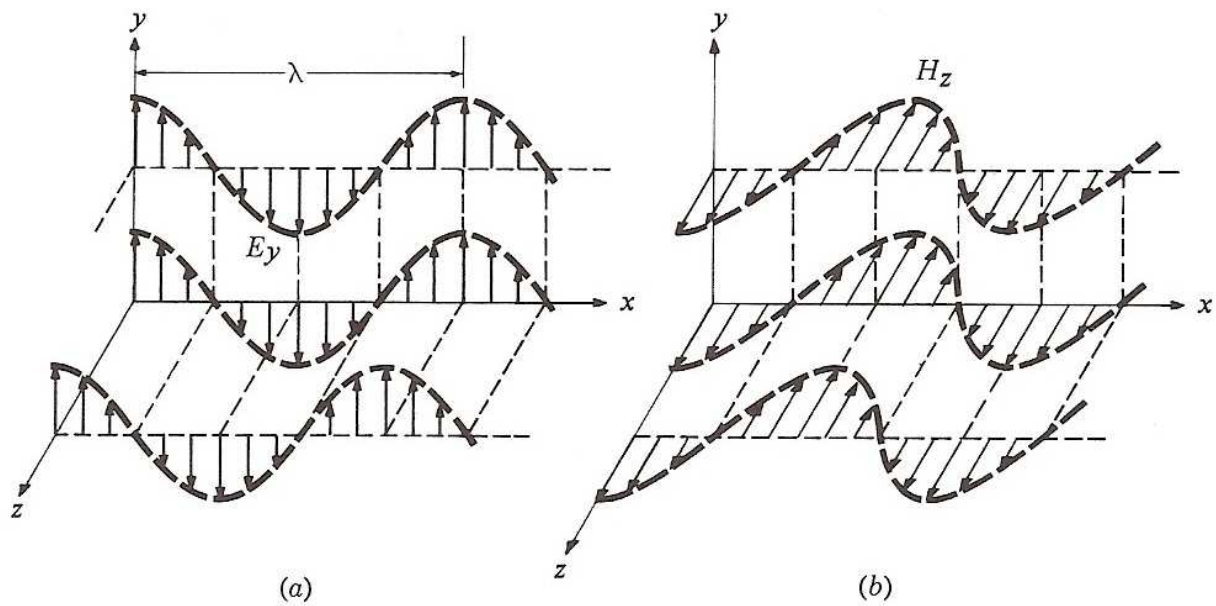


Figura 2.2: Representação da onda plana utilizada

$$W_{xmedia} = \frac{1}{2} \frac{(E_{y0})^2}{\eta}, [W/m^2] \quad (2.41)$$

Por meio dessa equação, é possível encontrar o valor do campo elétrico, E_{y0} , a ser definido na equação da fonte, para cada densidade de potência de interesse.

2.5 Taxa de absorção específica - SAR

Cada tecido do corpo humano tem uma taxa de absorção de energia diferente, ou seja, para uma mesma intensidade de radiação eletromagnética atingindo todo o corpo de uma pessoa, partes diferentes do corpo irão absorver quantidades de energia diferentes. Essa absorção de energia pode ser caracterizada por um parâmetro conhecido como taxa de absorção específica (specific absorption rate - SAR).

A taxa de absorção de energia depende da densidade de potência da radiação eletromagnética e das características do tecido em que a radiação incide.

A SAR é utilizada como medida de referência pelas principais normas e diretrizes internacionais de exposição segura às radiações não ionizantes para estabelecer o limiar fisiológico de risco.

Como os valores de SAR são muito difíceis de serem medidos, o que é usualmente medido é a densidade de potência e, em seguida, calculado o valor da SAR.

A SAR é definida como a derivada no tempo do aumento de energia (∂W) absorvida ou dissipada em um elemento de massa (∂m) contida num elemento de volume (∂V) cujo peso específico é ρ e que analiticamente pode se expressar por:

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\partial V} \right) \text{ [W/kg]}, \quad (2.42)$$

o que representa a potência recebida por unidade de massa. Por meio do teorema do Vetor de Poynting para campos eletromagnéticos, a SAR pode ser relacionada com o campo elétrico pela equação 2.43.

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} \text{ [W/kg]}, \quad (2.43)$$

em que $|E|$ representa o módulo do campo elétrico, o σ a condutividade elétrica e ρ o peso específico de cada material em kg/m^3 .

Pode-se dizer que a SAR quantifica a potência absorvida por unidade de massa, é diretamente proporcional ao aumento da temperatura e responsável pelos efeitos térmicos das ondas eletromagnéticas. Portanto, a SAR indica a energia absorvida e o aumento de temperatura em qualquer parte do corpo.

Atribuem-se, então, os fatores de segurança, de acordo com o tipo de exposição que possa ocorrer: 1. ambientes *controlados* ou *ocupacionais*, que são os trabalhadores que estão instruídos e treinados em relação aos riscos potenciais e alertados a tomar as devidas precauções, ou em 2. ambientes *não controlados*, ou *público em geral*, quando pessoas de

diferentes idades e com situações de saúde variáveis estão envolvidas, podendo incluir grupos ou indivíduos mais suscetíveis e que, via de regra, não estão conscientes ou prevenidos dos riscos de exposição a radiação não ionizante.

O limite da SAR também depende do tipo de exposição. Para exposição do corpo inteiro, por exemplo, pode-se considerar a SAR média, que será, então, a relação entre a potência total absorvida pelo corpo e sua massa. Entretanto, para aquecimentos localizados, como os produzidos pelos telefones celulares emitindo campos eletromagnéticos muito próximos da cabeça do usuário (a 2 cm ou menos), deve ser usada a SAR local, que é definida como a potência absorvida por unidade de massa de tecido (W/kg).

2.5.1 Valores permitidos de SAR segundo normas internacionais

Os limites dos valores permitidos de SAR no ser humano dependem do tipo de exposição. Neste estudo, as análises apresentadas consideram apenas o uso de equipamentos de comunicação sem fio em ambientes não controlados, ou público em geral. Em consequência disso, os valores calculados de SAR serão comparados aos valores de normas internacionais para esse grupo.

De acordo com as normas internacionais de segurança [IEEE, 2005] que também são seguidas pela Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL), para exposição a campos eletromagnéticos na faixa de 3 kHz a 300 GHz, o valor da SAR média para a exposição de público em geral é de 0,08 W/kg e para a SAR máxima de 2 W/kg, considerando a média dos valores em 1 g de tecido.

Neste trabalho, estuda-se um domínio bidimensional, logo, não é considerado a média em 1g de tecido. Realiza-se uma comparação direta entre o maior valor de SAR máxima encontrado e o valor definido nas normas internacionais.

Tabela 2.1: Norma [IEEE, 2005] para a frequência entre 3 kHz e 300 GHz.

Tipo de exposição	SAR Média	SAR máxima
Público em geral	0,08 W/kg ou 80 mW/kg	2 W/kg ou 2.000 mW/kg

Capítulo 3

Modelagem do olho humano

3.1 Introdução

Este capítulo descreve o modelo implementado do olho humano, que é utilizado nas simulações numéricas para o cálculo da taxa de absorção específica (SAR).

Inicialmente, apresenta-se o desenvolvimento do modelo computacional em duas dimensões do olho humano, envolvendo as características geométricas da córnea, do humor aquoso, da íris, do cristalino, dos músculos, do humor vítreo, da retina, da coróide e da esclera. A seguir, estudam-se os materiais que compõem cada parte do olho e suas propriedades dielétricas como permissividade elétrica, condutividade elétrica e peso específico. Este estudo inclui, também, a visualização do modelo em 2D.

Posteriormente, estuda-se a validação do modelo, por meio de comparações com imagens de livros de oftalmologia, histologia e anatomia humana.

3.2 Desenvolvimento do modelo

O modelo do olho humano utilizado foi desenvolvido especificamente para este trabalho. Neste modelo, os diferentes tecidos que compõem o olho humano são tratados como materiais homogêneos e invariantes definidos conforme referências bibliográficas específicas de oftalmologia, histologia humana e citologia, além de atlas de anatomia humana e artigos que relatam cálculos de campos eletromagnéticos envolvendo o olho humano.

Inicialmente, foi criado, utilizando o CorelDraw[©], o modelo do olho humano, a ser estudado com todas as propriedades geométricas, conforme vários autores: [Dangelo and Fattini, 2003], [Netter, 2004], [Gartner and Haitt, 2003], [Geneser, 2003], [Hogan, 1971], [Junqueira and Carneiro, 1999] e [Stevens and Lowe, 2001].

Após a criação da geometria, foi desenvolvido um programa em MatLab[©], que importa a imagem criada no CorelDraw[©], processa e a transforma em uma malha discretizada, representada em matrizes, com as propriedades geométricas do olho humano.

Em seguida, utilizando os dados da literatura foi realizada a pesquisa das propriedades eletromagnéticas de cada tecido que compõe o olho humano, são definidas matrizes correspondentes às seguintes propriedades eletromagnéticas de cada tecido: permissividade (ϵ), permeabilidade (μ), condutividade (σ) e peso específico (ρ).

Esses dados são utilizados com entrada na base do programa de cálculo do FDTD.

3.2.1 Materiais do modelo

Na definição do modelo, foram utilizadas as principais partes do olho humano, as quais apresentam suas propriedades físicas e eletromagnéticas disponíveis na literatura especializada, conforme representado na Figura 3.1.

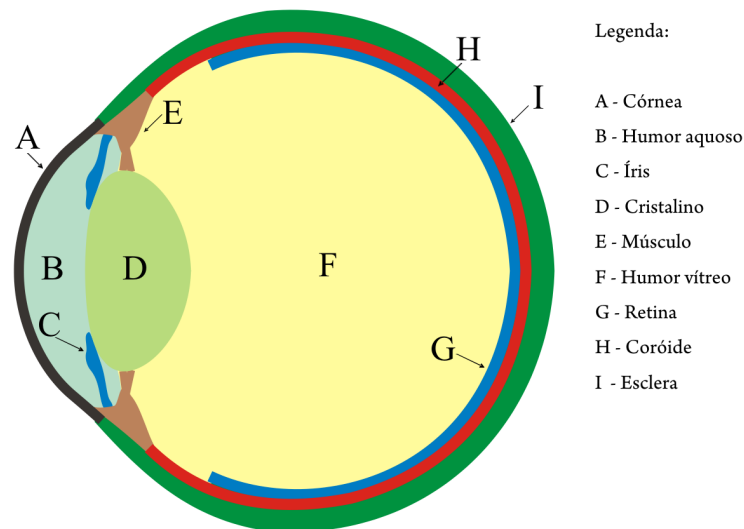


Figura 3.1: Modelo desenvolvido do olho humano

Na Figura 3.1, *A* representa a córnea; *B* o humor aquoso; *C* a íris; *D* o cristalino; *E* os músculos; *F* o humor vítreo; *G* a retina; *H* a coróide e *I* a esclera.

A córnea é transparente avascular, altamente inervada e faz saliência na parte anterior do olho [Gartner and Haitt, 2003], por meio da qual penetra a luz. É ligeiramente elíptica, de mais ou menos 10,5 mm de altura e 11,5 mm de largura. Isso se deve ao fato de que o limbo, menos transparente, se superpõe um pouco sobre a superfície anterior da córnea pelas partes superior e inferior. Vista de trás, a córnea é circular. A espessura é de aproximadamente 0,5 mm na zona central [Geneser, 2003].

As câmaras anterior e posterior do olho contêm um fluido claro chamado humor aquoso [Stevens and Lowe, 2001], que é um líquido claro como a água, com o mesmo índice de refração e que, depois de ser secretado na câmara posterior pelo corpo ciliar, é filtrado para a câmara anterior através da pupila e eliminado através da rede trabecular do ângulo iridocorneano. Sua composição se diferencia do plasma por seu maior conteúdo de íons sódio e cloro, ácido ascórbico e aminoácidos livres, entre outras substâncias, sendo menor a concentração de glicose e uréia [Geneser, 2003].

A íris tem a forma de um disco circular delgado localizado no plano frontal, logo adiante do cristalino, onde se separam as câmaras posterior e anterior. A íris atua como diafragma

do olho, uma vez que o diâmetro da pupila é variado. O diâmetro da íris é de cerca de 12 mm e sua parte mais delgada tem apenas 0,5 mm de espessura [Geneser, 2003].

O cristalino, ou lente do olho, é um disco transparente biconvexo, flexível, constituído por células epiteliais e seus produtos de secreção, situado diretamente atrás da pupila com o objetivo de focalizar os raios de luz sobre a retina [Gartner and Haitt, 2003].

O músculo ciliar é constituído por três feixes de fibras musculares lisas que se inserem de um lado na esclera e, do outro, em diferentes regiões do corpo ciliar. Um desses feixes tem a função de distender a coróide, enquanto outro, quando contraído, relaxa a tensão do cristalino. Esses movimentos musculares são importantes no mecanismo de acomodação visual para focalizar objetos situados em diferentes distâncias [Junqueira and Carneiro, 1999].

O corpo vítreo ocupa a cavidade do olho que se situa atrás do cristalino. Tem aspecto de gel claro, transparente e apresenta no seu interior fibrilas de colágeno. Seu componente principal é a água (cerca de 99%) e glicosaminoglicanas altamente hidrófilas, em especial o ácido hialurônico. Suas células são fagocitárias e participam da síntese do material extracelular do corpo vítreo [Junqueira and Carneiro, 1999].

A retina é a parte mais interna do olho, é a parte nervosa que contém as células denominadas cones e bastonetes, responsáveis pela fotorrecepção [Gartner and Haitt, 2003], ou seja, receber ondas de luz e convertê-las em impulsos nervosos, que são transformados em percepções visuais.

A coróide é a estrutura do olho que está situada paralelamente à retina é intensamente pigmentada e vascularizada e tem a função de nutrir a retina. Esses pigmentos absorvem a luz que chega à retina, evitando sua reflexão.

A esclera, o branco do olho, é quase totalmente destituída de vasos sanguíneos. Ela é uma camada resistente de tecido conjuntivo fibroso, com cerca de 1 mm de espessura em sua parte posterior, torna-se mais delgada no equador e, depois, se espessa novamente perto da junção com a córnea. É composta por fibras de colágeno do tipo “I” entrelaçadas com fibras elásticas. E essa disposição dá forma ao olho, que é mantida pela pressão intra-ocular dada pelo humor aquoso e pelo corpo vítreo [Gartner and Haitt, 2003].

3.2.2 Propriedades dos materiais do modelo

As propriedades eletromagnéticas dos tecidos utilizados no modelo foram obtidas por meio dos seguintes trabalhos: [Gabriel and Gabriel, 1996], [Gandhi et al., 1996], [DeMarco et al., 2003] e [Lazzi et al., 2003].

A Tabela 3.1 e a Figura 3.2 representam os valores de permissividade relativa (ϵ_r) para os tecidos que compõem o olho humano, na faixa de frequência de 2,5 a 100 GHz.

Tabela 3.1: Permissividade relativa dos tecidos (ϵ_r)

Freq. GHz	Córnea	Humor Aquoso	Íris	Cristalino	Músculo	Humor Vítreo	Retina	Coróide	Esclera
2.5	51.53	68.18	30.09	44.57	52.67	68.18	52.56	58.18	52.56
5.0	47.73	65.81	27.89	41.67	49.54	65.81	49.00	53.95	49.00
6.0	46.23	64.50	27.05	40.44	48.22	64.50	47.51	52.18	47.51
10.0	40.30	57.87	23.78	35.41	42.76	57.87	41.48	45.11	41.48
20.0	28.31	39.59	17.23	25.07	30.95	39.59	29.13	31.01	29.13
30.0	20.90	26.73	13.21	18.64	23.16	26.73	21.47	22.56	21.47
40.0	16.41	19.10	10.76	14.75	18.24	19.10	16.82	17.53	16.82
50.0	13.56	14.54	9.21	12.27	15.04	14.54	13.87	15.00	13.87
60.0	11.65	11.70	8.17	10.61	12.86	11.70	11.88	12.28	11.88
70.0	10.30	9.84	7.44	9.44	11.31	9.84	10.49	10.80	10.49
80.0	9.32	8.57	6.90	8.58	10.17	8.57	9.47	9.73	9.47
90.0	8.57	7.67	6.50	7.94	9.30	7.67	8.70	8.93	8.70
100.0	7.99	7.00	6.18	7.44	8.63	7.01	8.11	8.30	8.11

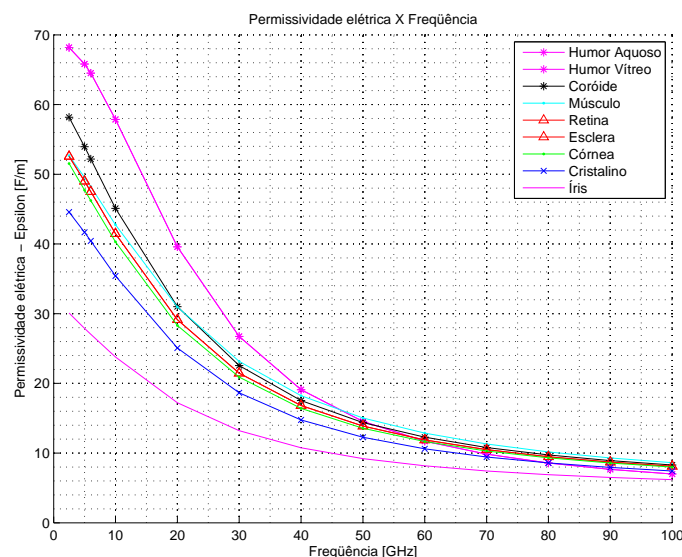


Figura 3.2: Permissividade relativa dos tecidos que compõem olho humano

A Tabela 3.2 e a Figura 3.3 representam os valores de condutividade relativa (σ) para os tecidos que compõem o olho humano, na faixa de frequência de 2,5 a 100 GHz.

Tabela 3.2: Condutividade relativa dos tecidos (σ)

Freq. GHz	Córnea	Humor Aquoso	Íris	Cristalino	Músculo	Humor Vítreo	Retina	Coróide	Esclera
1.0	1.44	1.67	0.60	0.82	0.98	1.67	1.21	1.58	1.21
2.5	2.33	2.52	1.11	1.54	1.77	2.52	2.07	2.59	2.07
5.0	4.72	5.41	2.43	3.56	4.05	5.41	4.50	5.40	4.50
6.0	5.91	7.01	3.08	4.58	5.20	7.01	5.72	6.80	5.72
10.0	11.33	15.13	6.03	9.26	10.63	15.13	11.31	13.13	11.31
20.0	24.56	37.50	13.22	20.75	24.67	37.50	25.00	28.19	25.00
30.0	34.17	53.24	18.45	29.10	35.49	53.24	34.96	38.80	34.96
40.0	40.77	62.58	22.04	34.83	43.16	62.58	41.79	45.96	41.79
50.0	45.45	68.16	24.59	38.89	48.69	68.16	46.63	51.00	46.63
60.0	48.92	71.63	26.48	41.90	52.83	71.63	50.23	54.72	50.23
70.0	51.61	73.91	27.95	44.23	56.04	73.91	53.00	57.59	53.00
80.0	53.77	75.47	29.12	46.09	58.61	75.47	55.22	59.88	55.22
90.0	55.54	76.58	30.09	47.62	60.72	76.58	57.05	61.77	57.05
100.0	57.04	77.39	30.91	48.91	62.50	77.39	58.59	63.36	58.59

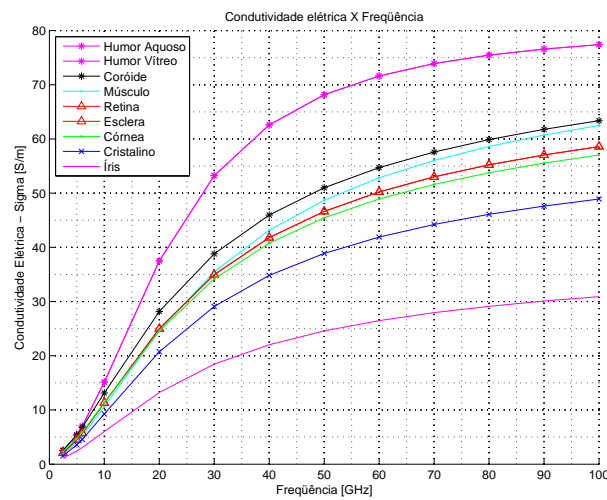


Figura 3.3: Condutividade relativa dos tecidos que compõem olho humano

A Tabela 3.3 representa os valores do peso específico (ρ) para os tecidos que compõem o olho humano, na faixa de frequência de 2,5 a 100 GHz.

Tabela 3.3: Peso específico dos tecidos (ρ) em (kg/m^3)

Ar	Córnea	Humor Aquoso	Íris	Crista- lino	Músculo	Humor Vítreo	Retina	Coróide	Esclera
1.16	1076	1003	1040	1100	1040	1009	1039	1060	1170

Os valores referentes à retina foram considerados os mesmos da massa cinzenta do cérebro, devido à grande quantidade de células neurais presente na retina. As propriedades do humor aquoso foram consideradas iguais às do humor vítreo e as da coróide iguais às do sangue, devido à grande concentração de vasos sanguíneos. Essas considerações são justificadas pelo fato de não haver dados experimentais dos mesmos [Lazzi et al., 2003].

3.2.3 Visualização do modelo em 2D

O Modelo em 2D pode ser visualizado por meio de um programa que foi desenvolvido especialmente para essa finalidade. A Figura 3.4 ilustra o modelo discretizado utilizado para as simulações em FDTD.

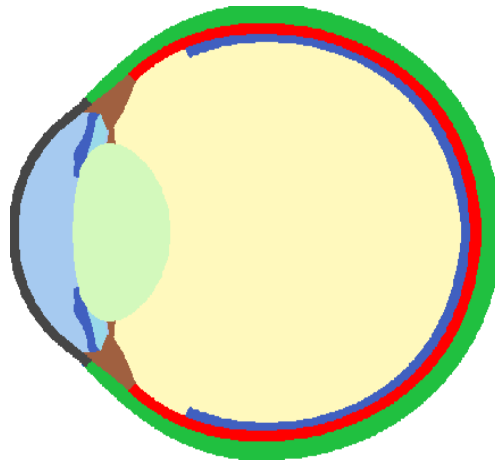


Figura 3.4: Modelo discretizado do olho humano

Na visualização, é possível analisar os valores dos campos elétricos (E) e magnéticos (H) em cada ponto do domínio, em diferentes posições no tempo.

3.3 Validação do modelo

3.3.1 Introdução

O modelo do olho humano desenvolvido foi validado por meio de análises comparativa entre a oftalmologia, a histologia e atlas de anatomia humana, conforme descrito a seguir.

3.3.2 Comparação com imagens de livros de oftalmologia

O modelo foi desenvolvido de acordo com atlas de anatomia humana ([Netter, 2004] e [Dangelo and Fattini, 2003]), ilustrado nas Figuras 3.6 e 3.8, livros de histologia humana ([Stevens and Lowe, 2001]) demonstrado na Figura 3.7 e literatura especializada em oftalmologia ([Hogan, 1971]), conforme Figura 3.10. Na validação do modelo, utilizam-se dois tipos de comparações.

A primeira comparação refere-se à constituição do olho humano, ou seja, aos diferentes tipos de tecidos que compõem o olho humano.

Na segunda comparação relaciona-se a dimensão do olho humano e das partes (tecidos) que o compõem.

Em relação à constituição do modelo do olho humano, observa-se que a partir da comparação do modelo utilizado, representado pela Figura 3.5, com as Figuras 3.6, 3.7 e 3.8, todas as estruturas e as posição dos tecidos que compõem o olho desenvolvido estão de acordo com os modelos encontrados na literatura.

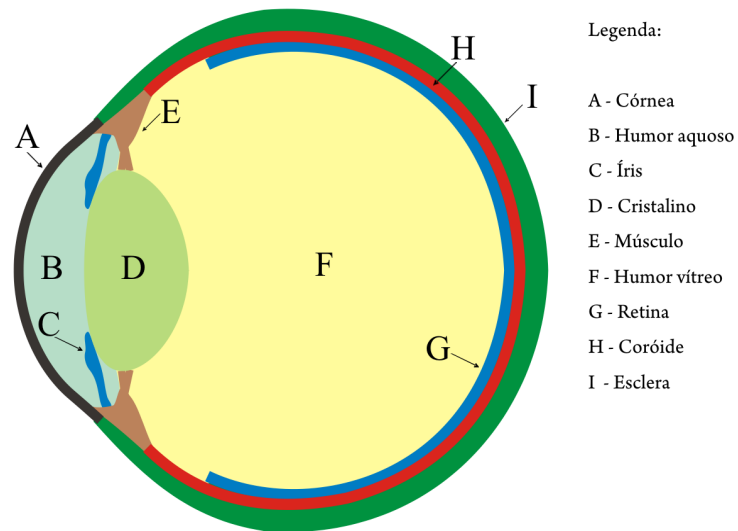


Figura 3.5: Modelo desenvolvido do olho humano

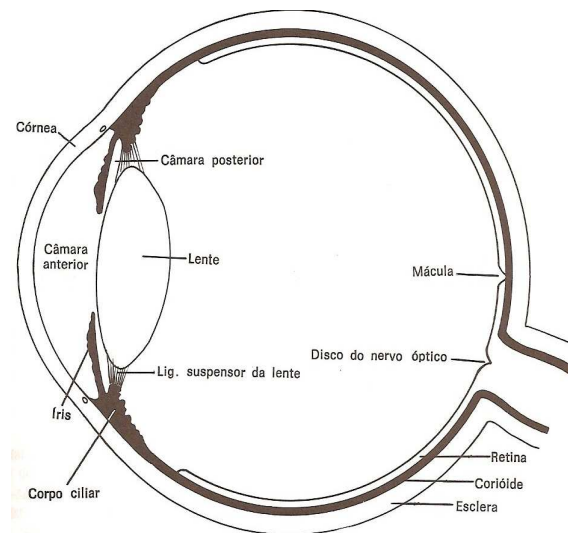


Figura 3.6: Diagrama anterior e posterior da borda da córnea, conforme [Netter, 2004]

As Figuras 3.6 e 3.8 representam outros modelos disponíveis na literatura e que foram utilizado no desenvolvimento deste trabalho.

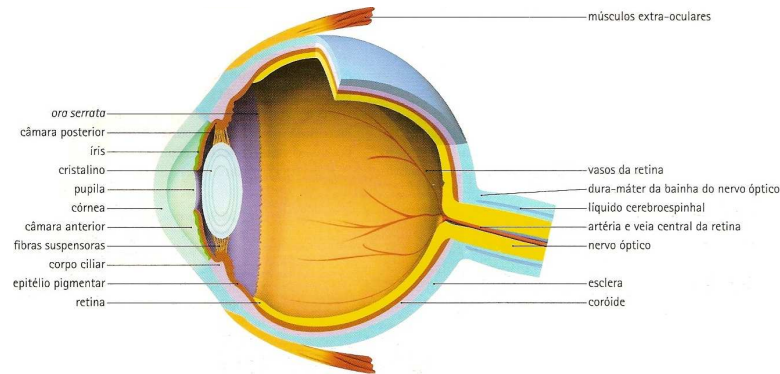


Figura 3.7: Modelo obtido de livro de histologia humana, conforme [Stevens and Lowe, 2001]

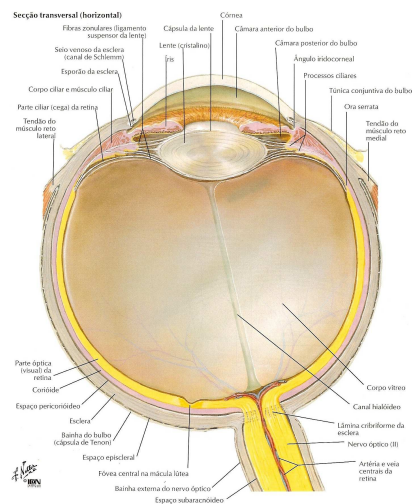


Figura 3.8: Modelo obtido de Atlas de Anatomia Humana, conforme [Dangelo and Fattini, 2003]

O segundo tipo de comparação é realizado em relação às dimensões do olho humano e das partes (tecidos), detalhado a seguir.

Observa-se que, a partir da comparação da Figura 3.9 com a Figura 3.10, tanto no modelo desenvolvido, quanto na literatura, a distância entre a centro do olho e a borda é de 11,5 mm e a distância entre a parte mais externa da córnea até o cristalino é de 7,8 mm.

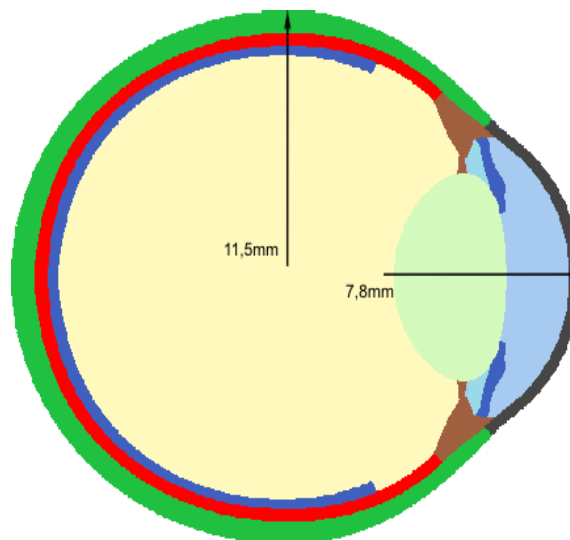


Figura 3.9: Dimensões do olho humano implementado

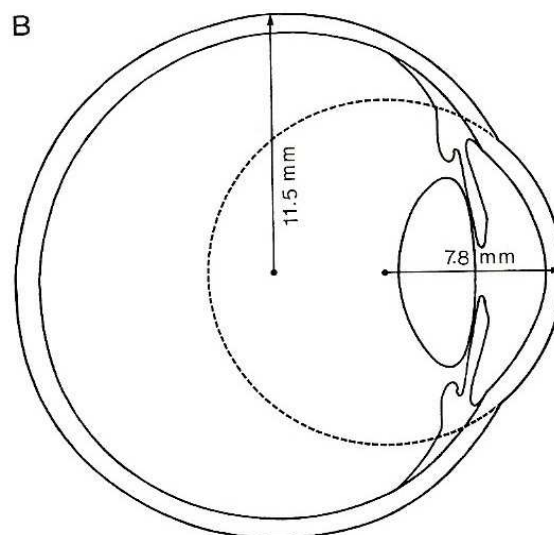


Figura 3.10: Dimensões do olho humano conforme [Hogan, 1971]

Observa-se, também que, em ambos os modelos, a espessura da córnea é de 0,52 mm na parte central do olho, a distância entre a córnea e o cristalino é de aproximadamente 2,6 mm e a espessura da parte central da íris é de 0,5 mm, conforme descrito no início deste capítulo. Logo, as dimensões das principais estruturas e as posição dos tecidos que compõem o modelo desenvolvido estão de acordo com os modelos apresentados na literatura.

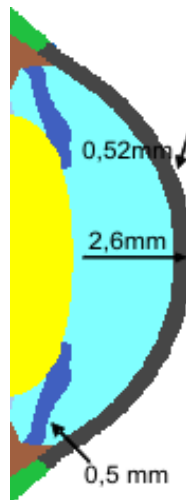


Figura 3.11: Dimensões do olho humano no modelo desenvolvido

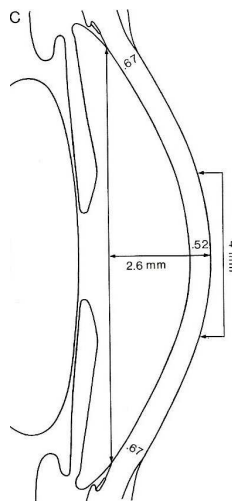


Figura 3.12: Dimensões do olho humano, conforme [Hogan, 1971]

3.3.3 Conclusão

Com o estudo das validações do modelo desenvolvido por meio da análise comparativa entre os livros de oftalmologia, histologia e atlas de anatomia humana, pode-se concluir que, para os propósitos deste trabalho, o modelo é coerente com o olho humano.

Capítulo 4

Resultados

4.1 Introdução

Neste capítulo os resultados das simulações numéricas obtidos utilizando o método das diferenças finitas no tempo (FDTD) para o cálculo da taxa de absorção específica (SAR) no olho humano são apresentados.

Inicialmente, apresenta-se a definição do problema a ser resolvido, o qual consiste em um modelo em duas dimensões (2D) do olho humano irradiado por uma onda eletromagnética plana.

Posteriormente, discute-se os resultados calculados de SAR para fontes de onda plana de 100, 500 e 1.000 mW/m^2 em cada um dos tecidos que compõem o modelo do olho humano. Os valores de SAR são comparados com os valores definidos por normas internacionais de segurança.

Finalmente, apresentam-se as comparações com trabalhos desenvolvidos por outros autores.

4.2 Definição do problema

O modelo computacional desenvolvido referente ao olho humano e a fonte, representada por uma onda plana, é ilustrado na Figura 4.1. O olho humano (constituição e dimensões) foi modelado conforme descrito no capítulo anterior. A fonte de campo eletromagnético foi implementada como uma onda plana, com densidade de potência de 100, 500 e 1.000 mW/m^2 e frequências de 2,5 GHz, 5 GHz, 6 GHz, 10 GHz a 100 GHz em intervalo de 10 GHz.

O domínio bidimensional (2D) apresenta dimensões que são definidas em função da frequência de estudo. Com o intuito de minimizar as reflexões espúrias nas bordas do domínio, utiliza-se um comprimento de onda λ como distância mínima entre o olho humano, a fonte e os limites do modelo, como indicado na Figura 4.1. Esse domínio computacional é composto por uma malha em que o $\Delta x = \Delta y = 0,05mm$ e passo de tempo de $\Delta t = 0,08ps$.

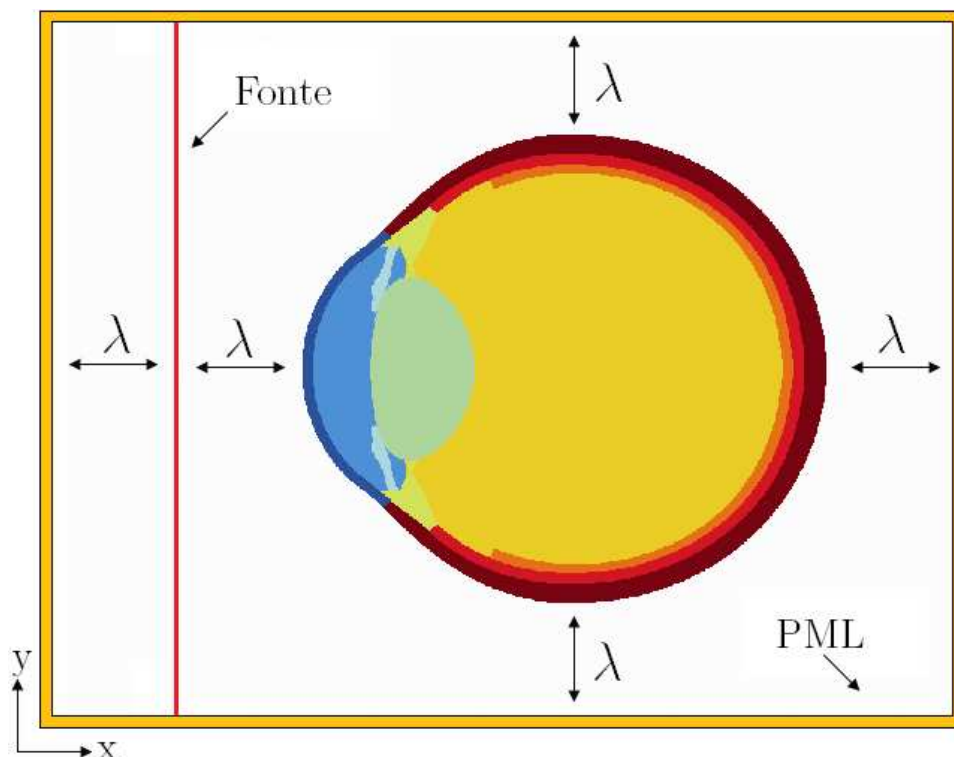


Figura 4.1: Domínio computacional implementado

O olho humano representado no domínio descrito na Figura 4.1 é composto por uma malha de 190.496 células, segundo a descrição apresentada no capítulo anterior.

A Tabela 4.1 ilustra a quantidade de células utilizadas na representação de cada tecido do olho humano.

Tabela 4.1: Quantidade de células para representar cada tecido

Tecido	Número de células
Córnea	3.444
Humor Aquoso	11.550
Íris	1.356
Crista	15.254
Músculo	2.834
Humor Vítreo	115.116
Retina	7.978
Coróide	11.292
Esclera	21.672

A Tabela 4.2 apresenta a variação do tamanho total do domínio em estudo, de acordo com a variação da frequência, mantendo-se um comprimento de onda λ como distância mínima entre o olho humano, a fonte e os limites do domínio.

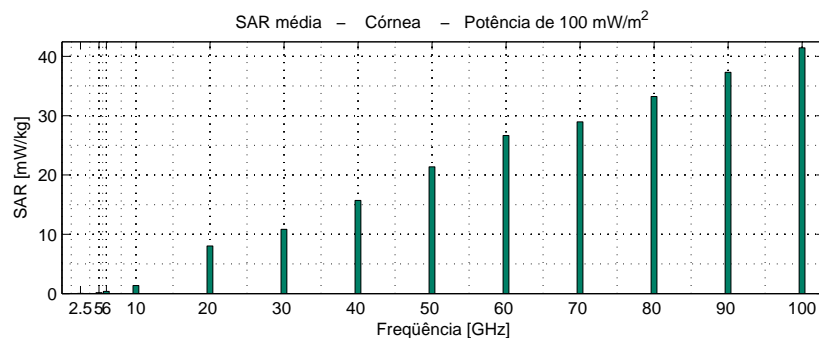
Tabela 4.2: Dimensões do domínio computacional em estudo (número de células)

Freq.(GHz)	Eixo X	Eixo Y	Total
2.5	5.300	7.700	40.810.000
5.0	2.900	4.100	11.890.000
6.0	2.500	3.500	8.750.000
10.0	1.700	2.300	3.910.000
20.0	1.100	1.400	1.540.000
30.0	900	1.100	990.000
40.0	800	950	760.000
50.0	740	860	636.400
60.0	700	800	560.000
70.0	672	758	509.376
80.0	650	725	471.250
90.0	634	701	444.434
100.0	620	680	421.600

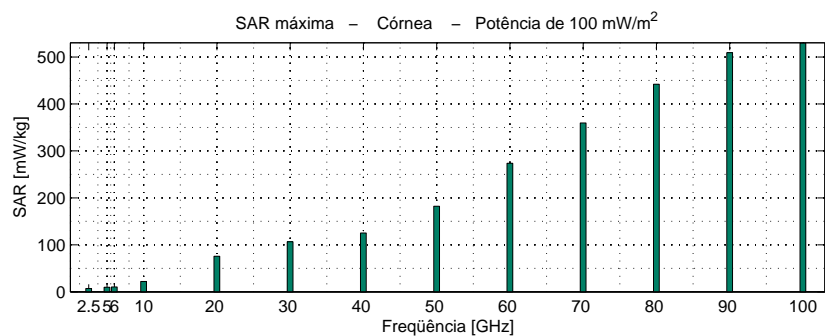
4.3 Resultados para fonte de 100 mW/m^2

Em relação à córnea, observa-se que a SAR média apresenta o comportamento crescente com o aumento da frequência, chegando a $41,44 \text{ mW/kg}$ em 100 GHz , não alcançando o limite estabelecido pelas normas que é de 80 mW/kg . Quanto à SAR máxima, verifica-se também que há crescimento à medida que se incrementa a frequência, chegando ao valor máximo de $529,33 \text{ mW/kg}$ em 100 GHz , ficando abaixo dos 2.000 mW/kg definido pelas normas, conforme Figura 4.2.

Esse comportamento observado, tanto para a SAR média, quanto para a SAR máxima, é devido ao aumento da condutividade na córnea com o incremento da frequência, passando de $0,5 \text{ S/M}$ em $2,5 \text{ GHz}$ para 60 S/M em 100 GHz , de acordo com a Figura 3.3. Tal fato implica diretamente o aumento do campo elétrico (E) e conseqüentemente da SAR, conforme já apresentado anteriormente na Equação 2.43.



(a) SAR média



(b) SAR máxima

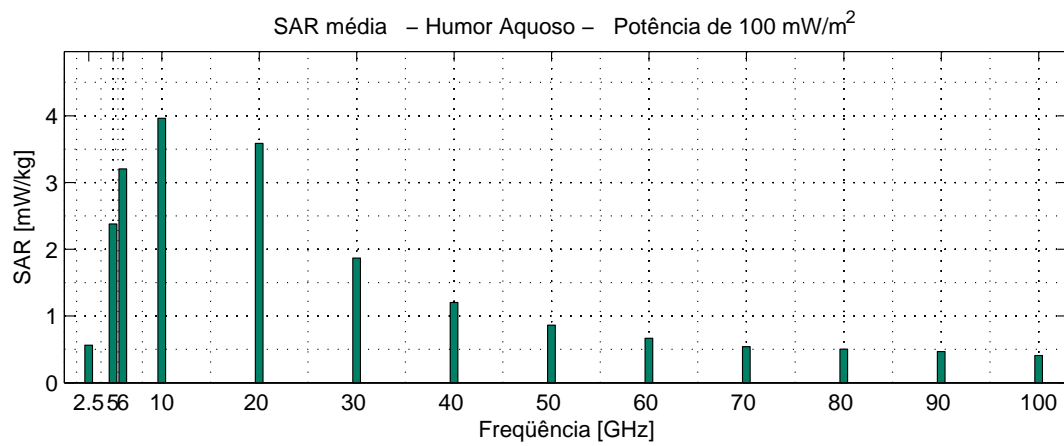
Figura 4.2: Córnea - Fonte de 100 mW/m^2

Os valores encontrados no humor aquoso, tanto de SAR média quanto de SAR máxima, estão abaixo dos limites definidos pelas normas, como indicado na Figura 4.3. No humor aquoso, a SAR média cresce até o valor de 3,70 mW/kg, em 10 GHz. A partir dessa frequência, o valor da SAR decresce, chegando ao menor valor de 0,41 mW/kg, em 100 GHz. Já a SAR máxima apresenta crescimento alcançando 32,43 mW/kg em 20 GHz, em seguida ocorre um decrescimento até atingir uma média de 20 mW/kg para as frequências superiores a 50 GHz.

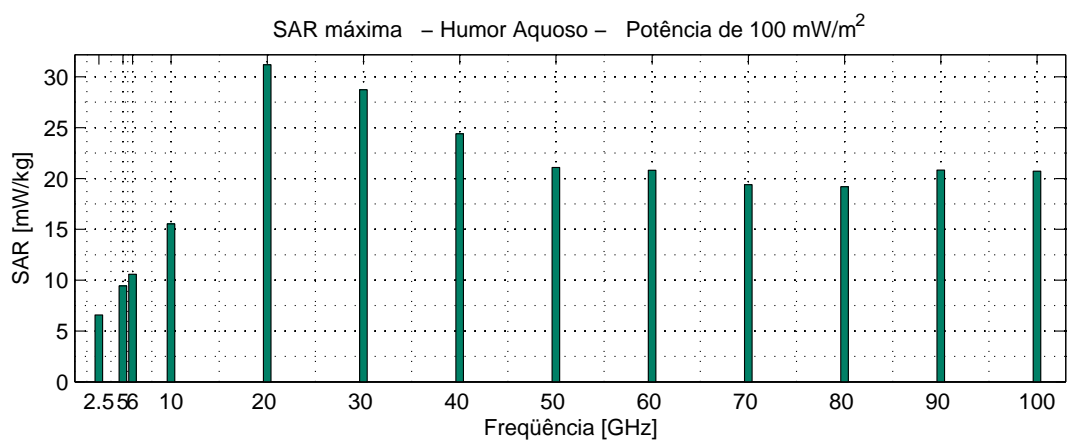
Esse comportamento é explicado devido ao fato de que para as frequências iniciais o valor da condutividade nos tecidos é menor. Isso permite que o campo elétrico chegue ao humor aquoso com maior intensidade, em relação às frequências mais altas. Com o campo elétrico chegando ao humor aquoso e o valor da condutividade dos tecidos aumentando, o valor da SAR média tende a crescer. Tal fato ocorre para as frequências menores que 10 GHz.

Com o incremento da frequência, a condutividade dos tecidos cresce ainda mais impedindo que o campo elétrico chegue ao humor aquoso, por já ter sido absorvido anteriormente pela córnea. Nesse ponto, o aumento da condutividade devido ao incremento da frequência não influencia no valor da SAR média, pois o valor do campo elétrico recebido diminui devido ao efeito blindagem, que faz com que esse campo seja absorvido pela córnea chegando com menor intensidade ao humor aquoso.

Analisando o comportamento da SAR máxima, verifica-se que os valores mais elevados são devido ao fato de os tecidos do humor aquoso estarem próximos dos tecidos da córnea, recebendo com maior intensidade o campo elétrico.



(a) SAR média



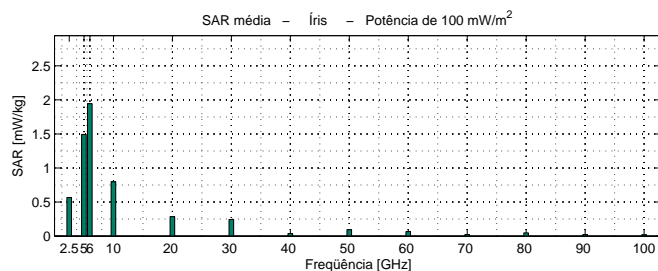
(b) SAR máxima

Figura 4.3: Humor Aquoso - Fonte de 100 mW/m²

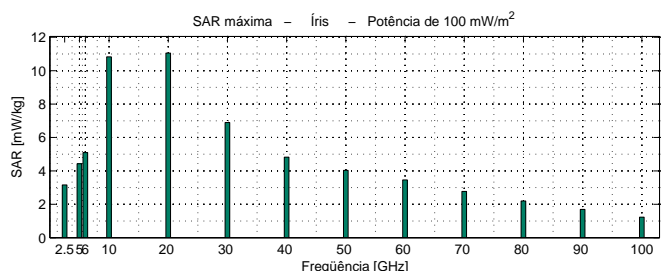
Os valores de SAR média e SAR máxima encontrados na íris estão abaixo dos limites estabelecidos pelas normas, conforme Figura 4.4. Verifica-se que o maior valor da SAR média é de 1,97 mW/kg e ocorre em 6 GHz. A partir dessa frequência o valor da SAR média desce chegando a 0,02 mW/kg, em 100 GHz. Para a SAR máxima, o maior valor é de 11,05 mW/kg em 20 GHz e decresce até 1,66 mW/kg, em 100 GHz.

A íris apresenta o comportamento semelhante ao do humor aquoso. O campo elétrico incide na íris com maior intensidade nas frequências mais baixas, apresentando os maiores valores da SAR. À medida que se incrementa a frequência, a condutividade dos tecidos cresce fazendo com que o campo elétrico chegue à íris com menor intensidade, por já ter sido absorvido nos tecidos anteriores.

No comportamento da SAR máxima, observa-se que os valores elevados são explicados pelo fato de existirem tecidos da íris que estão próximos dos tecidos da córnea e da região do músculo, que devido à posição em que se encontram recebem com maior intensidade o campo elétrico.



(a) SAR média



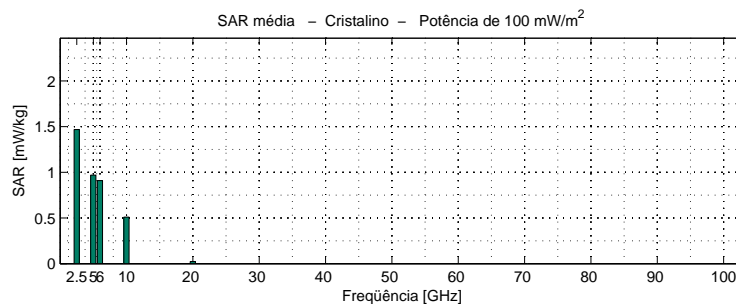
(b) SAR máxima

Figura 4.4: Íris - Fonte de 100 mW/m²

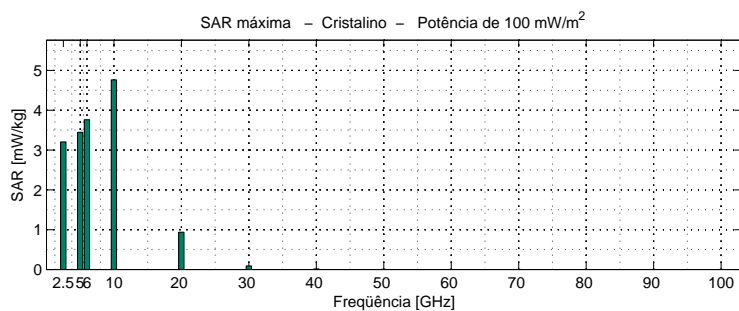
Verifica-se que no cristalino o maior o valor da SAR média é de 1,44 mW/kg e encontra-se na frequência de 2,5 GHz. Para esse tecido, tanto a SAR média, quanto a SAR máxima tendem a zero para frequências superiores a 20 GHz, confirmando o que já havia sido relatado em [Bernardi et al., 1998] para a frequência de 30 GHz. Todos os valores de SAR encontram-se dentro dos limites definidos pelas normas, como ilustrado na Figura 4.5.

Esse comportamento da SAR média é explicado devido ao fato do campo elétrico incidente no cristalino ser baixo, o que proporciona uma influência pequena da variação da condutividade dos tecidos no cálculo da SAR. Logo, à medida que a frequência aumenta, o efeito blindagem faz com que o campo elétrico tenda a ser nulo no cristalino.

Quanto ao comportamento da SAR máxima, nota-se que os valores mais elevados são representados por tecidos que estão próximos do humor aquoso, recebendo com maior intensidade o campo elétrico. Isso pode ser comprovado devido ao fato de que os valores da SAR máxima no cristalino estão próximos dos valores da SAR média no humor aquoso.



(a) SAR média



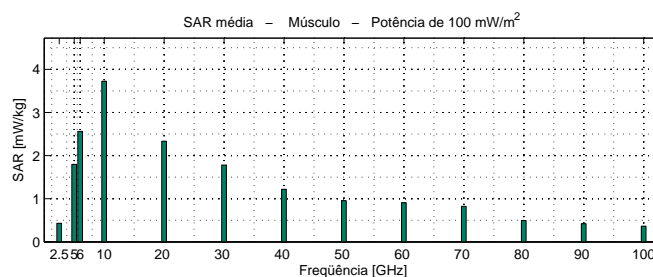
(b) SAR máxima

Figura 4.5: Cristalino - Fonte de 100 mW/m²

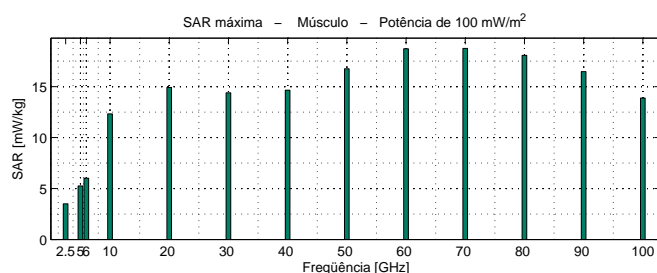
Os valores encontrados no músculo, SAR média e SAR máxima, estão abaixo dos limites definidos pelas normas, conforme Figura 4.6. Os resultados referentes às análises do músculo mostram o aumento do valor da SAR média atingindo 3,72 mW/kg em 10 GHz, a partir dessa frequência o valor decresce, alcançando o mínimo de 0,38 mW/kg, em 100 GHz. Para a SAR máxima o maior valor é de 18,75 mW/kg em 70 GHz, a partir do qual tem um decrescimento chegando a 13,88 mW/kg, em 100 GHz.

O músculo apresenta o mesmo comportamento médio do humor aquoso e da íris. O campo elétrico chega ao músculo com maior intensidade nas frequências mais baixas, apresentando os maiores valores da SAR. À medida que se aumenta a frequência a condutividade dos tecidos cresce fazendo com que o campo elétrico chegue ao músculo com menor intensidade, por já ter sido absorvido nos tecidos anteriores.

Para o comportamento da SAR máxima, verifica-se que os valores mais elevados são devido a tecidos do músculo que estão próximos da córnea ou da esclera, logo recebem maior intensidade do campo elétrico.



(a) SAR média



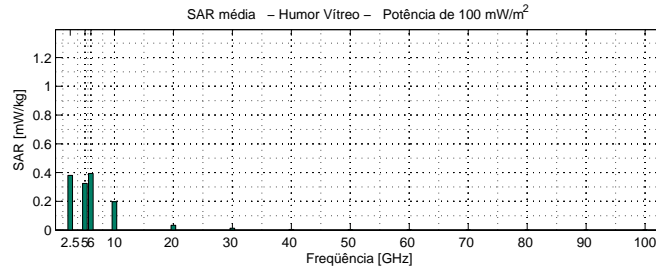
(b) SAR máxima

Figura 4.6: Músculo - Fonte de 100 mW/m²

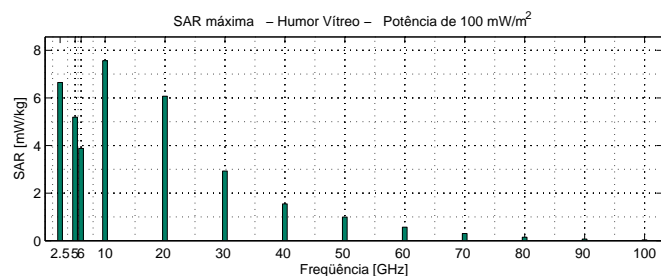
Os valores de SAR média e SAR máxima encontrados no humor vítreo estão abaixo dos limites estabelecidos pelas normas, de acordo com a Figura 4.7. Observa-se que a SAR média apresenta o maior valor de 0,39 mW/kg em 6 GHz e para as demais frequências esse valor descrese tendendo a zero a partir de 20 GHz. Quanto à SAR máxima, verifica-se que o maior valor é de 7,56 mW/kg em 10 GHz, decrescendo até chegar próximo de zero, em 100 GHz.

O humor vítreo apresenta um comportamento semelhante ao do cristalino. Tal comportamento é explicado devido ao fato de que o campo elétrico incidente no humor vítreo é baixo, o que proporciona uma influência pequena da variação da condutividade no cálculo da SAR. Logo, à medida que a frequência aumenta, o efeito blindagem faz com que o valor do campo elétrico incidente no humor vítreo seja muito próximo de zero.

No comportamento da SAR máxima, os valores elevados são explicados pelo fato de existirem tecidos do humor vítreo que estão na fronteira com tecidos do músculo, que, devido à posição em que se encontram, recebem com maior intensidade o campo elétrico.



(a) SAR média



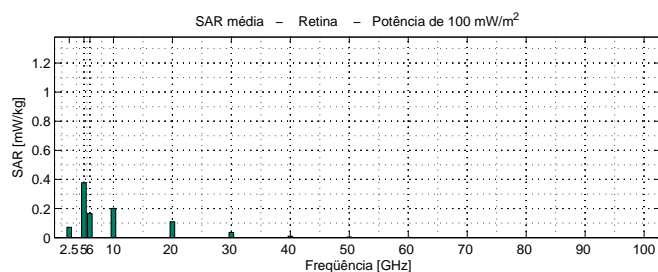
(b) SAR máxima

Figura 4.7: Humor vítreo - Fonte de 100 mW/m²

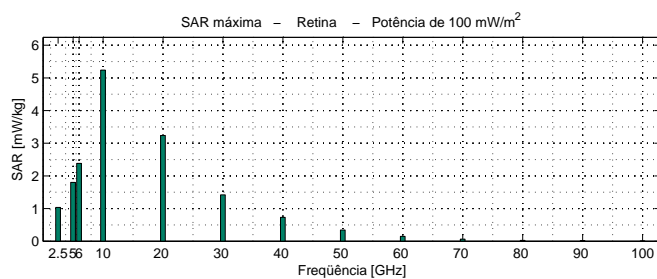
Os valores encontrados na retina, tanto de SAR média e quanto de SAR máxima, estão dentro dos limites definidos pelas normas, conforme a Figura 4.8. Observa-se que a retina apresenta valores baixos de SAR média, o maior valor é de 0,38 mW/kg em 5 GHz. A partir de 5 GHz o valor da SAR média na retina decresce, tendendo a zero em 40 GHz. Na SAR máxima, identificam-se os valores crescentes alcançando 5,34 mW/kg em 10 GHz, a partir dessa frequência os valores da SAR máxima na retina começam a decrescer, tendendo a zero em 70 GHz.

A retina apresenta um comportamento semelhante ao do humor aquoso e da íris. O campo elétrico chega à retina com maior intensidade nas frequências entre 5 e 10 GHz, apresentando os maiores valores da SAR. À medida que se incrementa a frequência, a condutividade cresce fazendo com que o campo elétrico chegue à retina com menor intensidade por já ter sido absorvida nos tecidos anteriores.

Quanto ao comportamento, a SAR máxima, apresenta valores mais elevados devido aos tecidos da retina que estão na parte frontal do olho recebendo maior intensidade do campo elétrico.



(a) SAR média



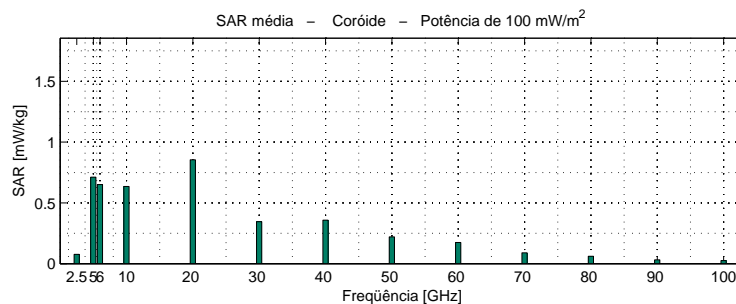
(b) SAR máxima

Figura 4.8: Retina - Fonte de 100 mW/m²

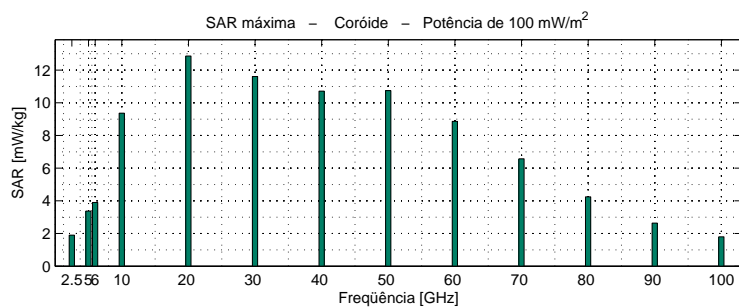
Verificou-se que a coróide apresenta todos os valores de SAR encontram-se dentro dos limites definidos pelas normas, de acordo com a Figura 4.9. O maior valor da SAR média de 0,87 mW/kg, em 20 GHz. A partir dessa frequência, o valor da SAR média decresce, tendendo a zero em 100 GHz. Quanto à SAR máxima, constatou-se que o maior valor é de 12,86 mW/kg em 20 GHz, decaindo até 1,92 mW/kg, em 100 GHz.

A coróide apresenta um comportamento semelhante ao do humor aquoso, da íris e do músculo. O campo elétrico chega à coróide com maior intensidade nas frequências mais baixas, apresentando os maiores valores da SAR. À medida que se aumenta a frequência, a condutividade dos tecidos tende a crescer fazendo com que o campo elétrico tenha uma intensidade menor por já ter sido absorvido nos tecidos anteriores.

Em relação ao comportamento da SAR máxima, nota-se que os valores mais elevados são devido aos tecidos da coróide que estão na parte frontal do olho, recebendo maior intensidade do campo elétrico.



(a) SAR média



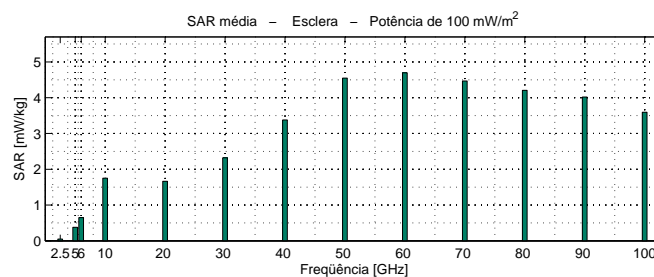
(b) SAR máxima

Figura 4.9: Coróide - Fonte de 100 mW/m²

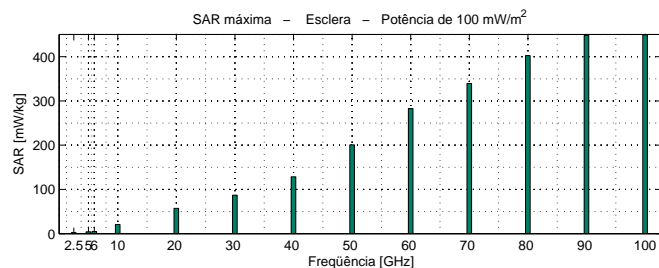
Os valores de SAR média e SAR máxima encontrados na esclera estão abaixo dos limites estabelecidos pelas normas, de acordo com a Figura 4.10. Quanto à esclera, verificam-se valores de SAR média crescente até 4,70 mW/kg em 60 GHz e um decrescimento, atingindo 3,55 mW/kg, em 100 GHz. A SAR máxima apresenta crescimento desde valores próximos de zero em 2,5 GHz até atingir o máximo de 449,44 mW/kg, em 100 GHz.

Devido ao fato de a esclera estar em uma região externa do olho, parte do campo incide diretamente e com o incremento da frequência, aumenta-se a condutividade elétrica dos tecidos, o que implica diretamente o crescimento do valor da SAR. A parte da esclera situada na região frontal do olho eleva o valor da SAR média para frequências de até 60 GHz. A partir dessa frequência, o valor do campo elétrico na parte posterior do olho fica pequeno, o que influencia diretamente no decrescimento do valor da SAR média.

Já em relação ao comportamento da SAR máxima, verifica-se que ocorre crescimento à medida que se incrementa a frequência, pois os tecidos da esclera com valores mais elevados encontram-se na parte frontal do olho, próximos da córnea, recebendo com maior intensidade o campo elétrico.



(a) SAR média



(b) SAR máxima

Figura 4.10: Esclera - Fonte de 100 mW/m²

4.3.1 Discussão

Os resultados indicam que existem três padrões de comportamento para os gráficos que representam a SAR média em função da frequência.

No primeiro padrão, observa-se que os valores da SAR média tendem a crescer com o aumento da frequência, conforme Figura 4.11. Esse padrão de comportamento é constatado para a córnea e a esclera.

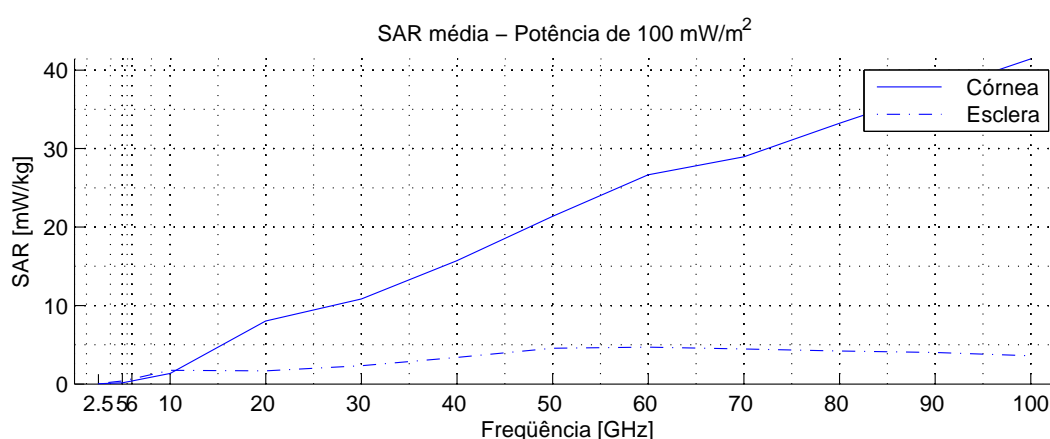


Figura 4.11: Primeiro padrão de comportamento para 100 mW/m²

Para o segundo padrão, os valores da SAR média crescem até um determinado ponto e, em seguida, tendem a diminuir suavemente, como indicado na Figura 4.12. Esse padrão de comportamento é constatado para humor aquoso, o músculo, a íris, a coróide e a retina.

Já no terceiro padrão os valores da SAR média estão em um determinado nível mais elevado e, ao aumentar a frequência, tendem a zero rapidamente, conforme Figura 4.13. Esse padrão de comportamento é constatado para o cristalino e o humor vítreo.

Observa-se, também, que a diferença entre os valores médios e máximos da SAR é devida ao posicionamento (parte frontal ou posterior) e tamanho dos tecidos do olho humano, que recebem o campo elétrico com maior ou menor intensidade.

É importante ressaltar que para a densidade de potência de 100 mW/m² os valores estipulados pelas normas de segurança, tanto para a SAR média (80 mW/kg) quanto para a SAR máxima (2.000 mW/kg), não são ultrapassados. Os maiores valores de SAR foram

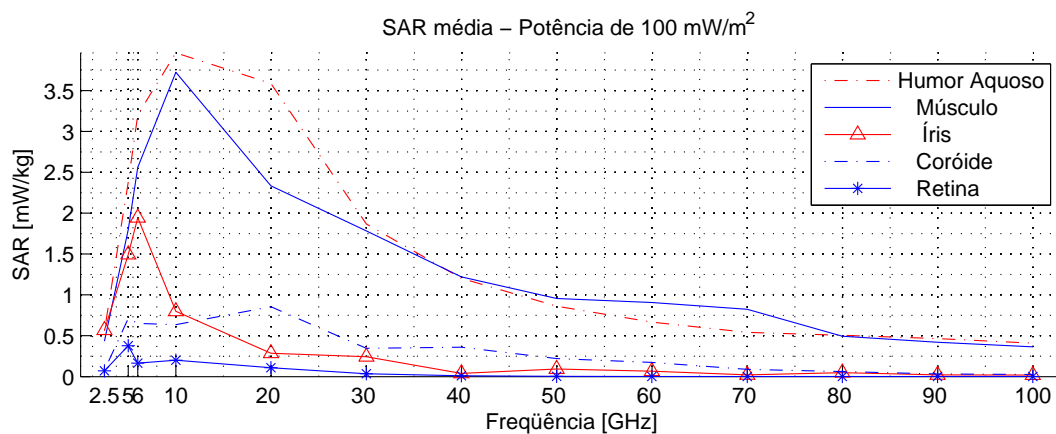


Figura 4.12: Segundo padrão de comportamento para 100 mW/m²

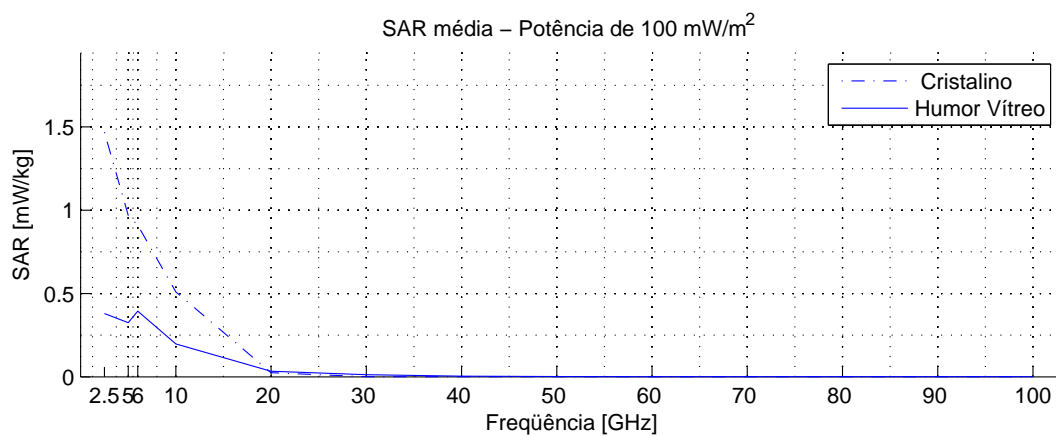


Figura 4.13: Terceiro padrão de comportamento para 100 mW/m²

encontrados na córnea para a frequência de 100 GHz, com o valor de 41,44 mW/kg para SAR média e 529,33 mW/kg para a SAR máxima. Logo, todos os resultados apresentam-se dentro das normas internacionais de segurança.

4.4 Resultados para fonte de 500 mW/m²

Por tratar-se de um meio considerado linear, os resultados para a fonte de 500 mW/m² podem ser obtidos a partir dos gráficos anteriores por meio da multiplicação por 5, esses valores foram confirmados através das simulações. Os comportamentos da SAR, em função da frequência nos tecidos, são os mesmos considerados anteriormente.

Em relação à córnea, verifica-se um aumento da SAR média de acordo com o incremento da frequência. O valor da SAR média está no limite definido pelas normas internacionais de segurança, 80 mW/kg, para a frequência de 40 GHz. Para as frequências acima dessa, o limite definido pela norma é ultrapassado, chegando a 208,18 mW/kg, em 100 GHz. Quanto à SAR máxima, também ocorre o crescimento à medida que aumenta a frequência. O limite estabelecido pelas normas, 2.000 mW/kg, é ultrapassado para as frequências acima de 70 GHz, chegando ao valor máximo de 2.646,67 mW/kg, em 100 GHz.

O humor aquoso apresenta a SAR média cresce até 19,95 mW/kg, em 10 GHz. A partir dessa frequência, o valor da SAR média decresce, chegando ao menor valor de 2,05 mW/kg, em 100 GHz. Já a SAR máxima apresenta crescimento até 153,92 mW/kg, em 20 GHz, em seguida ocorre uma queda atingindo uma média de 100 mW/kg para as frequências superiores a 50 GHz.

Para a íris, verificou-se que o maior valor da SAR média é de 9,37 mW/kg, em 6 GHz. A partir dessa frequência, o valor decresce chegando a 0,10 mW/kg, em 100 GHz. Para a SAR máxima, o valor cresce atingindo o máximo de 55,26 mW/kg, em 20 GHz, e a partir dessa frequência, valor decresce até 6,15 mW/kg, em 100 GHz.

A partir dos dados analisados verifica-se que no cristalino o maior o valor da SAR média é de 7,37 mW/kg, em 2,5 GHz. É importante ressaltar que, tanto a SAR média, quanto a SAR máxima tendem a zero para frequências superiores a 20 GHz, confirmando o que já havia sido relatado em [Bernardi et al., 1998].

Observa-se que o músculo apresenta aumento do valor da SAR média alcançando 18,62 mW/kg, em 10 GHz. A partir dessa frequência, o valor decresce, atingindo o mínimo de 1,82 mW/kg, em 100 GHz. Para a SAR máxima, o valor cresce até 93,76 mW/kg, em 70

GHz, para frequências superiores a essa, verifica-se uma queda chegando a 69,39 mW/kg, em 100 GHz.

Verifica-se que o humor vítreo apresenta a SAR média com maior valor de 1,95 mW/kg em 6 GHz e, para as outras frequências, esse valor decresce tendendo a zero para frequências superiores a 30 GHz. Destaca-se, ainda, que na SAR máxima o maior valor é de 38,02 mW/kg em 10 GHz, decrescendo até chegar próximo de zero em 100 GHz.

Nos aspectos relacionados à retina, identificam-se valores reduzidos de SAR média; o maior valor é de 1,87 mW/kg, em 5 GHz. A partir de 5 GHz, o valor da SAR média na retina decresce, tendendo a zero em 40 GHz. Para a SAR máxima, verificam-se os valores crescentes alcançando o máximo de 26,19 mW/kg, em 10 GHz. A partir dessa frequência, os valores da SAR máxima na retina começam a decrescer, tendendo a zero em 70 GHz.

Verificou-se que a coróide apresenta os maiores valores de SAR média na faixa de 5 GHz e 20 GHz, o valor máximo é de 4,27 mW/kg, em 20 GHz, decrescendo até 0,13 mW/kg, em 100 GHz. Quanto à SAR máxima, apresenta o maior valor de 64,31 mW/kg em 20 GHz, decaindo até 9,23 mW/kg em 100 GHz.

Quanto à esclera, verificam-se valores de SAR média crescente até 23,48 mW/kg, em 60 GHz e, um decréscimo atingindo 17,97 mW/kg, em 100 GHz. A SAR máxima apresenta crescimento desde valores próximos de zero, em 2,5 GHz, até atingir o máximo de 2.247,19 mW/kg, em 100 GHz. Para frequências igual ou superiores a 80 GHz, os valores de SAR máxima são superiores ao definido pela norma, 2.000 mW/kg.

4.4.1 Discussão

Conforme já informado, os resultados encontrados apresentam os mesmos padrões de comportamento, podendo ser divididos em três grupos. Observa-se também que a diferença entre os valores médios e máximos da SAR é devida ao posicionamento desses tecidos e também à quantidade desse tecido.

Para a densidade de potência de 500 mW/m², os valores estipulados pelas normas de segurança são ultrapassados, na córnea, para as frequências acima de 40 GHz atingindo

o maior valor de SAR média de 208,18 mW/kg, em 100 GHz. A SAR máxima na córnea ultrapassa o valor da norma para as frequências superiores a 70 GHz. O maior valor encontrado é de 2.646,67 mW/kg, em 100 GHz.

Já na esclera, isso ocorre apenas para a SAR máxima nas frequências iguais ou superiores a 80 GHz, alcançando o valor máximo de 2.247,19 mW/kg, em 100 GHz.

Logo, para que sejam respeitados os limites de segurança para a fonte de 500 mW/m², deverão ser utilizadas frequências de até 40 GHz.

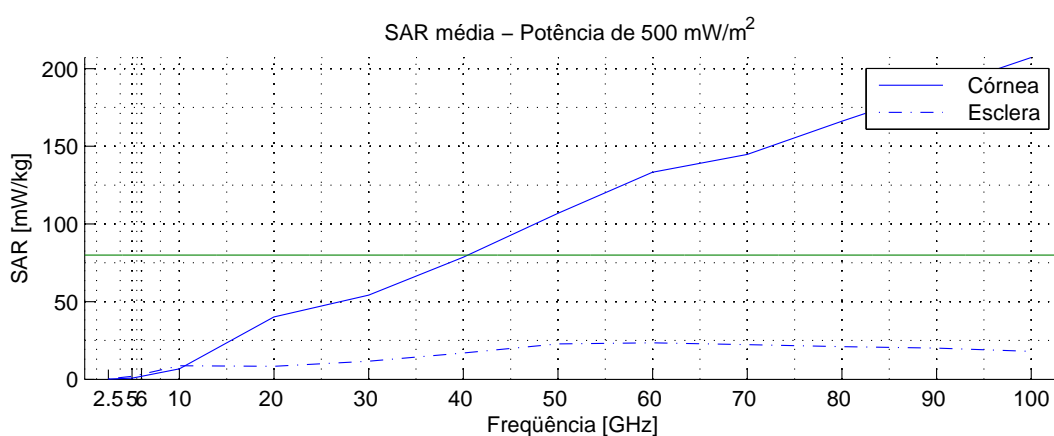


Figura 4.14: Primeiro padrão de comportamento para 500 mW/m²

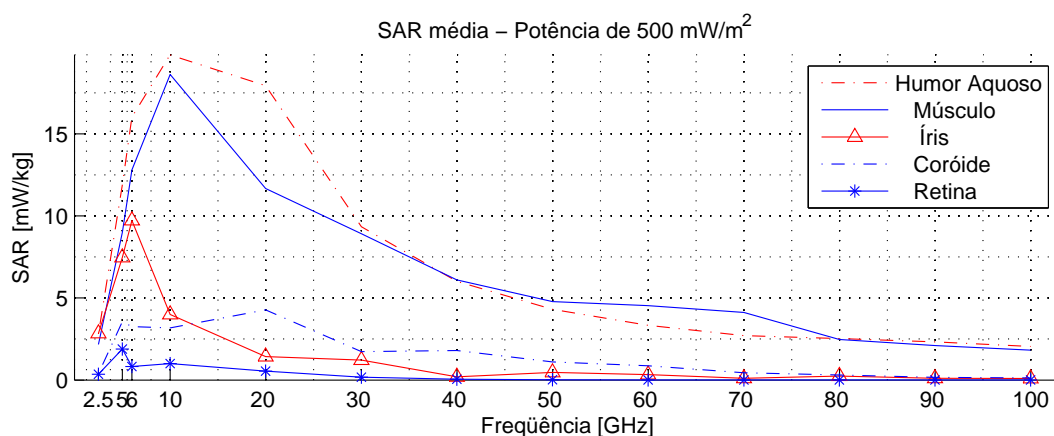


Figura 4.15: Segundo padrão de comportamento para 500 mW/m²

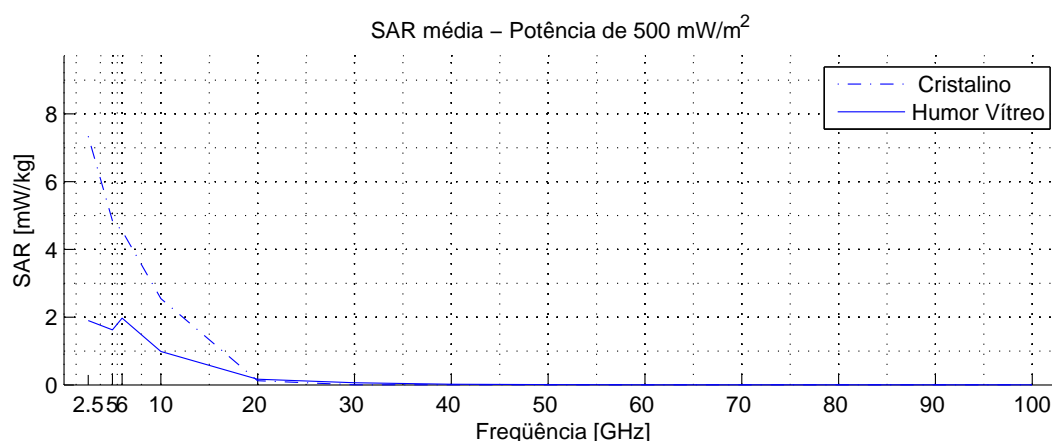


Figura 4.16: Terceiro padrão de comportamento para 500 mW/m²

4.5 Resultados para fonte de 1.000 mW/m²

O mesmo raciocínio feito na seção anterior para obtenção os valores da SAR é aplicado nesta seção. Neste caso, os valores da SAR são obtidos multiplicando os valores obtidos em 100 mW/m² pela razão 10.

Ao analisar a córnea, verifica-se um aumento da SAR média de acordo com o incremento da frequência. O valor da SAR média está no limite definido pelas normas internacionais de segurança, 0,08 W/kg, para a frequência de 20 GHz. Para as frequências acima dessa, o limite definido pela norma é ultrapassado, chegando ao maior valor de 414,36 mW/kg, em 100 GHz. Quanto à SAR máxima, também ocorre o crescimento à medida que aumenta a frequência. O limite estabelecido pelas normas, 2.000 mW/kg, é ultrapassado para as frequências acima de 50 GHz, chegando ao valor máximo de 5.293,35 mW/kg na frequência de 100 GHz.

No humor aquoso, a SAR média cresce até 39,03 mW/kg, em 10 GHz. A partir dessa frequência, o valor da SAR média decresce, chegando a 4,10 mW/kg, em 100 GHz. Para SAR máxima, verifica-se o crescimento até 311,42 mW/kg em 20 GHz, quando ocorre uma queda atingindo uma média de 200 mW/kg até 100 GHz.

Quanto à íris, nota-se que o maior valor da SAR média é de 18,74 mW/kg, 6 GHz. A partir dessa frequência, o valor da SAR média decresce chegando a próximo de zero,

em 100 GHz. Outra consideração a ser realizada é que, na SAR máxima, o valor cresce atingindo o máximo de 110,52 mW/kg em 20 GHz e, a partir dessa frequência, o valor decresce até 12,30 mW/kg, em 100 GHz.

Para o cristalino, nota-se que o maior o valor da SAR média é de 14,34 mW/kg, em 2,5 GHz. Na SAR máxima o maior valor é de 48,54 mW/kg, em 10 GHz. Observa-se que, tanto a SAR média, quanto a SAR máxima tendem a zero para frequências superiores a 20 GHz, confirmando novamente o que já havia sido relatado em [Bernardi et al., 1998].

Quanto aos aspectos referentes ao músculo, percebe-se um aumento do valor da SAR média alcançando 37,24 mW/kg, em 10 GHz. A partir do qual decresce atingindo o menor valor de 3,65 mW/kg, em 100 GHz. Na SAR máxima, o valor cresce até 187,53 mW/kg, em 70 GHz, a partir do qual apresenta queda chegando a 138,78 mW/kg, em 100 GHz.

Constata-se que, no humor vítreo, a SAR média tem o maior valor de 3,80 mW/kg, em 6 GHz e, para as outras frequências, o valor decresce tendendo a zero a partir de 30 GHz. Para a SAR máxima, o maior valor é de 76,85 mW/kg, em 10 GHz, decrescendo até chegar próximo de zero em 100 GHz.

Quanto à retina, apresentam-se valores baixos de SAR média, tendo em vista que o maior valor é de 3,87 mW/kg, em 5 GHz. A partir de 5 GHz, o valor da SAR média na retina decresce, tendendo a zero em 50 GHz. Para a SAR máxima, verificam-se os valores crescentes alcançando o máximo de 53,74 mW/kg em 10 GHz, a partir dessa frequência os valores da SAR máxima na retina começam a decrescer, tendendo a zero em 70 GHz.

Com relação à coróide, apresentam-se os maiores valores de SAR média na faixa entre 5 GHz e 20 GHz, o valor máximo é de 8,69 mW/kg em 20 GHz, decrescendo até 0,2 mW/kg, em 100 GHz. Quanto à SAR máxima, apresenta o maior valor de 125,05 mW/kg em 20 GHz, decaindo até 19,39 mW/kg em 100 GHz.

Para a esclera, constatam-se valores de SAR média crescentes até 46,61 mW/kg, em 60 GHz e, a partir dessa frequência, apresenta uma decrescimento atingindo 37 mW/kg, em 100 GHz. Ao observar a SAR máxima, verifica-se um crescimento desde valores próximos de zero em 2,5 GHz, até atingir máximo de 4.496,72 mW/kg, em 100 GHz. A SAR máxima

atinge valores superiores ao definido pelas normas, 2.000 mW/kg, para frequências acima de 50 GHz, estando essa referida frequência exatamente no limite estabelecido.

4.5.1 Discussão

Para a densidade de potência de 1.000 mW/m^2 , os valores encontrados de SAR média ultrapassam o limite estabelecido pelas normas, de 80 mW/kg , na córnea, para frequências superiores a 20 GHz, chegando a $414,36 \text{ mW/kg}$ em 100 GHz. A frequência de 20 GHz se encontra no limite estabelecido pelas normas internacionais. Quanto à SAR máxima, para as frequências acima de 50 GHz, é ultrapassado o limite da norma, chegando a $5.239,35 \text{ mW/kg}$, em 100 GHz.

A esclera apresenta-se dentro do limite estabelecido pelas normas de segurança em relação à SAR média, porém, ao se observar a SAR máxima, atinge valores superiores às normas para frequências superiores a 50 GHz, estando essa referida frequência exatamente no limite estabelecido pela norma, o maior valor encontrado é de $4.496,72 \text{ mW/kg}$, em 100 GHz.

Logo, para manter-se dentro dos limites estabelecidos pela norma, devem-se utilizar frequências de até 20 GHz.

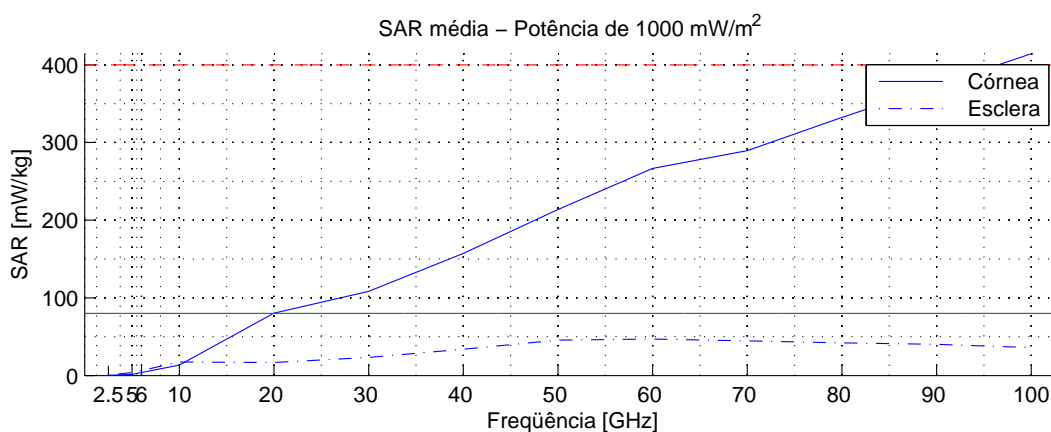


Figura 4.17: Primeiro padrão de comportamento para 1.000 mW/m^2

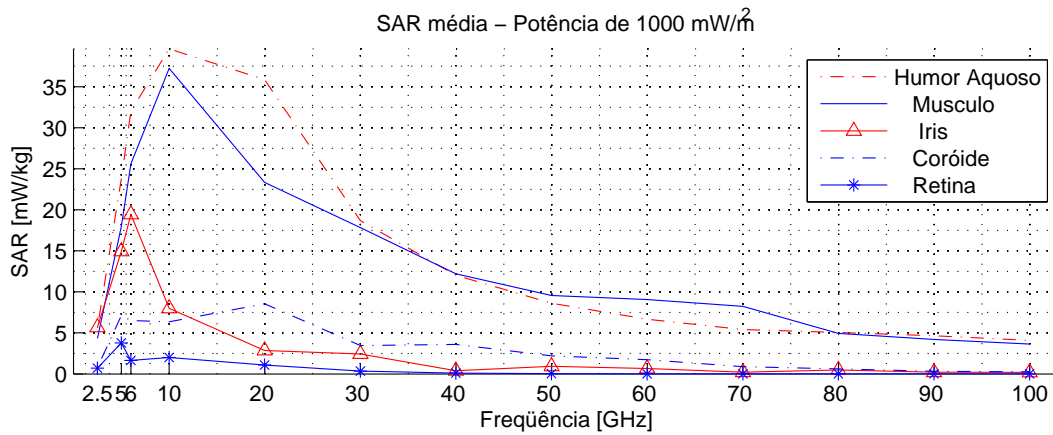


Figura 4.18: Segundo padrão de comportamento para 1.000 mW/m²

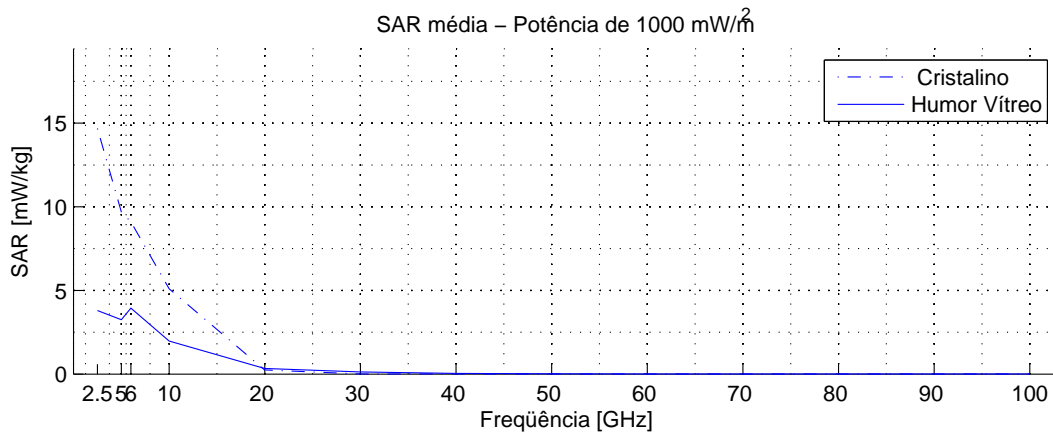


Figura 4.19: Terceiro padrão de comportamento para 1.000 mW/m²

4.6 Comparação com outros trabalhos

Por meio dos resultados obtidos, foi possível realizar uma análise comparativa com o trabalho de [Bernardi et al., 1998], que é uma das principais referências no cálculo da SAR em tecidos do corpo humano. Em seu trabalho, trata-se de um modelo em três dimensões do olho humano na frequência de 30 GHz e com densidade de potência de 10 W/m². Neste trabalho foi realizada uma simulação com os mesmos valores de densidade de potência e frequência utilizado por [Bernardi et al., 1998] apenas para efeito de comparação e, o resultado está conforme a Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Comparação de resultados - SAR (W/kg)

SAR	Neste Trabalho	[Bernardi et al., 1998]	Diferença
Média geral	0,068	0,063	-7,2%
Máxima geral	18,84	10,65	-73,6%
Média no cristalino	10^{-9}	$\cong 0$	$\cong 0\%$

Foram encontradas diferenças substanciais dentro da mesma ordem de grandeza explicadas pelos seguintes fatos:

As diferenças apresentadas em relação às propriedades dielétricas dos materiais utilizados no modelo do olho humano. No trabalho de [Bernardi et al., 1998] as propriedades dielétricas são calculadas por meio de aproximações em relações com o percentual de água presente no meio, além de incluir parte de células da pele em seu modelo. Já, neste trabalho, utilizam-se as medidas obtidas via experimentos em trabalhos iniciados por [Gabriel and Gabriel, 1996], atualizado freqüentemente e utilizado como padrão em estudos da Federal Communications Commission (FCC).

Outro ponto importante identificado durante a análise dos dados é a influência das possíveis diferenças nas espessuras dos tecidos na implementação do modelo o que alteraria a forma de absorção da energia, conforme já relatado em [Nikita et al., 2000].

No modelo de [Bernardi et al., 1998], implementa-se a região dos olhos, incluindo o nariz, não detalhando, com precisão apresentada neste trabalho, o olho humano. Além disso, o trabalho de [Bernardi et al., 1998] está implementado em três dimensões, diferentemente deste trabalho.

Outro estudo utilizado na análise comparativa foi o de [Taflove and Brodwin, 1975]. Uma ressalva, porém. Foi comparada apenas a estrutura do domínio utilizado nas simulações e definições da fonte de campos eletromagnéticos, uma vez que neste estudo calculou-se a SAR. O autor, entretanto, não apresenta os resultados da SAR, pois seu objetivo maior é o cálculo de aumento da temperatura.

Capítulo 5

Conclusões

5.1 Conclusões

Este capítulo apresenta as conclusões relativas ao estudo desenvolvido e sugestões para trabalhos futuros.

5.1.1 Resultados e considerações finais

Neste trabalho, desenvolveu-se um modelo computacional detalhado em duas dimensões do olho humano, envolvendo a córnea, o humor aquoso, a íris, o cristalino, os músculos, o humor vítreo, a retina, a coróide e a esclera, com precisão e coerência em relação ao olho humano.

Implementou-se um programa que utiliza o método FDTD para calcular os campos eletromagnéticos. Nesse sentido, verificou-se que os resultados gerados pela implementação estão consistentes com os resultados analíticos, o que significa que os cálculos dos campos eletromagnéticos foram verificados corretamente com eficiência e precisão nos resultados.

Com o estudo das validações do modelo desenvolvido por meio da análise comparativa entre os livros de oftalmologia, histologia e atlas de anatomia humana, pode-se concluir que, para os propósitos deste trabalho, o modelo é coerente com o olho humano.

Quanto à fonte responsável pela emissão dos campos eletromagnéticos, constatou-se que os resultados das validações e implementados estão de acordo com os relatos existentes na literatura especializada.

Em relação ao cálculo da SAR no olho humano, comprovou-se que os resultados desses cálculos estão coerentes com os analíticos e com valores bem próximos, quando comparados com os de outros trabalhos.

No que se refere à análise comparativa dos resultados com as normas internacionais de segurança (SAR média de 80 mW/kg e SAR máxima de 2 W/kg) e com os de outros trabalhos, o estudo mostrou que, a partir dos resultados obtidos para as fontes de 100, 500 e 1.000 mW/m², os maiores valores encontrados para a SAR média foram na córnea e na esclera, onde são absorvidas a maior parte da energia, em detrimento dos outros tecidos.

Para a densidade de potência de 100 mW/m², verificou-se que os valores encontrados estão dentro das normas internacionais de segurança para toda a faixa de frequência analisada. O maior valor de SAR média encontrado, na córnea, foi de 41,44 mW/kg e de SAR máxima de 529,33 mW/kg, em 100 GHz. Já na esclera o maior valor de SAR média foi de 4,70 mW/kg em 60 GHz e de SAR máxima de 449,44 mW/kg, em 100 GHz.

Para a fonte de 500 mW/m², os valores encontrados são maiores que o limite estabelecido pelas normas internacionais de segurança. O limite da SAR média é ultrapassado, na córnea, para frequências superiores a 40 GHz, chegando a 208,18 mW/kg, em 100 GHz. Para frequências superiores a 70 GHz e o maior valor de SAR máxima é de 2.646,67 mW/kg, em 100 GHz. Já na esclera os valores acima do limite ocorrem apenas na SAR máxima para frequências igual ou superiores a 80 GHz, chegando a 2.247,19 mW/kg, em 100 GHz. Logo, para que sejam respeitados os limites de segurança, para a fonte de 500 mW/m², deverão ser utilizadas frequências de até 40 GHz.

Para a densidade de potência de 1.000 mW/m², os valores encontrados de SAR média também ultrapassam o limite (80 mW/kg) estabelecido pelas normas. Na córnea, para frequências superiores a 20 GHz, chegando a 414,36 mW/kg em 100 GHz. Quanto à SAR máxima o limite é ultrapassado da norma é ultrapassado para as frequências acima de 50 GHz, chegando a 5.239,35, em 100 GHz. Já a esclera apresenta-se dentro do limite

estabelecido pelas normas de segurança em relação à SAR média, porém, ao se observar a SAR máxima, atinge valores superiores às normas para frequências superiores a 50 GHz, estando essa referida frequência exatamente no limite estabelecido pela norma, chegando ao maior valor de 4.496,72 mW/kg, em 100 GHz. Logo, para manter-se dentro dos limites estabelecidos pela norma, devem-se utilizar frequências de até 20 GHz.

Verificou-se, também, que no cristalino, tanto a SAR média, quanto a SAR máxima tendem a zero para frequências superiores a 20 GHz, para todas as fontes estudadas.

Por fim, constatou-se, que à medida que aumenta a frequência de trabalho, é necessário verificar se a densidade potência utilizada não ultrapassa os limites de SAR estabelecidos pelas normas de segurança, uma vez que, quanto maior a frequência, menor deverá ser a densidade potência utilizada. Esse fato é explicado devido às mudanças das propriedades dielétricas dos tecidos do olho humano que variam de acordo com a frequência utilizada.

Além disso, é importante ressaltar que os equipamentos mais comuns utilizados hoje em dia estão de acordo com as normas internacionais de segurança.

5.2 Sugestões para trabalhos futuros

Espera-se que este estudo possa servir de estímulo para novas pesquisas sobre o tema, com a possibilidade de trabalhos futuros com características semelhantes ou mesmo que utilizem metodologias diferenciadas. Diante dessas considerações, podem-se elencar algumas recomendações sobre o tema investigado:

- um estudo com um modelo mais detalhado, analisando a viabilidade de implementação do olho humano em 3D, permitindo maior precisão no cálculo da SAR;
- ampliar a aplicação do estudo realizado, modelando outros tipos de fonte de campos eletromagnéticos de acordo com cada tipo de equipamento simulado;
- implementar o cálculo do aumento de temperatura, para que possibilite avaliar os efeitos causados pelo aquecimento aos tecidos;

-
- verificar a viabilidade de implementar o cálculo do FDTD utilizando uma malha irregular, o que permite variar o tamanho das células do FDTD nas regiões, de acordo com a necessidade, economizando memória e tempo de processamento;
 - implementar sistemas paralelos com vários computadores, por meio do desenvolvimento de programas de processamento em paralelo para o FDTD, com o objetivo de solucionar as dificuldades encontradas em problemas com grande densidade de malhas, como o grande tempo de processamento.

Referências Bibliográficas

- [Balanis, 1989] Balanis, C. A. (1989). *Advanced Engineering Electromagnetics*. J. W. and Sons, New York, NY.
- [Berenger, 1994] Berenger, J. (1994). A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *Journal of Computational Physics*, 114:185–200.
- [Bernardi et al., 1998] Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., and Piuze, E. (1998). Sar distribution and temperature increase in an anatomical model of the human eye exposed to the field radiated by the user antenna in a wireless lan. *Transaction on Microwave Theory and Techniques*, 46:2074–2082.
- [Bernardi et al., 2000] Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., and Piuze, E. (2000). Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 48:1118 – 1126.
- [Dangelo and Fattini, 2003] Dangelo and Fattini (2003). *Anatomia Humana Básica*. Atheneu, 2nd edition.
- [DeMarco et al., 2003] DeMarco, S., Lazzi, G., Liu, W., Weiland, J., and Humayun, M. (2003). Computed sar and thermal elevation in a 0.25-mm 2-d model of the human eye and head in response to an implanted retinal stimulator - part i: models and methods. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 51(9):2274–2285.

- [Gabriel and Gabriel, 1996] Gabriel, C. and Gabriel, S. (1996). Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf and microwave frequency. <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>. Visitado em junho/2006.
- [Gandhi et al., 1996] Gandhi, O., Lazzi, G., and Furse, C. (1996). Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 mhz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 44(10):1884–1897.
- [Gartner and Haitt, 2003] Gartner, L. and Haitt, J. (2003). *Tratado de Histologia*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 2. ed. edition.
- [Geneser, 2003] Geneser, F. (2003). *Histologia*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 3. ed. edition.
- [Hagness, 2000] Hagness, S. C. (2000). *2-D FDTD TE code with PML absorbing boundary conditions - Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*. Artech House, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Wisconsin-Madison, 3rd edition.
- [Hirata, 2005] Hirata, A. (2005). Temperature increase in human eyes due to near-field and far-field exposures at 900 mhz, 1.5 ghz, and 1.9 ghz. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 38:68 – 76.
- [Hirata et al., 1999] Hirata, A., Ushio, U., and Shiozawa, T. (1999). Formation of hot spots in the human eye for plane wave exposures. *IEEE Microwave Conference Asia Pacific*, 2:477 – 480.
- [Hirata et al., 2002] Hirata, A., Watanabe, H., and Shiozawa, T. (2002). Sar and temperature increase in the human eye induced by obliquely incident plane waves. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 44:592–594.
- [Hirata, 2000] Hirata, A.; Matsuyama, S.-I. S. T. (2000). Temperature rises in the human eye exposed to em waves in the frequency range 0.6-6 ghz. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 42:386 – 393.

- [Hogan, 1971] Hogan, M. J. (1971). *Histology of the human eye - An atlas and textbook*. WB Saunders, Philadelphia.
- [IEEE, 2005] IEEE (2005). Ieee standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 khz to 300 ghz. IEEE.
- [Junqueira and Carneiro, 1999] Junqueira, L. C. and Carneiro, J. (1999). *Histologia Básica*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 9.ed. edition.
- [Lazzi et al., 2003] Lazzi, G., DeMarco, S., Liu, W., Weiland, J., and Humayun, M. (2003). Computed sar and thermal elevation in a 0.25-mm 2-d model of the human eye and head in response to an implanted retinal stimulator - part ii: results. *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, 51(9):2286–2295.
- [MatLab, 2006] MatLab (2006). Matlab. <http://www.matlab.com>. visited in August, 2005.
- [Netter, 2004] Netter, F. (2004). *Atlas de Anatomia Humana*. Learning Systems, 3nd edition.
- [Nikita et al., 2000] Nikita, K., Cavagnaro, M., Bernardi, P., Uzunoglu, N., Pisa, S., Pizzuti, E., Sahalos, J., Krikelas, G., Vaul, J., Excell, P., Cerri, G., Chiarandini, S., De Leo, R., and Russo, P. A. (2000). A study of uncertainties in modeling antenna performance and power absorption in the head of a cellular phone user. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48:2676 – 2685.
- [Rodrigues, 2004] Rodrigues, A. O. (2004). Caracterização da taxa de absorção específica e do aumento de temperatura induzidos por telefones celulares na cabeça humana. *Universidade Federal de Minas Gerais*.
- [Stevens and Lowe, 2001] Stevens, A. and Lowe, J. S. (2001). *Human Histology*. Manole, Barcelona, Spain, 2.ed. edition.

- [Taflove and Brodwin, 1975] Taflove, A. and Brodwin, M. (1975). Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave irradiated human eye. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*
- [Taflove and Hagness, 2005] Taflove, A. and Hagness, S. C. (2005). *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*. Artech House, 3rd edition.
- [Van Leeuwen et al., 1999] Van Leeuwen, G. M., Lagendijk, J. J., Van Leersum, B. J., Zwamborn, A. P., Hornsleth, S. N., and Kotte, A. N. (1999). Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone. *Phys. Med. Biol*, 44:2367–2379.
- [Wang and Fujiwara, 1999] Wang, J. and Fujiwara, O. (1999). Fdtd computation of temperature rise in the human head for portable telephones. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 47:1528 – 1534.
- [Yee, 1966] Yee, K. (1966). Numerical solution of initial boundary value problems involving maxwells equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 14:302–307.
- [Yioultsis et al., 2002] Yioultsis, T. V., Kosmanis, T. I., Kosmidou, E. P., Zygiridis, T. T., Xenos, T. D., and Tsiboukis, T. D. (2002). A comparative study of the biological effects of various mobile phone and wireless lan antennas. *IEEE Trans. Magnetics*, 38:777 – 780.

Apêndice A

Implementações computacionais

Este capítulo dedica-se à apresentação das implementações computacionais realizadas nas simulações numéricas utilizando o método das diferenças finitas no tempo (FDTD) para o cálculo da taxa de absorção específica (SAR) no olho humano.

Inicialmente, apresenta-se a implementação do FDTD na definição do problema a ser resolvido, o qual consiste em um modelo em duas dimensões (2D) do olho humano irradiado por uma onda eletromagnética plana. O computador no qual foram realizadas essas simulações possui o processador AMD Athlon 64 3500+ com 2 GB de memória RAM.

Posteriormente, discutem-se a implementação e a validação da fonte de campos eletromagnéticos.

Finalmente, apresenta-se a validação do cálculo da SAR por meio de comparações entre os resultados numéricos e analíticos.

A.1 O FDTD

O cálculo dos campos eletromagnéticos desenvolveu-se por meio de simulações computacionais com o auxílio de programas de edição de imagens que possibilitou desenvolver a parte geométrica do problema e a geração da malha.

Verifica-se, dessa forma, que é possível definir os valores de cada um dos coeficientes que deverão ser utilizados no cálculo dos campos elétrico e magnético, em cada uma das posições da malha, de acordo com as características dos materiais que compõem cada um dos pontos do domínio em estudo.

Além da sua representação espacial, é necessário definir as propriedades de cada tecido. O tipo de tecido determina as características eletromagnéticas, como a permissividade (ϵ), a permeabilidade (μ), a condutividade (σ) e peso específico (ρ), necessário para os cálculos de absorção (SAR). Para isso, as simulações foram realizadas com o auxílio do [MatLab, 2006].

Para os cálculos dos campos elétricos e magnéticos, utilizam-se as equações A.1, A.2, A.3, para o Modo TE_Z , que por similaridade podem ser obtidas para outros modos de propagação.

$$E_x|_{i,j+1}^{n+1} = C_a|_{i,j+1}^{n+1} \cdot E_x|_{i,j+1}^{n-1} + C_b|_{i,j+1}^{n+1} \cdot (H_z|_{i,j+2,k+1}^n - H_z|_{i,j,k+1}^n - J_{fontex}|_{i,j+1}^n \cdot dx) \quad (A.1)$$

$$E_y|_{i-1,j+2}^{n+1} = C_a|_{i-1,j+2}^{n+1} \cdot E_y|_{i-1,j+2}^{n-1} + C_b|_{i-1,j+2}^{n+1} \cdot (H_z|_{i-2,j+2,k+1}^n - H_z|_{i,j+2,k+1}^n - J_{fontey}|_{i-1,j+2}^n \cdot dy) \quad (A.2)$$

$$H_z|_{i,j+2}^{n+2} = D_a|_{i,j+2}^{n+2} \cdot H_z|_{i,j+2}^n + D_b|_{i,j+2}^{n+2} \cdot (E_x|_{i,j+3}^{n+1} - E_x|_{i,j+1}^{n+1} + E_y|_{i-1,j+2}^{n+1} - E_y|_{i+1,j+2}^{n+1} - M_{fontez}|_{i,j+2}^{n+1} \cdot dz) \quad (A.3)$$

Os coeficientes do campo elétrico (E) nas componentes (i,j,k), são:

$$C_a|_{i,j,k}^n = \frac{1 - \frac{sig|_{i,j,k}^n dt}{2eps|_{i,j,k}^n}}{1 + \frac{sig|_{i,j,k}^n dt}{2eps|_{i,j,k}^n}} \quad (\text{A.4})$$

$$C_b|_{i,j,k}^n = \frac{\frac{dt}{eps|_{i,j,k}^n dx}}{1 + \frac{sig|_{i,j,k}^n dt}{2eps|_{i,j,k}^n}} \quad (\text{A.5})$$

Já os coeficientes do campo magnético (H) nas componentes (i,j,k):

$$D_a|_{i,j,k}^n = \frac{1 - \frac{sigc|_{i,j,k}^n dt}{2mi|_{i,j,k}^n}}{1 + \frac{sigc|_{i,j,k}^n dt}{2mi|_{i,j,k}^n}} \quad (\text{A.6})$$

$$D_b|_{i,j,k}^n = \frac{\frac{dt}{mi|_{i,j,k}^n dx}}{1 + \frac{sigc|_{i,j,k}^n dt}{2mi|_{i,j,k}^n}} \quad (\text{A.7})$$

Utilizando essas equações, é possível implementar um programa que calcule, de forma recorrente, os valores dos campos elétricos e magnéticos para uma determinada onda incidente imposta ao problema.

A.2 A fonte de campos eletromagnéticos

A implementação da onda plana foi realizada por meio da excitação de toda uma linha em um ponto fixo em relação ao eixo x e ao longo de todo o eixo y , no plano 2D (Figura A.1), e, conforme mencionado no Capítulo 2, definida como uma fonte de tensão senoidal.

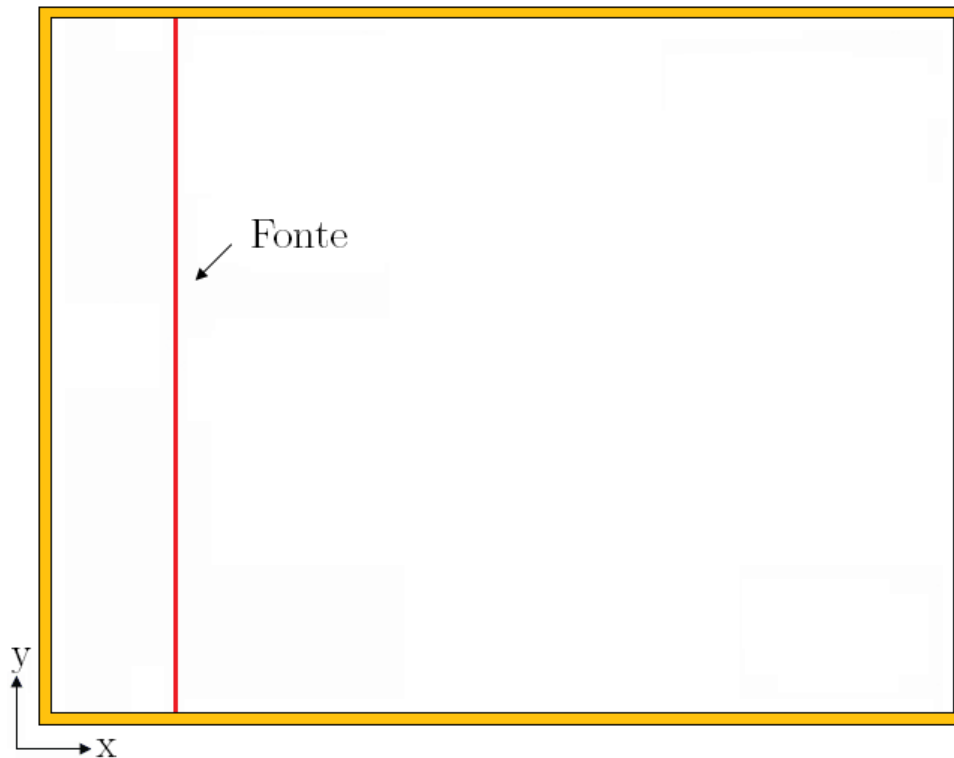


Figura A.1: Onda Plana

O método das diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD) apresenta como solução geral a seguinte relação: à medida que se escolhem-se relações diferentes de $\Delta x/\Delta t$, obtêm-se diferentes erros na velocidade de propagação da onda. Para $\Delta x = \lambda_0/10$, onde λ_0 é o comprimento de onda no vácuo, este erro na velocidade de propagação é de 1,27%, com um erro de fase de $45,72^\circ$. Para $\Delta x = \lambda_0/20$, o erro na velocidade de propagação é reduzido para -0,31%, com conseqüente erro de fase de $11,20^\circ$. Ou seja, para uma redução pela metade no Δx , o erro é reduzido em aproximadamente quatro vezes. Essas soluções demonstram a necessidade de malhas refinadas para reduzir o erro de dispersão numérica [Taflove and Hagness, 2005].

Neste trabalho, utilizam-se valores fixos de $\Delta x = \Delta y = 0,05mm$, porém ocorrem variações no comprimento de onda λ , devido à frequência na faixa em estudo, que está entre 2,5 GHz e 100 GHz. Como consequência dessas variações no comprimento de onda, encontram-se diferentes valores do erro de dispersão numérica. No pior caso, ou seja, na frequência de 100 GHz, o erro de dispersão numérica é representado por $\Delta x = \lambda/60$. Para o melhor caso, na frequência é de 2,5 GHz, o erro é de $\Delta x = \lambda/2.400$.

Conforme verificado nas análises, os valores dos erros de dispersão numérica apresentado neste trabalho estão bem abaixo dos recomendados para que se tenham malhas refinadas, com reduzidos o erros de dispersão numérica. A Figura A.2 ilustra esse pequena diferença de defasagem de $0,1^\circ$ no tempo, o que não influencia nos resultados, tendo em vista que as amplitudes estão corretas coincidindo os resultados teóricos com os analíticos.

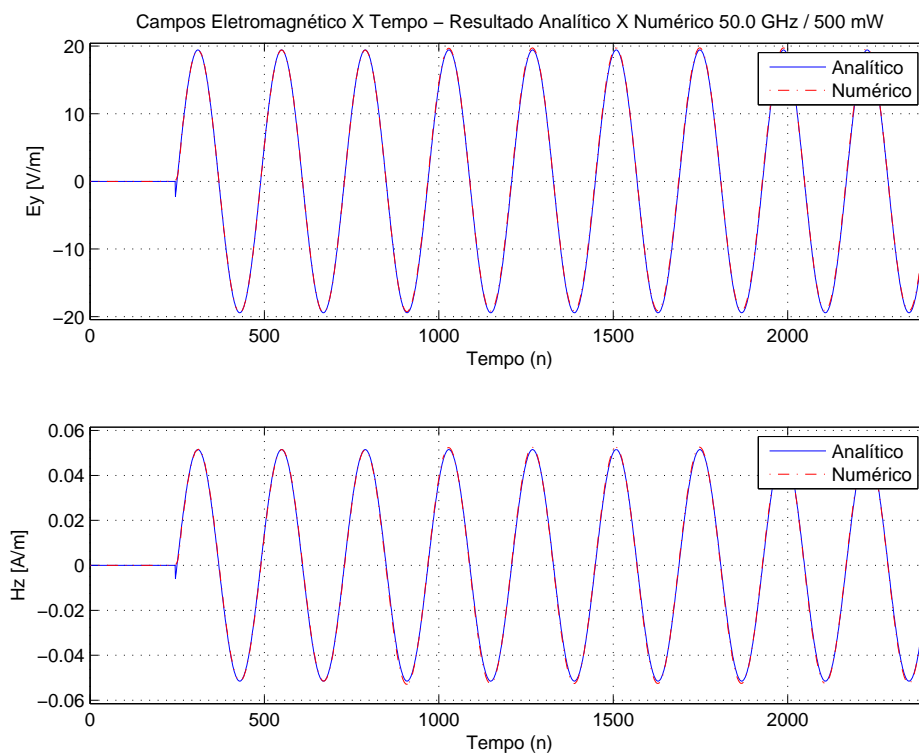


Figura A.2: Campos elétrico e magnético - Analítico X Numérico

A.3 Validação do cálculo da SAR

O programa desenvolvido, inicia-se o processo de cálculo da SAR após atingir a estabilidade, ou seja, ao passar 10 ciclos da senóide. Para cada instante de tempo (n), calcula-se a SAR, de acordo com a Equação 2.43, mencionada no Capítulo 2. Em todos os pontos do domínio, registra-se o valor máximo da SAR e calcula-se a média do valor da SAR em cada material, armazenando esses dados.

Ao final do processamento obtém-se o valor da SAR média e também da SAR máxima de cada material, em cada instante de tempo.

Para validar esse cálculo da SAR, utilizou-se dois diferentes testes. No primeiro, realizou-se uma simulação com o campo elétrico fixo em 8,683 V/m, em todo o do domínio. Nessa simulação o olho humano foi substituído por um retângulo composto por várias fatias, onde cada fatia representa um tipo de tecido, conforme a Figura A.3.

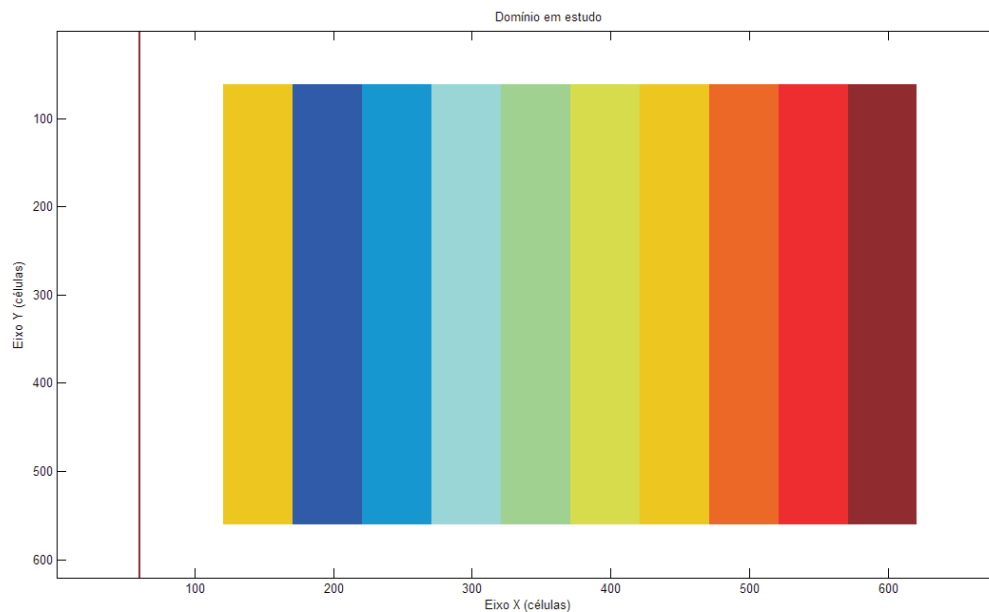


Figura A.3: Tecidos do olho humano para validação do cálculo da SAR

Os resultados dessas simulações são comparados com os cálculos da SAR realizados analiticamente, tendo em vista que isso é possível, pois sabe-se o valor do campo elétrico

e todas as propriedades dos materiais que compõem o domínio. Os resultados dos cálculos estão representados na Tabela A.1.

Tabela A.1: Cálculo de validação da SAR (W/kg)

Tecido	Analítico	Numérico
Córnea	33,132	33,132
Humor Aquoso	48,224	48,224
Íris	18,576	18,576
Cristalino	27,793	27,793
Músculo	37,561	37,561
Humor Vítreo	43,937	43,937
Retina	35,244	35,244
Coróide	37,358	37,358
Esclera	31,298	31,298

Já na segundo teste, realizou-se as simulações de forma que o campo propagando está fixo em 30 V/m, na metade superior do domínio e, em 40 V/m na metade inferior do domínio, conforme Figura A.4.

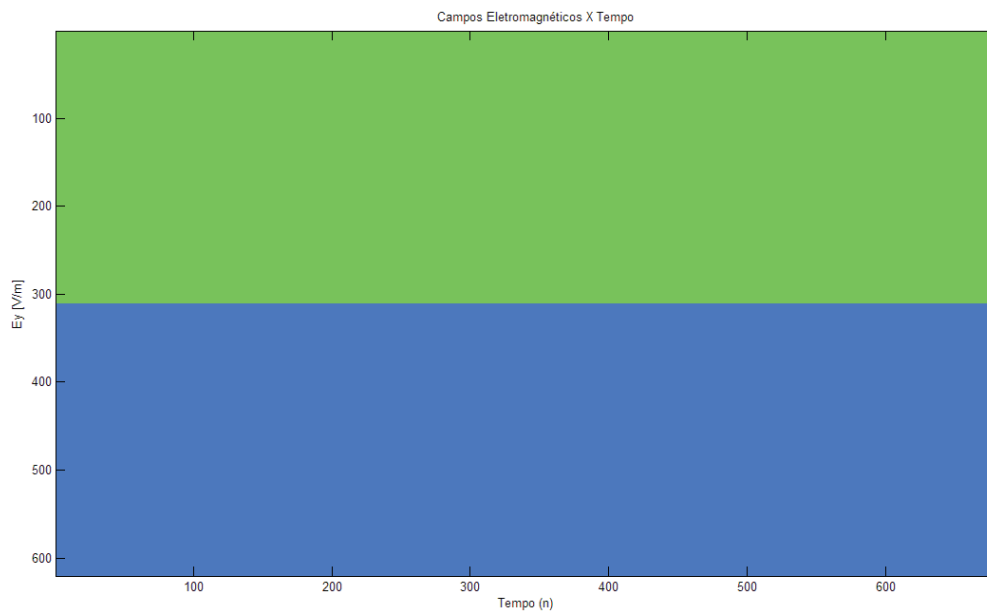


Figura A.4: Fonte de campo elétrico para validação do cálculo da SAR

O olho humano foi, novamente, substituído por um retângulo composto por várias fatias, onde cada fatia representa um material, como ilustrado na Figura A.5.

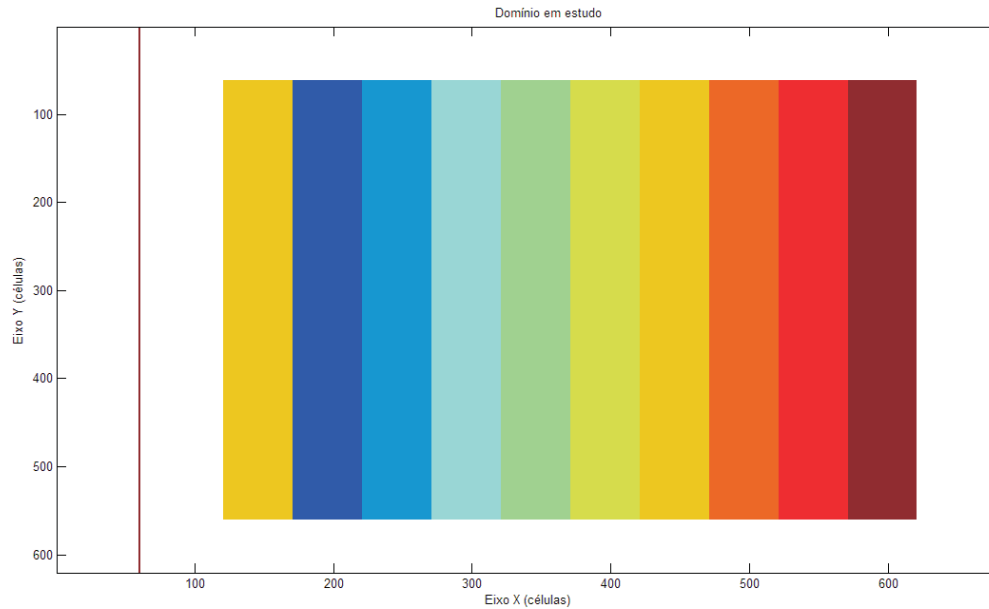


Figura A.5: Tecidos do olho humano para validação do cálculo da SAR

Os resultados dessas simulações são comparado com os cálculos da SAR realizados analiticamente, por meio dos valores do campo elétrico e das propriedades dos materiais que compõem o domínio, de acordo com a Tabela A.2.

Tabela A.2: Cálculo de validação da SAR (W/kg)

Tecido	Analítico	Numérico
Córnea	1,998	1,998
Humor Aquoso	2,908	2,908
Íris	1,120	1,120
Cristalino	1,676	1,676
Músculo	2,265	2,265
Humor Vítreo	2,891	2,891
Retina	2,125	2,125
Coróide	2,253	2,253
Esclera	1,887	1,887

É importante ressaltar que os valores do campo elétrico utilizados foram escolhidos de forma aleatória, pois o objetivo principal era a validação matemática do cálculo.

De acordo com essas comparações entre os resultados das simulações e os resultados analíticos, verifica-se que a simulação está correta, pois o resultado numérico apresenta-se exatamente igual ao analítico, tanto para os valores de SAR média, quanto de SAR máxima.