

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

Tese de Doutorado N<sup>o</sup> 210

**Caracterização da Taxa de Absorção Específica e do  
Aumento de Temperatura no Olho Humano Devido a  
Campos Eletromagnéticos Emitidos por Dispositivos de  
Comunicação Sem Fio**

**Dalmy Freitas de Carvalho Júnior**

Tese 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 Doutor em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Sistemas de Computação e Telecomunicações

Linha de Pesquisa: Antenas, Propagação de Ondas de Rádio e Eletromagnetismo Aplicado (APE)

Orientador: Prof. Jaime Arturo Ramírez

Belo Horizonte, Agosto de 2015.

C331c	<p>Carvalho Júnior, Dalmy Freitas de.</p> <p>Caracterização da taxa de absorção específica e do aumento de temperatura no olho humano devido a campos eletromagnéticos emitidos por dispositivos de comunicação sem fio [manuscrito] / Dalmy Freitas de Carvalho Júnior. - 2015.</p> <p>xii, 91 f., enc.: il.</p> <p>Orientador: Jaime Arturo Ramírez.</p> <p>Tese (doutorado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Bibliografia: f. 85-91.</p> <p>1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Campos eletromagnéticos - Teses. 3. Olhos - Teses. 4. Temperatura - Teses. 5. Absorção - Teses. 6. Microondas - Teses. I. Ramírez, Jaime Arturo. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.</p> <p>CDU: 621.3(043)</p>
-------	--

**"Caracterização da Taxa de Absorção Específica e do Aumento de Temperatura no Olho Humano devido a Campos Eletromagnéticos Emitidos por Dispositivos de Comunicação Sem Fio"**

**Dalmy Freitas de Carvalho Júnior**

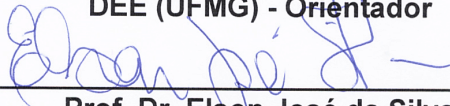
Tese de Doutorado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 21 de agosto de 2015.

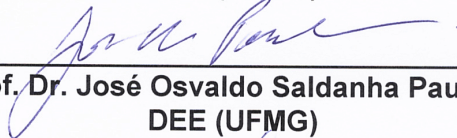
Por:



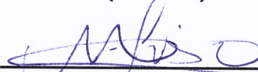
Prof. Dr. Jaime Arturo Ramirez  
DEE (UFMG) - Orientador



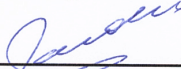
Prof. Dr. Elson José da Silva  
DEE (UFMG)



Prof. Dr. José Osvaldo Saldanha Paulino  
DEE (UFMG)



Prof. Dr. Marcio Matias Afonse  
Depto Eng. Elétrica (CEFET-MG)



Prof. Dr. José Roberto Cardoso  
Depto de Eng. de Energia e Automação Elétrica (USP)

## Agradecimentos

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

Aos meus pais Dalmy e Maisa e à minha irmã Juliana, pelo apoio, incentivo durante toda a minha vida acadêmica e por entenderem os longos momentos de ausência!

À minha querida esposa Michele, pelo carinho, paciência e encorajamento! Foi quem acompanhou, bem de perto, todos os momentos de angústia e alegria durante a execução deste trabalho.

À minha dinha Rosiane pelos incentivos, orientações, ensinamentos e por estar sempre muito disponível para ajudar!

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. Jaime, pela oportunidade que me foi dada, por sua dedicação, paciência e colaboração em todos os momentos.

Ao prof. Elson, pelas suas sugestões que sempre foram de grande valia para o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos amigos do Laboratório de Eletromagnetismo Aplicado, LEA, pelo companheirismo e apoio, em especial: Alfred, Diogo, Fábio e William.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, CAPES, pelo apoio financeiro.

Aos meus amigos Delson, Dayse, Fernando, Ilo, Jefferson, Juliano, Milene, Naïsses, Socorro, Vanderley e Zilton, pelas mais diversas formas de colaboração e pela amizade.

Aos meus alunos da Universidade de Itaúna e da Universidade do Estado de Minas Gerais, que sempre apresentavam sugestões que colaboraram com o desenvolvimento deste trabalho.

E a todos que colaboraram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho, o meu mais sincero muito obrigado!

*"O real não está na saída nem na chegada:  
ele se dispõe para a gente é no meio da travessia."*

Guimarães Rosa

# Resumo

O objetivo desta tese é calcular a taxa de absorção específica (SAR) e o aumento de temperatura induzido no olho humano quando exposto a irradiações de comunicação sem fio (1,9 GHz, 2,4 GHz, 5,1 GHz e Multi RF) nas distâncias de 30, 15 e 2 cm. São considerados equipamentos de comunicação em sistemas sem fio, com densidade de potência de até 183 mW/m<sup>2</sup>. Neste trabalho, desenvolveu-se um modelo computacional do olho humano, detalhado em três dimensões, 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. Utilizou-se o método das diferenças finitas no tempo (FDTD), com resolução de 0,05 mm, para o cálculo numérico das equações diferenciais que descrevem o fenômeno do aumento de temperatura induzido no olho humano. A partir das equações de Maxwell, efetuou-se o cálculo dos campos eletromagnéticos e da SAR, e a partir da equação de *bioheat* executou-se o cálculo do aumento de temperatura, utilizando-se a SAR como parâmetro de entrada e acoplamento entre as equações. Por meio da análise comparativa dos resultados obtidos para a SAR no olho humano com as normas internacionais de segurança, verificou-se que para a distância de 2 cm, o limite estabelecido de 2 W/kg foi ultrapassado em todos os tecidos. Já em relação à fonte Multi RF, verificou-se valores superiores ao limite para as distâncias de 15 cm no humor vítreo, e 2 cm em todos os tecidos do olho humano. Observou-se que aumento de temperatura no cristalino, acima do encontrado na literatura, foi ultrapassado apenas para a fonte situada a 2 cm de distância do olho, o que indica a possibilidade de ocasionar deformações nos tecidos do cristalino. Verificou-se que frequência de 5,1 GHz foi a que mais favoreceu o aquecimento na região do cristalino.

Palavras-chave: campos eletromagnéticos, olho humano, distribuição de temperatura, taxa de absorção específica.

# Abstract

The objective of this thesis is to calculate the specific absorption rate (SAR) and the temperature increase induced in the human eye when exposed to wireless radiation (1.9 GHz, 2.4 GHz, 5.1 GHz and Multi RF) at distances of 30, 15 and 2 cm. For this work, only wireless communication devices with power density up to  $183 \text{ mW/m}^2$  were considered. In this work, it was developed a detailed and precise three-dimensional computer model of the human eye, including the cornea, aqueous humor, iris, lens, the muscles, the vitreous, retina, choroid and sclera. The finite-difference time-domain method (FDTD) was used for the numerical solution of the differential equations that describe the physical problem concerning the temperature increase in the human eye. From Maxwell's equations, the FDTD was employed to calculate the electromagnetic fields and SAR, and from the *bioheat* equation, the FDTD was used to compute the temperature increase, taking the SAR to couple the equations. The resolution used was 0.05 mm. The results obtained from the SAR in the human eye show that for the distance of 2 cm the limit of  $2 \text{ W/kg}$ , recommended by international standard, was exceeded in all tissues. Regarding the Multi RF source, it was found exceeding threshold values of  $2 \text{ W/kg}$  for distances of 15 cm in the vitreous humor and 2 cm in all tissues of the human eye. It was observed that the temperature in the lens above values described in the literature was only found when the source was situated 2 cm away from the eye, which indicates possibility of causing damage in the lens tissue. It was also verified that the frequency of 5.1 GHz is the most favorable to the crystalline heating.

Keywords: electromagnetic fields, human eye, temperature distribution, specific absorption rate.

# Índice

<b>Resumo</b>	<b>iii</b>
<b>Abstract</b>	<b>iv</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>vii</b>
<b>Lista de tabelas</b>	<b>ix</b>
<b>Lista de abreviações e siglas</b>	<b>x</b>
<b>Lista de símbolos</b>	<b>xii</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Histórico . . . . .	1
1.2 Objetivos . . . . .	3
1.2.1 Objetivo geral . . . . .	3
1.2.2 Objetivos específicos . . . . .	3
1.3 Justificativas . . . . .	4
1.4 Contribuições . . . . .	5
1.5 Limitações do trabalho . . . . .	5
1.6 Estruturação da tese . . . . .	6
<b>2 Exame da Literatura</b>	<b>8</b>
2.1 Principais trabalhos relacionados . . . . .	8
2.2 O método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo - FDTD .	19
2.3 Conclusões . . . . .	21

---

<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>22</b>
3.1	Introdução . . . . .	22
3.2	Definição do Problema . . . . .	23
3.3	Equações de Maxwell . . . . .	25
3.3.1	Cálculo dos campos eletromagnéticos por meio do FDTD .	27
3.3.2	Condição de contorno . . . . .	30
3.3.3	Critérios de dispersão e estabilidade numérica . . . . .	34
3.4	Modelagem da fonte de campos eletromagnéticos . . . . .	36
3.5	Taxa de absorção específica - SAR . . . . .	38
3.5.1	Valores permitidos de SAR segundo normas internacionais	39
3.5.2	Cálculo da SAR . . . . .	40
3.6	Equação de bio-aquecimento . . . . .	41
3.6.1	Cálculo do aumento de temperatura por meio do FDTD .	42
3.6.2	Condição de contorno . . . . .	44
3.6.3	Critérios de dispersão e estabilidade numérica . . . . .	46
3.7	Conclusões . . . . .	47
<b>4</b>	<b>Modelo termo-eletromagnético do olho humano</b>	<b>48</b>
4.1	Desenvolvimento do modelo . . . . .	48
4.1.1	Materiais do modelo . . . . .	49
4.1.2	Propriedades dos materiais do modelo . . . . .	51
4.1.3	Visualização do modelo em 3D . . . . .	52
4.2	Validação do modelo . . . . .	54
4.2.1	Comparação com imagens de livros de oftalmologia . . . .	54
4.3	Conclusão . . . . .	57
<b>5</b>	<b>Validação da modelagem computacional</b>	<b>59</b>
5.1	Validação do problema eletromagnético . . . . .	59
5.1.1	Simulação em um domínio vazio . . . . .	61
5.1.2	Simulação utilizando uma esfera dielétrica . . . . .	62
5.2	Validação do problema de bio-aquecimento . . . . .	66
5.3	Conclusão . . . . .	68

---

<b>6</b>	<b>Resultados</b>	<b>69</b>
6.1	Definição do Problema . . . . .	69
6.2	Resultados para fontes de 1,9 GHz . . . . .	71
6.3	Resultados para fontes de 2,4 GHz . . . . .	73
6.4	Resultados para fontes de 5,1 GHz . . . . .	75
6.5	Resultados para fontes Multi RF . . . . .	78
<b>7</b>	<b>Conclusões</b>	<b>81</b>
7.1	Resultados e considerações finais . . . . .	81
7.2	Sugestões para trabalhos futuros . . . . .	83
	<b>Referências</b>	<b>85</b>

# Lista de Figuras

3.1	Domínio computacional em estudo . . . . .	23
3.2	Fluxograma representando a metodologia utilizada . . . . .	24
3.3	Fluxograma representando a solução de um problema no FDTD . . . . .	29
3.4	Modelo das condições de contorno - PML . . . . .	31
3.5	Regiões de valores não nulos da CPML . . . . .	33
4.1	Modelo desenvolvido do olho humano em 3D - Visão de um plano. . . . .	50
4.2	Modelo discretizado do olho humano em 3D. . . . .	53
4.3	Visão do plano xz do modelo discretizado em 3D. . . . .	54
4.4	Modelo obtido em literatura especializada em oftalmologia, Hogan (1971). . . . .	55
4.5	Validação em relação à constituição do olho humano: (a) Modelo desenvolvido do olho humano e (b) Diagrama anterior e posterior da borda da córnea, conforme Netter (2004). . . . .	56
4.6	Validação em relação às dimensões: (a) Dimensões do olho humano no modelo desenvolvido. (b) Dimensões do olho humano, conforme Hogan (1971). . . . .	56
4.7	Validação em relação às dimensões: (a) Dimensões do olho humano no modelo desenvolvido. (b) Dimensões do olho humano, conforme Hogan (1971). . . . .	57
4.8	Visão modelo computacional do olho humano com todas os tecidos e dimensões. . . . .	58
5.1	Domínio em estudo. . . . .	60
5.2	Pontos ao longo do eixo x, no interior da esfera dielétrica. . . . .	61

---

5.3	Campo elétrico no centro de um domínio vazio, ao longo do tempo.	61
5.4	Variação do $ E $ ao longo do eixo x, no centro esfera, em 5,1 GHz.	62
5.5	Variação do $ E $ ao longo do eixo y, no centro esfera, em 5,1 GHz.	63
5.6	Variação do $ E $ ao longo do eixo z, no centro esfera, em 5,1 GHz.	64
5.7	Variação da SAR ao longo do eixo x, no centro esfera, em 5,1 GHz.	64
5.8	Variação da SAR ao longo do eixo y, no centro esfera, em 5,1 GHz.	65
5.9	Variação da SAR ao longo do eixo z, no centro esfera, em 5,1 GHz.	65
5.10	Modelo numérico do problema térmico. . . . .	66
5.11	Solução do problema térmico. . . . .	68
6.1	Domínio computacional em estudo . . . . .	70
6.2	Distribuição da SAR para fonte de 1,9 GHz a 15 cm do olho. . . .	71
6.3	Distribuição do aumento de temperatura, $\Delta T$ , para fonte de 1,9 GHz a 15 cm do olho. . . . .	72
6.4	Distribuições da SAR para fonte de 2,4 GHz a 15 cm do olho. . .	74
6.5	Distribuições do aumento de temperatura, $\Delta T$ , para fonte de 2,4 GHz a 15 cm do olho. . . . .	74
6.6	Distribuições da SAR para fonte de 5,1 GHz a 15 cm do olho. . .	76
6.7	Distribuições do aumento de temperatura, $\Delta T$ , para fonte de 5,1 GHz a 15 cm do olho. . . . .	77
6.8	Distribuições da SAR para fonte Multi RF a 15 cm do olho. . . .	79
6.9	Distribuições do aumento de temperatura, $\Delta T$ , para fonte Multi RF a 15 cm do olho. . . . .	79

# Lista de Tabelas

1.1	Tecnologias utilizadas em comunicação sem fio . . . . .	3
2.1	Resultados da SAR e do aumento de temperatura no cristalino . .	11
2.2	Resumo dos principais trabalhos relacionados . . . . .	21
3.1	Definições das fontes de campos eletromagnéticos . . . . .	36
4.1	Permissividade elétrica relativa dos tecidos ( $\epsilon_r$ ) . . . . .	52
4.2	Condutividade elétrica relativa dos tecidos ( $\sigma$ ), em S/m . . . . .	52
4.3	Peso específico dos tecidos ( $\rho$ ), em $kg/m^3$ . . . . .	52
4.4	Propriedades térmicas dos tecidos . . . . .	53
6.1	Valores da SAR e de temperatura para a fonte em 1,9 GHz. . . .	73
6.2	Valores da SAR e de temperatura para a fonte em 2,4 GHz. . . .	75
6.3	Valores da SAR e de temperatura para a fonte em 5,1 GHz. . . .	76
6.4	Valores da SAR e de temperatura para a fonte Multi RF. . . . .	80

# Lista de Abreviações e Siglas

**ABCs:** *Absorbing boundary conditions*

**CCA:** *Condições de contorno absorventes*

**CPML:** *Convolutional Perfectly Matched Layer*

**FDTD:** *Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo*

**IEEE:** *Institute of electrical and electronics engineers*

**MEF:** *Método dos Elementos Finitos*

**MM:** *Métodos sem Malha*

**MoM:** *Método dos Momentos*

**PML:** *Perfectly matched layer*

**SAR:** *Specific absorption rate*

**TEM:** *Transversal eletromagnética*

**Wi-Fi:** *Wireless fidelity*

**WiMAX:** *Worldwide interoperability for microwave access*

# Lista de Símbolos

$\Delta t$ : Passo no tempo

$\Delta x$ : Passo no espaço na direção x

$\Delta y$ : Passo no espaço na direção y

$\Delta z$ : Passo no espaço na direção z

$\epsilon_r$ : Permissividade elétrica 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

$\vec{J}_c$ : Densidade de corrente de condução

$\vec{J}_i$ : Densidade de corrente elétrica

$\epsilon_r$ : Permissividade elétrica relativa dos tecidos

$\sigma$ : Condutividade elétrica

$\sigma^*$ : Condutividade magnética

$\rho$ : Peso específico

$c$ : Velocidade de propagação da onda no vácuo

$q_{ev}$ : Densidade volumétrica de cargas elétrica

# Capítulo 1

## Introdução

Neste capítulo, serão apresentados um breve histórico do desenvolvimento das redes de comunicação sem fio e uma noção das interações do campo eletromagnético com o olho humano, os objetivos do trabalho, as justificativas para seu desenvolvimento, as contribuições, limitações e a estrutura da tese.

### 1.1 Histórico

A evolução das redes de dados permite o acesso a conteúdos em tempo real, independentemente do local e da situação em que as pessoas estejam. Essa revolução tecnológica alterou radicalmente a forma de comunicação em todo o mundo. A comunicação, que anteriormente era basicamente por áudio, com aparelhos colocados na orelha, agora ficam de frente para os olhos com chamadas de vídeos, conversas por textos e fotos, com toques diretamente na tela, por meio da geração de aparelhos sensíveis aos toques, *touch screen*.

Com esta nova forma de utilização de aparelhos eletrônicos torna-se mais relevante a preocupação com os efeitos causados pela incidência da radiação emitida por micro-ondas, devido ao fato de ter efeito direto sobre o olho humano. De outra forma, quando a conversa acontece por áudio em um telefone celular, a incidência ocorre na lateral da cabeça.

O olho é uma das partes mais sensíveis do corpo humano, uma vez que não existe nenhuma barreira, como a pele, para protegê-lo. Portanto, permanece

exposto aos campos eletromagnéticos que interagem com a córnea e com os demais tecidos, além de ter uma ligação direta com o cérebro.

Como os equipamentos de comunicação sem fio estão presentes em números cada vez maiores no dia a dia das pessoas, cresce também a preocupação da comunidade científica, dos usuários e das autoridades 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 Lin (2009). O grau de energia absorvida pelos tecidos é medido por meio da taxa de absorção específica, SAR, em [W/kg], e está diretamente relacionado com os possíveis efeitos térmicos das radiações.

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

Dentre essas tecnologias, podem ser citados os aparelhos pessoais portáteis que comunicam por meio de sistemas sem fio como *tablets*, *smartphones*, *notebooks*, *smart TVs*, impressoras, *scanners*, telefones sem fio, fones de ouvido, microfones, roteadores, *access points*, placas de rede e muitos outros dispositivos que se comunicam via tecnologias como *bluetooth*, *Wi-Fi* e *WiMAX*.

Neste trabalho, utilizam-se fontes de campos eletromagnéticos nas frequências de 1,9, 2,4 e 5,1 GHz, e também uma fonte definida como Multi RF que representará um dispositivo móvel com todos os serviços de comunicação sem fio em funcionamento. Essas frequências foram escolhidas por serem as mais utilizadas nas tecnologias de transmissão de dados, via sistemas sem fio, como o *bluetooth*, o *Wi-Fi* e 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, conforme apresentado na Tabela 1.1, Anatel (2015).

**Tabela 1.1:** *Tecnologias utilizadas em comunicação sem fio*

Tecnologia	Frequência	Potência(W)	Ex. de Equipamentos
Celulares 3G e 4G	1,9 GHz	0,207	<i>tablets</i> , celulares, e modems.
Wi-Fi <i>Bluetooth</i> WiMAX	2,4 e 5,1 GHz	0,143	<i>tablets</i> , celulares, <i>notebooks</i> , TVs, roteadores, <i>access point</i> , impressora e <i>scanner</i> , fone de ouvido e microfone.

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

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo geral

O objetivo deste trabalho é calcular a taxa de absorção específica (SAR) e o aumento de temperatura induzido no olho humano quando exposto a irradiações emitidas por dispositivos de comunicação sem fio (1,9 GHz, 2,4 GHz, 5,1 GHz e Multi RF). São considerados equipamentos de comunicação em sistemas sem fio com potência de até 0,207 W.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Define-se como objetivos específicos deste trabalho:

- apresentar o estado da arte sobre os possíveis efeitos dos campos eletromagnéticos aos tecidos oculares;
- desenvolver um modelo computacional do olho humano, detalhado em três dimensões, envolvendo a córnea, o humor aquoso, a íris, o cristalino, os músculos, o humor vítreo, a retina, a coroide e a esclera;
- implementar um programa para calcular os campos eletromagnéticos, por meio do Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD);

- 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;
- realizar uma análise comparativa dos resultados obtidos para a SAR nos tecidos do olho humano com as normas internacionais de segurança;
- implementar o cálculo do aumento de temperatura induzido no olho humano devido à presença das fontes de campos eletromagnéticos;
- comparar os resultados obtidos para o cálculo do aumento de temperatura com outros trabalhos científicos, que indicam o valor de aquecimento máximo suportado pelos tecidos do olho humano.

### 1.3 Justificativas

Sabe-se, desde a década de 50, que existe uma correlação entre os campos eletromagnéticos e o aquecimento dos tecidos do corpo humano, Daily et al. (1956). O que ainda necessita de mais investigações são as situações e os tipos de equipamentos capazes de causar as alterações nas propriedades dos tecidos, conforme citado por diversos autores, dentre eles Lin (2003) e Buccella et al. (2007b).

Com o aumento do uso dos dispositivos de comunicação sem fio *touch screen* estuda-se uma possível correlação entre a radiação emitida pelas antenas destes equipamentos, o aquecimento dos tecidos oculares e a opacidade do cristalino, devido aos dispositivos ficarem sempre de frente para os olhos durante o uso.

O desenvolvimento de um ambiente computacional para cálculo de campos eletromagnéticos e do aumento de temperatura, realizado neste trabalho, justifica-se pelo fato ser construído um modelo melhor do olho humano, mais preciso em relação ao que existe na literatura, o que proporciona a obtenção de resultados bem mais precisos.

Outro ponto importante é em relação aos programas comerciais que efetuam cálculos de campos eletromagnéticos e possuem um custo bastante elevado. Além disso, o próprio desenvolvimento e implementação dos modelos, ao invés do uso de programas comerciais, possibilita o entendimento dos complexos mecanismos das relações causas e efeitos entre campos eletromagnéticos e o olho humano.

É importante ressaltar que este trabalho é continuação natural da pesquisa de mestrado realizada pelo autor, no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFMG, com o título Caracterização da Taxa de Absorção Específica no Olho Humano devido a Campos Eletromagnéticos de Alta-Frequência, Carvalho Jr (2007).

## 1.4 Contribuições

De acordo com o exposto na seção anterior, as principais contribuições desta tese consistem em:

- desenvolvimento de um modelo computacional em três dimensões do olho humano que detalhe cada um dos tecidos, apresentando detalhes e coerência com o modelo real;
- implementação do ambiente computacional para calcular os campos eletromagnéticos, a SAR e o aumento de temperatura no olho humano;
- verificar a influência de modelos compostos por múltiplas fontes simultâneas de campos eletromagnéticos em um mesmo equipamento, como a rede de telefonia celular, o *Wi-Fi* e o *Bluetooth*, no aumento de temperatura no olho humano.

## 1.5 Limitações do trabalho

Entre as limitações do trabalho, relacionam-se:

- implementação do olho humano em três dimensões, não considerando os demais tecidos da região da face;

- como a fonte representada é uma onda plana, não serão detalhados os modelos específicos de antenas em sistemas de comunicação sem fio;
- serão analisados os efeitos térmicos causado pelos campos eletromagnéticos em interação com os tecidos humanos, não incluindo os demais possíveis efeitos não térmicos;
- o domínio computacional em estudo é representado por uma malha regular, na qual todas as células possuem tamanhos iguais.

## 1.6 Estruturação da tese

O texto da tese está organizado da seguinte forma:

No segundo capítulo tem-se a descrição dos principais trabalhos e métodos de cálculo numérico relacionados ao tema em estudo, apresentando o estado da arte.

A metodologia utilizada é apresentada no terceiro capítulo, juntamente com a formulação matemática dos modelos implementados. A definição do problema é apresentada na seção 3.2. Uma breve revisão das equações de Maxwell é feita na terceira seção, 3.3. A quarta seção, 3.4, modela a fonte utilizada para emitir os campos eletromagnéticos. Já na seção 3.5, estuda-se a taxa de absorção específica, SAR. Finalmente, em 3.6, apresenta-se as equações do bio-aquecimento para o cálculo do aumento de temperatura induzido nos tecidos.

Aspectos relevantes sobre o desenvolvimento do modelo termo-eletromagnético do olho humano são evidenciados no capítulo quatro. A seção 4.1 detalha a construção do modelo, na seção 4.2 tem-se a validação do modelo construído, já as conclusões encontram-se na seção 4.3.

O capítulo cinco refere-se à validação da modelagem matemática e computacional utilizada nas simulações.

No capítulo seis são apresentados os resultados das simulações numéricas obtidos por meio do método das diferenças finitas no tempo (FDTD) para o cálculo da taxa de absorção específica (SAR) e do aumento de temperatura ( $\Delta T$ ) no olho humano.

Para finalizar, o sétimo capítulo apresenta as conclusões relativas ao estudo desenvolvido e sugestões para trabalhos futuros.

# Capítulo 2

## Exame da Literatura

Neste capítulo tem-se o estudo dos principais trabalhos relacionados ao tema da tese e também discute-se o estado da arte.

### 2.1 Principais trabalhos relacionados

Desde o início das comunicações sem fio verifica-se a preocupação dos pesquisadores em relação aos efeitos dos campos eletromagnéticos ao incidirem sobre os olhos humanos, preocupação esta registrada em diversos trabalhos, conforme descrito a seguir.

O trabalho de Daily et al. (1956) analisou o efeito que a diatermia, elevação terapêutica da temperatura interna de tecidos por micro-ondas, pode causar aos olhos de animais. O estudo foi realizado com uma amostra de 36 cães e 79 coelhos com o objetivo de verificar alterações em enzimas. O estudo descreve que o gerador está a 75% de sua potência, a 8 cm do olho do animal e com durações de até 30 minutos, o que produziu uma elevação térmica de até 3,7°C. Os autores concluíram que não foram encontradas alterações significativas nas enzimas dos animais que pudessem provocar a uma possível catarata.

No estudo apresentado por Cleary et al. (1965) verificou-se a grande preocupação com os efeitos dos campos eletromagnéticos aos seres humanos. O trabalho apresentou um rastreamento nos registros do hospital de veteranos de guerra, Guerra da Coréia e II Guerra Mundial, em busca da possível correlação existente

entre a exposição ocupacional ao radar e catarata. O artigo concluiu que não foi possível encontrar uma associação confiável entre a exposição ao radar e ocorrência de catarata. O autor ressaltou porém que, no período de exposição analisado, os equipamentos de radar eram bem menos potentes que os atuais.

No ano seguinte, Cleary e Pasternack (1966) realizaram um estudo estatístico controlado em 736 casos de exposição à radiação de micro-ondas, agrupados de acordo com a gravidade relativa. Estatisticamente, verificaram um aumento significativo na opacidade do cristalino em trabalhadores envolvidos com micro-ondas. Além disso, os autores concluíram que a exposição ocupacional do tipo militar à radiação de micro-ondas pode ser apontada como um estresse que aumenta a taxa de envelhecimento da lente.

Em Carpenter e Van Ummerson (1968) encontram-se experimentos sobre os efeitos de micro-ondas aplicadas aos olhos de coelhos, com o objetivo de investigar o quanto as ondas eletromagnéticas podem ser prejudiciais aos olhos. Após diversos experimentos, com densidades de potências que variaram de 80 a 400  $\text{mW}/\text{cm}^2$ , os autores verificaram que as micro-ondas podem causar formação de opacidade nas lentes dos olhos dos coelhos quando expostos a ondas eletromagnéticas nas frequências de 2,45 a 10 GHz. O estudo levantou a possibilidade de catarata ser causada por outra propriedade de radiação ainda não analisada.

Os efeitos das radiações de campo próximo na frequência de 2.450 MHz foram estudados por Guy et al. (1975), em experimentos realizados com 107 coelhos. O objetivo do trabalho foi determinar o tempo e a energia limiar para a formação de catarata por meio de micro-ondas. Os estudos verificaram que a densidade de potência mínima na qual se iniciou o processo de formação de catarata foi 150  $\text{mW}/\text{cm}^2$  durante 100 minutos, o que corresponde a uma densidade de potência máxima absorvida no corpo vítreo de 138  $\text{W}/\text{kg}$ . A comparação entre os valores medidos e estimados, também considerando os resultados globais do limiar de catarata, revelou um possível limite de temperatura que origine a formação de catarata de aproximadamente  $41^\circ\text{C}$  no olho. Os resultados apontaram para um mecanismo de aquecimento localizado causador de cataratas por meio da elevação térmica por micro-ondas. Os autores ressaltaram que as conclusões devem ser

cuidadosamente analisadas, alertando para a possibilidade de efeitos devido às interações não térmicas de radiação de micro-ondas com a estrutura da lente.

O artigo de Taflove e Brodwin (1975) foi primeiro a usar o FDTD, que depois se consolidou como método numérico na comunidade acadêmica, para resolução de problemas de cálculos de campos eletromagnéticos em alta frequência. Os autores apresentaram os cálculos dos campo eletromagnéticos no olho humano utilizando o FDTD. Nesse trabalho descreveu-se o cálculo da elevação da temperatura em um modelo bidimensional e simplificado do olho humano por meio de irradiações emitidas por micro-ondas. As simulações foram realizadas por meio de uma onda plana com densidade de potência de  $100 \text{ mW/cm}^2$  e frequências de 750 MHz e 1,5 GHz. Seu principal resultado foi o fato de encontrar, em determinados pontos do olho humano, uma temperatura superior a  $40,4^\circ\text{C}$ . Os autores, entretanto, não apresentaram os valores de SAR.

Na pesquisa apresentada por Hollows e Douglas (1984), realizou-se um estudo de caso com 53 operadores de torres de transmissão de rádios/televisões e mais 39 pessoas da mesma idade para o grupo de controle. Os pesquisadores examinaram, com equipamentos médicos, as lentes dos cristalinos de trabalhadores das torres de transmissão e também as lentes de profissionais de outra áreas, não relacionadas à transmissão, em toda a Austrália. As medidas de densidade de potência em torno da área de trabalho desses homens variaram de  $0,08 \text{ mW/cm}^2$  a  $3.956 \text{ mW/cm}^2$ . A faixa de frequência utilizada era de 558 kHz a 527 MHz. As torres de rádio e televisão eram a única fonte de micro-ondas ocupacional a que estes homens foram expostas. Os controles eram dos mesmos estados australianos, nunca haviam trabalhado com sistemas de transmissão e todos eram abaixo de 60 anos de idade. Os autores verificaram um aumento significativo na opacidade nos trabalhadores das torres de transmissão e acreditam que este resultou da exposição às micro-ondas enquanto trabalhavam em rádios, televisões e torres repetidoras.

A publicação de Cooper et al. (1996) apresentou a comparação de códigos computacionais aplicado ao problema eletromagnéticos canônico da esfera com a solução analítica. O estudo utilizou como base a formulação de Harrington (1961),

realizando simulações em esferas dielétricas homogêneas e não homogêneas, com perdas, iluminadas por uma onda plana ou por um dipolo de  $0,4\lambda$  na frequência de 900 MHz. Foram apresentadas as componentes de campo elétrico e magnético e os valores da taxa de absorção específica (SAR) para cada caso.

No trabalho de Bernardi et al. (1998) foi realizado o cálculo da SAR no olho humano quando exposto a campos irradiados por antenas em sistemas de rede de computadores sem fio. Os autores utilizaram uma onda plana com densidade de potência de  $1 \text{ mW}/\text{m}^2$  e frequências de 6, 18 e 30 GHz. O modelo bidimensional do olho utilizado inclui a córnea, o cristalino, a esclera, o humor vítreo, o humor aquoso, tecidos da pele e ossos. Os resultados encontram-se na Tabela 2.1. Constataram que as taxas de aquecimento variam com a frequência, pelo fato de ser influenciado não apenas pela média da potência absorvida em um determinado volume de tecido, mas também pela forma que a SAR é distribuída no volume.

**Tabela 2.1:** *Resultados da SAR e do aumento de temperatura no cristalino*

Frequência [GHz]	$SAR_{Média}$ [W/Kg]	$\Delta T_{Max}$ [°C]
6	0,594	0,04
18	0,009	0,03
30	0,000	0,02

O artigo publicado por Hirata et al. (1999) descreveu que os pontos aquecidos no olho humano aconteceram devido à interação com as ondas eletromagnéticas. Foram utilizados o FDTD para o cálculo numérico e fontes na faixa de frequência de 700 MHz a 6 GHz, com densidades de potência de 5, 20, 25 e 50  $\text{mW}/\text{cm}^2$ . Nesse trabalho os autores concluíram que o local do aquecimento e o número de pontos aquecidos está diretamente relacionado com a frequência da onda incidente.

No artigo de Bernardi et al. (2000) foram analisados diversos tipos de telefones celulares disponíveis no mercado, com o foco das atenções nos órgãos mais importantes da cabeça humana, no caso o cristalino dos olhos e o cérebro. Foi correlacionado a potência absorvida por estes órgãos quando expostos às ondas eletromagnéticas com o aumento de suas temperaturas. Os resultados obtidos mostraram que para a fonte de 600 mW, os valores de SAR máximo estavam

entre 2,2 e 3,7 W/kg, dependendo do modelo de telefone considerado. Os autores concluíram que os limites de SAR estabelecidos pelo IEEE (1,6 W/kg por 1g), na época, foram excedidos em todas as situações consideradas. Apresentaram, ainda, a informação de que a nova geração de telefones celulares digitais utilizaria uma potência abaixo de 250 mW, o que poderia resolver essa questão.

O trabalho de Hirata et al. (2000) estudou o aumento de temperatura no olho humano quando exposto a uma onda plana na faixa de frequência entre 600 MHz e 6 GHz com densidade de potência de 5,0 mW/cm<sup>2</sup>. O autor calcula a SAR por meio do FDTD, porém não apresentando os resultados dos cálculos, visto que o objetivo principal do estudo era calcular o aumento da temperatura utilizando a equação da termodinâmica. Como resultado obteve-se que o valor máximo do aumento de temperatura foi de 0,30°C na frequência de 6,0 GHz. Concluíram, ainda, que esse valor é pequeno, não desprezível, tendo em vista o valor limite de 3,0°C a partir do qual pode-se formar a catarata, apresentado por Guy et al. (1975).

A publicação de Durant (2002) apresentou uma revisão da literatura médica sobre os fatores de riscos para o desenvolvimento de catarata, entre os quais destaca-se a radiação por micro-ondas. O autor salientou que a lente do cristalino é avascular, o que a torna ineficiente para a dissipação da energia do calor absorvido. Destacou também, que as evidências surgiram a partir de experimentos com animais. Este artigo descreve resumidamente diversos trabalhos, dentre eles, tem-se:

- O trabalho de Richardson et al. (1948) estudou o efeito acumulativo de doses bem abaixo do limite de campos eletromagnéticos em olhos de coelhos. Os autores afirmaram que este fato tem implicações importantes para a exposição ocupacional às radiações na faixa de micro-ondas em seres humanos.
- Os estudos realizados por Creighton et al. (1987) que chegou à conclusão de que a radiação de onda pulsada produziu muito mais danos do que a radiação de onda contínua, considerando a mesma potência média. Presumiu-se que este dano adicional foi devido à expansão termoelástica, bem como à

elevação de temperatura.

- O estudo de caso epidemiológico apresentado por Hollows e Douglas (1984) que levantou a hipótese de que a radiação por micro-ondas pode causar catarata, tomando como base os resultados dos estudos sobre os trabalhadores das torres de transmissão na Austrália.
- É citado também, a pesquisa realizada por Harding e van Heyningen (1989) no qual constatou-se que o risco de se desenvolver catarata é elevado em trabalhadores de uma base militar, devido ao fato de sempre haver poderosos equipamentos de radar emissor de micro-ondas e às vezes de raios-X.
- O estudo caso-controle de Appleton e McCrossan (1972) em que comparou um grupo de pessoas com cataratas (casos) com outro grupo de pessoas com características semelhantes, exceto pela catarata (controles). Os pesquisadores não encontraram nenhuma associação entre o trabalho com micro-ondas e a opacidade do cristalino. No entanto, os indivíduos com pouca exposição foram classificados como casos, enquanto os controles incluíram indivíduos que trabalharam com laser, xênon, ultra violeta e equipamentos de solda. Os dados foram depois reanalisados por Frey (1985) que verificou ter um número significativamente maior de opacidade no cristalino dos trabalhadores contido no grupo de casos.

Durant (2002), concluiu a revisão da literatura médica salientando que é importante considerar os diversos fatores de risco no desenvolvimento da catarata e que a redução dos níveis de exposição a esses fatores pode reduzir a incidência de catarata. Ressaltou a importância de educar a população em relação às possíveis medidas preventivas.

No trabalho realizado por Hirata et al. (2002), calculou-se a SAR e o aumento de temperatura para o olho humano exposto a uma onda incidente oblíqua ( $30^\circ$  a  $50^\circ$ ) na faixa de 600 MHz a 6,0 GHz, com densidade de potência de  $5,0 \text{ mW/cm}^2$ . O estudo apresentado concluiu que a influência da incidência oblíqua diminuiu consideravelmente para frequências superiores a 3,0 GHz.

Lin (2003) estudou a associação entre as cataratas e a radiação emitida por telefone celular, demonstrando a preocupação frequente sobre o fato das ondas eletromagnéticas na faixa de micro-ondas induzirem ofuscamento das lentes do cristalino. Em seu trabalho descreveu sobre diversos estudos realizados, tais como:

- O trabalho de Hirsch e Parker (1952) no qual relata casos médicos de formação da catarata em humanos após a exposição acidental à radiação de micro-ondas.
- A pesquisa de Zaret (1974) na qual descreve que alguns relatórios clínicos sugerem que as alterações no cristalino foram mais acentuadas em trabalhadores envolvidos com micro-ondas em relação aos demais que estavam nos grupos de controles.
- Os trabalhos realizados por Appleton e McCrossan (1972) e Appleton et al. (1975), nos quais militares selecionados foram submetidos a exames oftalmológicos, comparando com outros militares cuja história de exposição às micro-ondas foi considerada improvável. Concluíram que não houve associação entre as micro-ondas militares e a catarata, ou opacificação da lente. É interessante notar que os grupos etários mais velhos mostraram uma tendência de opacidade do cristalino maior do que as demais pessoas expostas. No entanto, uma vez que os números de casos de cataratas em algumas faixas etárias eram pequenos, uma inferência crível não pôde ser realizada. Outra conclusão foi que os estudos até então sofreram de uma falta de medidas quantitativas da exposição às micro-ondas.
- As investigações sobre o efeito da radiação de micro-ondas sobre o sistema ocular em animais de laboratório foram iniciados logo após a introdução do radar na Segunda Guerra Mundial. Estes estudos estabeleceram um limite de tempo e energia para indução de cataratas em animais expostos à radiação de micro-ondas: Carpenter e Van Ummerson (1968), Carpenter (1979), Kramar et al. (1975) e Guy et al. (1975).
- Estudo realizado por Kramar et al. (1978) no qual ressalta que quando os macacos *rhesus* foram expostos a  $200 \text{ mW/cm}^2$  a  $2.450 \text{ MHz}$  por 60 minu-

tos, não observou-se nenhuma catarata. Usando um sistema de exposição semelhante, um pico de temperatura de  $39^{\circ}\text{C}$ , o que está abaixo do limiar para coelhos, foi medido próximo do polo posterior da lente de macaco. Este resultado sugeriu que o limiar de catarata para radiação por micro-ondas depende da anatomia ou da espécie. Ou, mais provavelmente, pode ser simplesmente em função da diferença na distribuição da SAR induzida nas duas espécies de animais pelo sistema de exposição. A ausência de cataratas nos macacos resultou do fato de que a temperatura na lente estava abaixo do limiar de  $41^{\circ}\text{C}$ , consistente com o mecanismo de indução térmica.

- O trabalho de Bernardi et al. (1998) em que foram realizadas simulações computacionais para uma gama de frequências entre 6 GHz e 30 GHz, nas quais a radiação incidente foi definida como uma onda plana. O estudo demonstrou que a distribuição computacional da SAR no olho humano poderia dar origem a um aumento de temperatura da ordem de  $0,04^{\circ}\text{C}$  na lente do olho, com uma densidade de potência de  $1 \text{ mW}/\text{cm}^2$  a 6 GHz.
- As pesquisas de Hirata et al. (2002) destacando que a frequência de 6 GHz era a mais eficaz para induzir uma máxima elevação térmica no olho humano. Especificamente, foi observado um aumento da temperatura máxima esperada no olho de aproximadamente  $0,06^{\circ}\text{C}$ , para uma densidade de potência incidente de  $1 \text{ mW}/\text{cm}^2$ , sob as condições mais favoráveis, conforme apresentado .

Lin (2003) pesquisou um pequeno número de estudos epidemiológicos de catarata em humanos e concluiu que a opacidade do cristalino nos olhos dos animais de laboratório após a exposição aguda à micro-ondas já era um fato bem conhecido. Era geralmente aceito que a exposição aguda de altos níveis de radiação provocava a opacificação da lente, em animais de laboratório. No entanto, as condições exatas em que poderiam ocorrer estas mudanças em seres humanos ainda era um assunto em debate.

Os trabalhos de DeMarco et al. (2003) e Lazzi et al. (2003) apresentaram uma metodologia para calcular a SAR e a elevação de temperatura no olho humano

em duas dimensões, utilizando a frequência de 2 MHz e a resolução da malha de 0,25 mm. Mediu-se o aumento de temperatura em diferentes posições do olho por meio um microchip que foi implantado no olho humano para a absorção da potência. Foram verificados aumentos de temperatura de aproximadamente 0,6°C no humor vítreo do olho humano e 0,2°C na retina, resultados bem próximos dos experimentos realizados em animais em outros estudos. Os autores ressaltaram que foi inviável realizar os cálculos em três dimensões devido à grande quantidade de memória e ao tempo computacional necessário para efetuar as simulações.

O artigo de Hirata (2005) analisou o efeito da frequência, da polarização e do ângulo de incidência de uma onda eletromagnética plana com frequências de 900 MHz, 1,5 GHz e 1,9 GHz no olho humano. De acordo com os dados obtidos, os maiores valores de elevação de temperatura foram entre 0,303°C e 0,349°C no cristalino do adulto. Os autores concluíram que o aumento da SAR e da temperatura no olho humano induzidos 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. Concluíram também que não houve diferença em relação ao aumento da temperatura no cristalino quando se compararam o modelo do olho de adulto e com o de criança.

Na pesquisa realizada por Buccella et al. (2007b), foi proposto um estudo numérico para investigar a taxa de absorção específica (SAR) e o aumento da temperatura máxima no olho humano sob efeitos de diferentes fontes de campos eletromagnéticos nas frequências de 900 MHz, 1,8 e 2,1 GHz. Utilizou-se um modelo da cabeça humana com resolução de 0,5 mm, focando nos tecidos oculares. Uma onda plana foi considerada como a exposição de campos distantes, enquanto os modelos realistas de celular e antenas dipolo foram utilizados como fontes primárias de exposição de campos próximos. Os resultados obtidos mostraram que as distribuições do aumento de SAR e temperatura dependem da frequência, da posição e do tipo de fonte.

O modelo térmico desenvolvido em Buccella et al. (2007b) foi aplicado à cabeça humana e considerando-se os limites da norma ICNIRP (1998) para a SAR média. As temperaturas máximas encontradas na lente foram de 0,291 a 0,320°C

para a exposição pública geral (assumindo a SAR média de 2 W/kg) e 1,49 a 1,60°C para a exposição ocupacional (assumindo a SAR média de 10 W/kg). Os valores de temperatura limiar utilizados como proteção foi de 3 a 5°C, a partir dos quais ocorre a formação de cataratas, no entanto, a margem de segurança normalmente utilizada em termos de SAR era de dez vezes maior. Os autores sugeriram que fossem adicionadas à legislação os valores limite para os órgãos sensíveis, como o olho, em termos de aumento da temperatura, não apenas em relação à média de SAR, tal como era utilizado àquela época.

Os efeitos da radiação do telefone celular na saúde são discutidos no livro de Lin (2009), nos seguintes capítulos: 1) Aspectos de biologia celular da radiação do telefone móvel; 2) Efeitos cancerígenos da radiação de comunicação sem fio em roedores; 3) Estudos epidemiológicos de telefone celular, uso e risco de câncer; 4) Efeitos cognitivos de campos eletromagnéticos em seres humanos; 5) Hipersensibilidade eletromagnética; 6) Exposição ocupacional em comunicação sem fio e 7) Dosimetria e temperatura, aspectos de exposições à telefonia móvel. O autor conclui que os estudos existentes tinham diversas limitações, tais como, a forma de medição da exposição direta, a falta de informações sobre os riscos ao usuário após longos períodos de uso dos equipamentos de comunicação sem fio, e também, sobre exposições em crianças ainda eram bem limitados, existindo possibilidade de risco. Conclui também que o rápido desenvolvimento da biotecnologia tem aumentado o potencial de detecção de deformações em células e genes, e futuros estudos sobre os efeitos de radiações eletromagnéticas precisam ser realizado utilizando métodos biotecnológicos mais modernos.

Uma pesquisa sobre a resposta do olho humano à perturbação térmica foi apresentado por Shafahi e Vafai (2010). Uma análise bidimensional do aquecimento global do olho foi realizada, utilizando a metodologia de modelar a íris e a esclera como materiais porosos para aproximar ao máximo do real. O ambiente bidimensional de simulação utilizado envolve: córnea, câmara anterior, câmara posterior, íris, esclera, cristalino e humor vítreo. Na pesquisa foram utilizados quatro modelos térmicos diferentes para avaliar a resposta térmica do olho às perturbações externas e internas. Os resultados foram apresentados em termos

de perfis de temperatura ao longo do eixo pupilar. Efeitos de condições extremas do ambiente, da temperatura do sangue, do coeficiente de convecção do sangue, da temperatura ambiente, da porosidade da esclera e da taxa de perfusão em diferentes regiões do olho foram investigados. Concluíram que a presença de circulação do sangue na íris/esclera e hidrodinâmica da região do humor aquoso mantém a diferença de temperatura do globo ocular mais próxima dos outros órgãos do corpo, quando exposto a variações térmicas extremas. O fluxo sanguíneo e a circulação do humor aquoso têm um efeito importante na regulação da temperatura do globo ocular. Este mecanismo torna-se mais pronunciado para as perturbações térmicas maiores, como a irradiação com laser.

O estudo de Wessapan e Rattanadecho (2012) apresentou uma simulação numérica de SAR e distribuição de temperatura no olho humano em 2D. O olho foi exposto a campos eletromagnéticos na frequência de 900 MHz com as densidades potência de 5, 10, 50 e 100 mW/cm<sup>2</sup>. As simulações numéricas deste estudo demonstraram diversas características importantes da absorção de energia no olho humano. Os valores máximos de SAR encontrado foram de 6,763, 13,525, 67,575 e 135,15 W/kg, para as respectivas densidades de potência. Considerando o padrão da ICNIRP (1998) para o nível de segurança, foram definidos os valores máximos de SAR de 2 W/kg (a exposição do público em geral) e 10 W/kg (exposição ocupacional). O valor da SAR obtido neste estudo ultrapassa o valor limite de exposição ocupacional na maioria dos casos, exceto para a densidade de potência de 5 mW/cm<sup>2</sup>. Isto porque os valores da SAR são proporcionais às densidades de potência e produzem o aumento proporcional de temperatura no interior do olho humano. Portanto, no caso de uma densidade de energia abaixo de 5 mW/cm<sup>2</sup>, o valor da SAR não excederá os limites especificados pela norma. O maior aumento de temperatura ocorreu na câmara anterior, com a densidade potência de 100 mW/cm<sup>2</sup>, atingindo 3,052°C. Foram destacados que os próximos trabalhos seriam focados na análise do efeito da variação da temperatura ambiente e nas propriedades dielétricas dos tecidos humano, que dependem da frequência.

O trabalho publicado por Wessapan e Rattanadecho (2013) apresentou uma análise numérica da taxa de absorção específica (SAR) e da transferência de calor

em um modelo de bidimensional do olho humano exposto a campos eletromagnéticos de 900 e 1.800 MHz, com a densidade de potência de 100 mW/cm<sup>2</sup>. Para ambas as frequências, os valores mais elevados de SAR foram obtidos na região da superfície da córnea. Neste local, as frequências de 900 e 1.800 MHz apresentaram valores de SAR de 135,2 e 45,9 W/kg, respectivamente. Os autores encontraram os valores máximos de temperaturas no olho de 3,05 e 3,33°C, para cada frequência respectivamente. Comentaram ainda que o aumento de temperatura pode conduzir à formação de catarata ou à opacificação do capsular posterior, conforme citado em Buccella et al. (2007b).

O trabalho disponibilizado por Gabriel (2015) apresentou um estudo detalhado sobre as propriedades dielétricas dos principais tecidos do corpo humano nas frequências de 10 Hz a 100 GHz.

## 2.2 O método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo - FDTD

Para resolver as equações de Maxwell e o problema térmico computacionalmente, diversos métodos de cálculo numérico podem ser utilizados, como exemplo tem-se o Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD), o Método dos Elementos Finitos (MEF), Método dos Momentos (MoM), Métodos sem Malha (MM) e diversos outros.

Verificou-se, nos exames da literatura, que os métodos mais utilizados para a resolução dos problemas relacionados com este estudo foram o FDTD e MEF. Para os propósitos deste trabalho definiu-se a utilização do FDTD como ferramenta para a resolução das equações de Maxwell e da equação de transferência de calor.

A origem do FDTD se deu a partir do trabalho de 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 e Hagness (2005).

Yee discretizou as equações que descrevem uma onda eletromagnética em um

sistema de coordenadas retangulares tridimensional  $(x, y, z)$  e posicionou as componentes  $\vec{E}$  e  $\vec{H}$  em torno de uma célula estruturada, em que as estas componentes estão localizadas nos nós da célula.

Este método consiste em discretizar o domínio do problema, e em seguida discretiza-se a equação diferencial que resolve o problema por meio do FDTD, possibilitando determinar as incógnitas. As derivadas, que aparecem na equação original do problema, aproximadas por fórmula discreta de diferença. A aplicação dessa fórmula aos pontos do domínio discretizado gera um sistema de equações algébricas, cuja solução fornece os valores das incógnitas do problema em cada um dos pontos discretos. A equação ( 2.1) representa a técnica de diferença central, que será utilizada neste trabalho:

$$f'(x) \approx \frac{f(x + \Delta x) - f(x - \Delta x)}{2\Delta x}. \quad (2.1)$$

Para resolver numericamente a equação de calor por meio do método das diferenças finitas, utiliza-se a técnica Forward-Time Central-Space (FTCS), progressivo no tempo centrado no espaço, que é um método de primeira ordem no tempo e é condicionalmente estável, Hirsch (2007):

$$\frac{\partial u}{\partial t}(x_i, t_n) \approx \frac{u_i^{n+1} - u_i^n}{\Delta t}. \quad (2.2)$$

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

- não requer a inversão de matrizes por ser um método explícito;
- facilidade em implementar técnicas de processamento em paralelo;
- 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;

- 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;
- resolve os problemas transitórios naturalmente, por ser uma técnica no domínio do tempo. Dessa maneira, calcula-se de forma direta a resposta a um impulso de um sistema eletromagnético;
- a limitação em sua capacidade de resolver problemas eletromagnéticos depende apenas dos recursos computacionais disponíveis.

## 2.3 Conclusões

A Tabela 2.2 apresenta um resumo dos principais trabalhos apresentados neste capítulo.

**Tabela 2.2:** *Resumo dos principais trabalhos relacionados*

Trabalho	Tipo de olho	Tipo de fonte	Frequência [GHz]	Potência [mW/cm <sup>2</sup> ]	SAR [W/kg]	$\Delta T$ [°C]
[Bernardi,98]	3D	Plana	6, 18 e 30	1	6,3, 36,56 e 40,4	0,04
[Lazzi,03]	2D	Plana	2 MHz	-		0,0685
[Hirata, 05]	2D	Plana	0,9, 1,5 e 1,9	150		0,349
[Buccella,07]	3D	Plana	2,4	5		0,320
[Wessapan,12]	2D	Plana	0.9	5 a 100	135,15	3,052
[Wessapan,13]	2D	Plana	0.9 e 1,8	100	135,2 e 45,9	3,33

Verifica-se, por meio dos trabalhos apresentados, que existe uma relação entre a radiação emitida pelas antenas dos equipamentos de comunicação sem fio, o aquecimento dos tecidos e a opacidade do cristalino nos olhos de animais e seres humanos. O que ainda necessita de mais investigações são as situações e os tipos de equipamentos capazes de causar as alterações nas propriedades dos tecidos oculares. Será utilizado o FDTD como ferramenta para a resolução das equações de Maxwell e da equação de transferência de calor.

# Capítulo 3

## Metodologia

### 3.1 Introdução

Este capítulo descreve a metodologia utilizada para a implementação computacional do problema proposto neste trabalho.

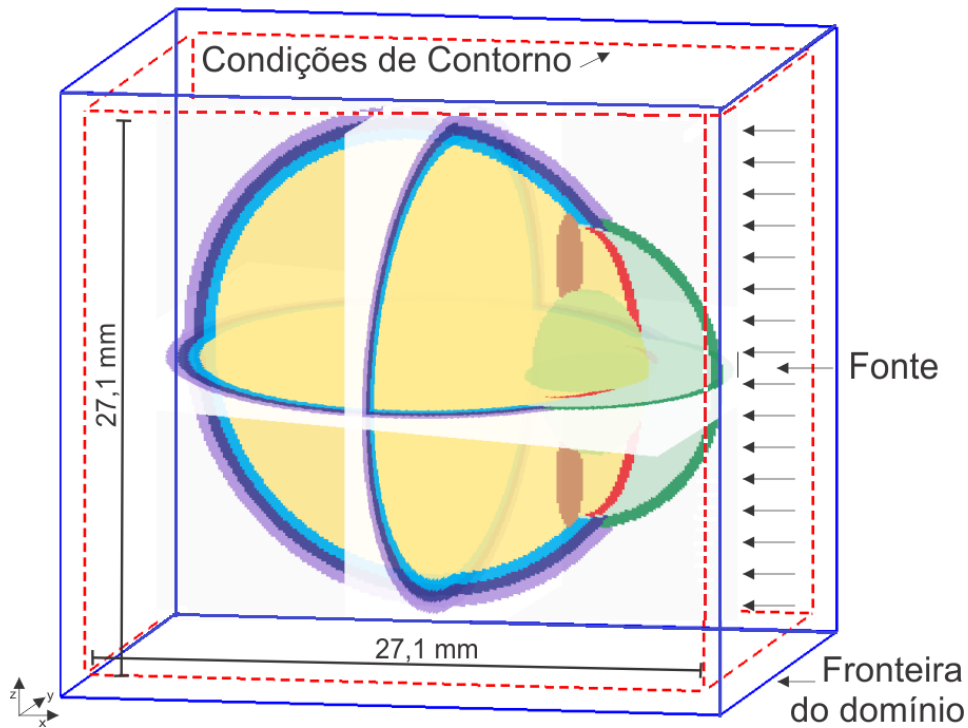
Inicialmente, resolveu-se as equações de Maxwell e a de transferência de calor, ambas equações diferenciais parciais (EDP). Estas equações precisam ser discretizadas por meio do FDTD para que possam ser resolvidas numericamente. Como não é possível resolver um problema computacional em um ambiente infinito devido a limitações de memória e tempo de processamento, definiu-se as fronteiras do domínio em estudo nas quais aplicou-se as condições de contorno para simular o espaço livre, no caso do problema eletromagnético, e a temperatura externa, para o problema térmico.

Para representar o equipamento de comunicação sem fio responsável pela emissão dos campos eletromagnéticos, foi necessário definir um tipo de fonte, no caso uma onda plana.

Posteriormente à definição do domínio inseriu-se o objeto em estudo, o olho humano.

## 3.2 Definição do Problema

Para realizar o cálculo da SAR e do aumento de temperatura no olho humano é necessário conhecer os valores de campo elétrico em cada um dos pontos que compõe o domínio em estudo, representado na Figura 3.1.

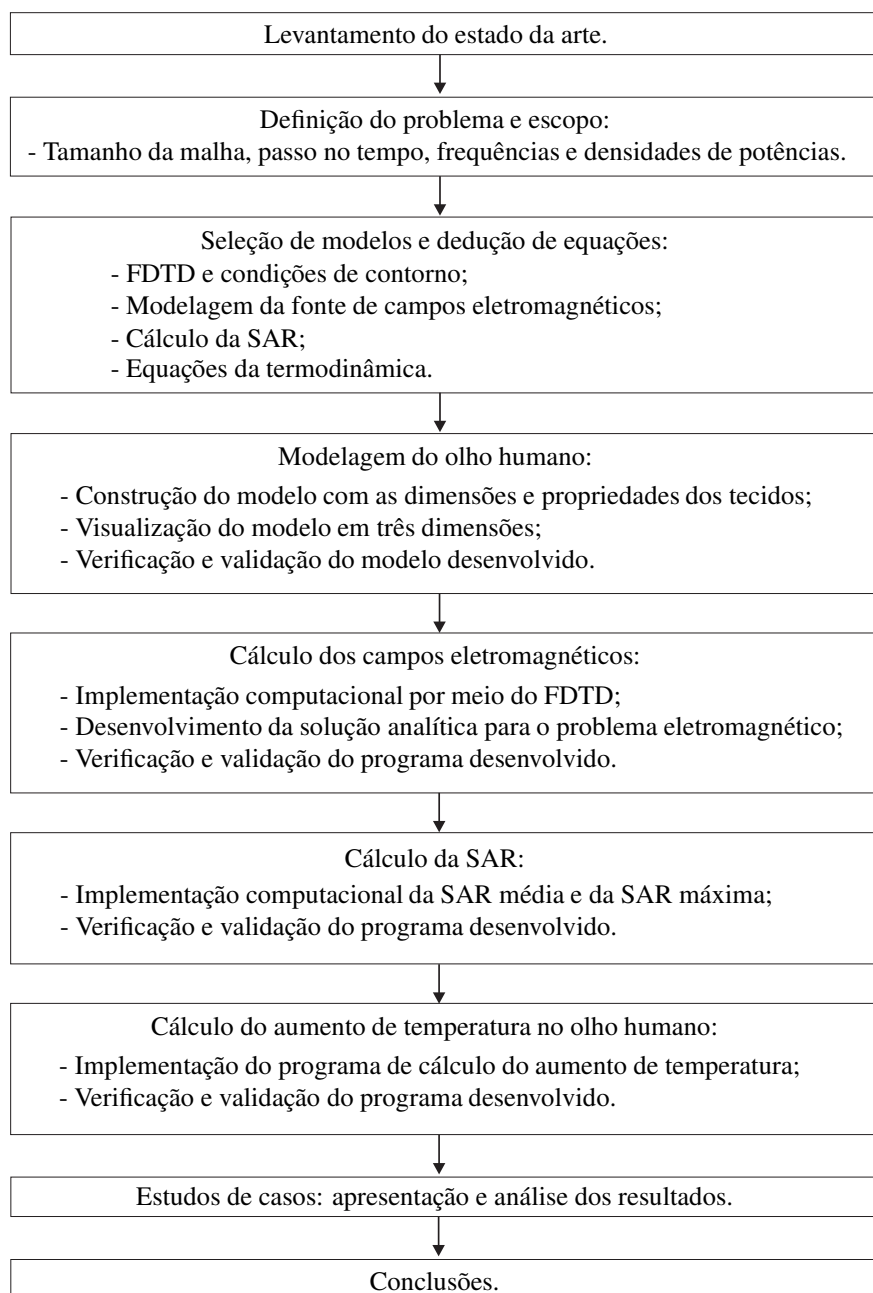


**Figura 3.1:** Domínio computacional em estudo

A fonte dos campos eletromagnéticos é representada por uma onda plana. O cálculo do campo elétrico é realizado por meio das equações de Maxwell, que são um conjunto de equações diferenciais parciais. Já o aumento de temperatura devido à incidência dos campos eletromagnéticos no olho humano é calculado por meio da equação de bio-aquecimento Pennes (1948). Para a resolução destas equações é necessário um método de cálculo numérico, que no caso é o Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo, o FDTD. Como o ambiente de simulação computacional precisa ser limitado, utiliza-se para simular o espaço livre as condições de contorno para truncar o domínio.

A metodologia utilizada na elaboração deste trabalho está representada no fluxograma da Figura 3.2 e detalhada a seguir.

Inicialmente realizou-se o levantamento do estado da arte por meio da análise



**Figura 3.2:** Fluxograma representando a metodologia utilizada

e um breve relato de diversos artigos científicos e livros da área.

Em seguida definiu-se o problema e escopo a ser estudado, tais como, as frequências e as densidades de potências dos campos eletromagnéticos, o domínio computacional, o tamanho da malha e o passo no tempo.

Posteriormente realizou-se a seleção de modelos e as deduções matemáticas necessárias para resolver as equações de Maxwell por meio do FDTD, as condições

de contorno, a fonte a ser utilizada para o cálculo dos campos eletromagnéticos, a SAR e a análise termodinâmica.

O próximo passo foi a construção do modelo do olho humano com as dimensões e propriedades dos tecidos, utilizando-se da visualização do modelo em três dimensões para a verificação e validação do desenvolvimento.

Foi necessário desenvolver um programa para calcular os campos eletromagnéticos por meio de simulações utilizando o FDTD, utilizando-se com base em Elsherbeni e Demir (2009). Para verificar o correto funcionamento do programa utilizado, desenvolveu-se uma solução analítica para o problema eletromagnético de uma esfera dielétrica iluminada por uma onda plana, Harrington (2001). A comparação dos resultados numéricos e analíticos permitiu a verificação e validação do programa desenvolvido.

Com os valores dos campos eletromagnéticos já calculados, o passo seguinte foi realizar a construção de um programa para o cálculo da taxa de absorção específica, a SAR.

Finalmente, tem-se a formulação utilizada para o cálculo do aumento de temperatura no olho humano.

### 3.3 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 (2012). Escritas na forma diferencial, considerando correntes e cargas magnéticas, as equações de Maxwell são:

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} - \vec{M} \quad (3.1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{J} \quad (3.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_e \quad (3.3)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = \rho_m \quad (3.4)$$

onde  $\vec{E}$ : vetor intensidade campo elétrico (V/m);  $\vec{H}$ : vetor intensidade campo magnético (A/m);  $\vec{D}$ : vetor densidade fluxo elétrico (C/m<sup>2</sup>);  $\vec{B}$ : vetor densidade fluxo magnético (Wb/m<sup>2</sup>);  $\vec{J}$ : vetor densidade de corrente elétrica (A/m<sup>2</sup>);  $\vec{M}$ : vetor densidade de corrente magnética (V/m<sup>2</sup>);  $\rho_e$ : densidade volumétrica de cargas elétrica (C/m<sup>3</sup>);  $\rho_m$ : densidade volumétrica de cargas magnética (Wb/m<sup>3</sup>).

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

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (3.5)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (3.6)$$

onde  $\mu$  é a permeabilidade magnética (H/m) e  $\epsilon$  a permissividade elétrica (F/m).

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

$$\epsilon_r = \epsilon/\epsilon_0, \quad (3.7)$$

$$\mu_r = \mu/\mu_0, \quad (3.8)$$

em que  $\epsilon_0$  é a permissividade elétrica no espaço livre,  $\epsilon_0 = 10^{-9}/(36 \cdot \pi)$ , em F/m e  $\mu_0$  é a permeabilidade magnética do espaço livre,  $\mu_0 = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$ , em H/m.

A densidade de corrente elétrica  $\vec{J}$  é a soma da densidade de corrente de condução  $\vec{J}_c = \sigma^e \vec{E}$  e a densidade de corrente elétrica impressa  $\vec{J}_i$ . Assim  $\vec{J} = \vec{J}_c + \vec{J}_i$ . De maneira similar, a densidade de corrente magnética,  $\vec{M} = \vec{M}_c + \vec{M}_i$ , com  $\vec{M}_c = \sigma^m H$ ; onde  $\sigma^e$  é a condutividade elétrica (S/m), e  $\sigma^m$  é a condutividade magnética ( $\Omega/m$ ). Desenvolvendo-se ( 3.1) a ( 3.4) e utilizando as relações constitutivas ( 3.5) e ( 3.6), pode-se reescrever as equações de Maxwell como:

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} - \sigma^m \vec{H} - \vec{M}_i, \quad (3.9)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \sigma^e \vec{E} + \vec{J}_i. \quad (3.10)$$

As equações ( 3.9) a ( 3.10) podem ser decompostas em três equações escalares para o espaço tridimensional. Logo, as equações podem ser representadas em seis equações escalares no sistema de coordenadas cartesiano (x, y, z):

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon_x} \left( \frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma_x^e E_x - J_{ix} \right), \quad (3.11)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon_y} \left( \frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} - \sigma_y^e E_y - J_{iy} \right), \quad (3.12)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon_z} \left( \frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma_z^e E_z - J_{iz} \right), \quad (3.13)$$

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu_x} \left( \frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} - \sigma_x^m H_x - M_{ix} \right), \quad (3.14)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu_y} \left( \frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} - \sigma_y^m H_y - M_{iy} \right), \quad (3.15)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu_z} \left( \frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} - \sigma_z^m H_z - M_{iz} \right). \quad (3.16)$$

Os parâmetros  $\epsilon_x$ ,  $\epsilon_y$ , e  $\epsilon_z$  estão associados aos componentes do campo elétrico  $E_x$ ,  $E_y$ , e  $E_z$  por meio das relações constitutivas  $D_x = \epsilon_x E_x$ ,  $D_y = \epsilon_y E_y$ , e  $D_z = \epsilon_z E_z$ , respectivamente. Similarmente, parâmetros  $\mu_x$ ,  $\mu_y$ , e  $\mu_z$  são associados aos componentes do campo magnético  $H_x$ ,  $H_y$ , e  $H_z$  por meio das relações constitutivas  $B_x = \mu_x H_x$ ,  $B_y = \mu_y H_y$ , e  $B_z = \mu_z H_z$ , respectivamente.

### 3.3.1 Cálculo dos campos eletromagnéticos por meio do FDTD

Para resolver as equações de ondas representadas em ( 3.11) a ( 3.16) por meio do FDTD, é necessário realizar a discretização numérica. Neste trabalho utilizou-se o método da diferença central, conforme ( 2.1). Após realizar a discretização

das equações de onda, as seis equações que definem as componentes do campos elétricos e magnéticos e seus respectivos coeficientes são descritos por ( 3.17) e ( 3.18), conforme Elsherbeni e Demir (2009).

$$\begin{aligned}
E_x^{n+1}(i, j, k) &= C_{exe}(i, j, k) \times E_x^n(i, j, k) \\
&+ C_{exhz}(i, j, k) \times (H_z^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) - H_z^{n+\frac{1}{2}}(i, j - 1, k)) \\
&+ C_{exhy}(i, j, k) \times (H_y^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) - H_y^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k - 1)) \\
&+ C_{exj}(i, j, k) \times F_{ix}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k),
\end{aligned} \tag{3.17}$$

onde,

$$C_{exe}(i, j, k) = \frac{2\varepsilon_x(i, j, k) - \Delta t \sigma_x^e(i, j, k)}{2\varepsilon_x(i, j, k) + \Delta t \sigma_x^e(i, j, k)}, \tag{3.18}$$

$$C_{exhz}(i, j, k) = \frac{2\Delta t}{(2\varepsilon_x(i, j, k) + \Delta t \sigma_x^e(i, j, k)) \Delta y}, \tag{3.19}$$

$$C_{exhy}(i, j, k) = -\frac{2\Delta t}{(2\varepsilon_x(i, j, k) + \Delta t \sigma_x^e(i, j, k)) \Delta z}, \tag{3.20}$$

$$C_{exj}(i, j, k) = -\frac{2\Delta t}{2\varepsilon_x(i, j, k) + \Delta t \sigma_x^e(i, j, k)}. \tag{3.21}$$

$$\tag{3.22}$$

No qual  $E_y$  e  $E_z$  podem ser obtidos de maneira semelhante. Já para o campo eletromagnético, tem-se:

$$\begin{aligned}
H_x^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) &= C_{hah}(i, j, k) \times H_x^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \\
&+ C_{haxey}(i, j, k) \times (E_y^n(i, j, k + 1) - E_y^n(i, j, k)) \\
&+ C_{haxez}(i, j, k) \times (E_z^{n+\frac{1}{2}}(i, j + 1, k) - E_z^n(i, j, k)) \\
&+ C_{hxm}(i, j, k) \times M_{ix}^n(i, j, k),
\end{aligned} \tag{3.23}$$

em que

$$C_{hzh}(i, j, k) = \frac{2\mu_x(i, j, k) - \Delta t\sigma_x^m(i, j, k)}{2\mu_x(i, j, k) + \Delta t\sigma_x^m(i, j, k)}, \quad (3.24)$$

$$C_{hxy}(i, j, k) = \frac{2\Delta t}{(2\mu_x(i, j, k) + \Delta t\sigma_x^m(i, j, k))\Delta z}, \quad (3.25)$$

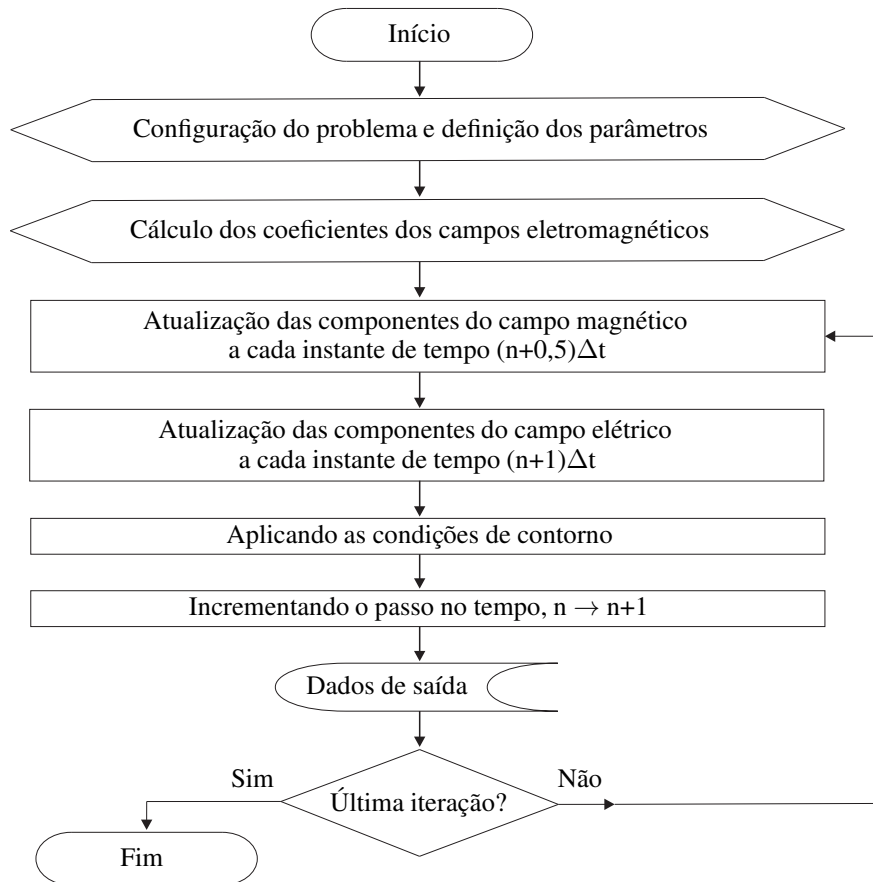
$$C_{hxez}(i, j, k) = -\frac{2\Delta t}{(2\mu_x(i, j, k) + \Delta t\sigma_x^m(i, j, k))\Delta y}, \quad (3.26)$$

$$C_{hxm}(i, j, k) = -\frac{2\Delta t}{2\mu_x(i, j, k) + \Delta t\sigma_x^m(i, j, k)}. \quad (3.27)$$

$$(3.28)$$

As componentes  $H_y$  e  $H_z$  podem ser obtidos de maneira semelhante.

A sequência dos cálculos dos campos elétricos e magnéticos por meio do FDTD está representada na Figura 3.3 e detalhada a seguir, conforme Elsherbeni e Demir (2009).



**Figura 3.3:** Fluxograma representando a solução de um problema no FDTD

O primeiro passo deste algoritmo é a definição do domínio - incluindo os objetos, os tipos de materiais e as fontes - e também de quaisquer outros parâmetros que serão utilizados durante os cálculos do FDTD.

Em seguida, os termos de coeficiente constantes em ( 3.17) e ( 3.23) serão calculados e armazenados em forma de matrizes, antes do início da iteração. As componentes de campo serão definidas como matrizes e inicializadas com zeros, visto que os valores iniciais dos campos no espaço de problemas na maioria dos casos são iguais a zero, e os campos serão induzidos no espaço do problema, devido às fontes como o início das iterações.

A cada iteração as componentes do campo de magnético são atualizadas para o instante de tempo  $(n+0,5)\Delta t$  por meio de ( 3.23). Em seguida, as componentes do campo elétrico são atualizadas para os instantes de tempo  $(n+1)\Delta t$ , utilizando ( 3.17).

Como os problemas a serem resolvidos possuem um espaço finito, as condições de contorno específicas podem ser aplicadas sobre os limites do espaço do problema. Portanto, as componentes de campo sobre as condições de contorno do problema são tratadas de acordo com o tipo de condição durante cada iteração.

Após os campos serem atualizados e as condições de contorno aplicadas, os valores desejados de quaisquer componentes de campo podem ser capturados e armazenados como dados de saída. E estes dados podem ser utilizados para o processamento em tempo real ou de pós-processamento para calcular outros parâmetros desejados.

As iterações do FDTD podem continuar até que algum critério de parada seja alcançado, como, por exemplo, um determinado tempo de simulação.

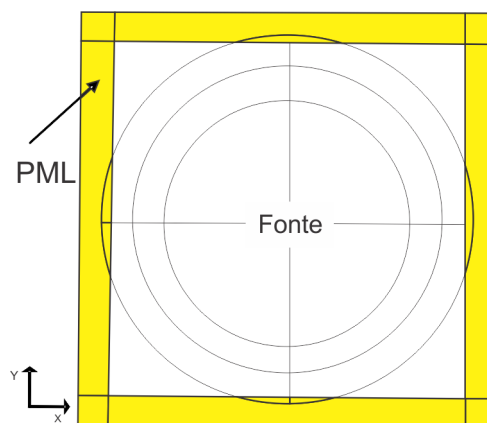
### 3.3.2 Condição de contorno

As condições de contorno absorventes (absorbing boundary conditions - ABCs) têm como objetivo tornar as fronteiras, que limitam o domínio computacional, invisíveis para todas as ondas eletromagnéticas que se propagam para fora 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.

Uma condição de contorno bastante utilizada em eletromagnetismo é a camada perfeitamente casada (Perfectly Matched Layer - PML) que foi proposta por Berenger (1994). A ideia principal é implementar uma borda absorvente e transparente ao redor do domínio, simulando o espaço livre, conforme apresentado na Figura 3.4.



**Figura 3.4:** *Modelo das condições de contorno - PML*

A PML funciona bem quando é implementada suficientemente longe do objeto em estudo. No entanto, isso aumenta o número de células em um domínio computacional FDTD e, conseqüentemente, aumenta a memória computacional necessária e tempo de simulação.

Devido a este problema surgiu a Convolutional Perfectly Matched Layer, CPML, que é uma forma mais eficiente de implementar a PML Elsherbeni e Demir (2009). Portanto, usando a CPML, os limites podem ser colocados mais perto dos objetos no domínio do problema, economizando tempo de simulação e memória, evitando, assim, a desvantagem da PML mencionada anteriormente.

Neste trabalho utilizou-se a CPML, que é uma condição absorvente considerada perfeitamente casada, uma vez que as ondas eletromagnéticas podem

penetrá-la sem reflexão na interface meio-CPML, para qualquer ângulo de incidência e frequência. Isto é possível por separar as componentes do campo elétrico e magnético, adotando valores adequados de condutividade elétrica,  $\sigma$ , e condutividade magnética,  $\sigma^*$ , 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 em Taflove e Hagness (2005).

Considerando um problema tridimensional, a CPML é representada por meio de ( 3.29) a ( 3.40), conforme apresentado:

$$\varepsilon_0 \frac{\partial E_{xy}}{\partial t} + \sigma_{pey} E_{xy} = \frac{\partial(H_{zx} + H_{zy})}{\partial y}, \quad (3.29)$$

$$\varepsilon_0 \frac{\partial E_{xz}}{\partial t} + \sigma_{pez} E_{xz} = -\frac{\partial(H_{yx} + H_{yz})}{\partial z}, \quad (3.30)$$

$$\varepsilon_0 \frac{\partial E_{yx}}{\partial t} + \sigma_{pex} E_{yx} = -\frac{\partial(H_{zx} + H_{zy})}{\partial x}, \quad (3.31)$$

$$\varepsilon_0 \frac{\partial E_{yz}}{\partial t} + \sigma_{pez} E_{yz} = \frac{\partial(H_{xy} + H_{xz})}{\partial z}, \quad (3.32)$$

$$\varepsilon_0 \frac{\partial E_{zx}}{\partial t} + \sigma_{pex} E_{zx} = \frac{\partial(H_{yx} + H_{yz})}{\partial x}, \quad (3.33)$$

$$\varepsilon_0 \frac{\partial E_{zy}}{\partial t} + \sigma_{pey} E_{zy} = -\frac{\partial(H_{xy} + H_{xz})}{\partial y}, \quad (3.34)$$

já as modificações das equações de Maxwell para os campos magnéticos são representadas por ( 3.35) a ( 3.40):

$$\mu_0 \frac{\partial H_{xy}}{\partial t} + \sigma_{pey} H_{xy} = \frac{\partial(E_{zx} + E_{zy})}{\partial y}, \quad (3.35)$$

$$\mu_0 \frac{\partial H_{xz}}{\partial t} + \sigma_{pez} H_{xz} = -\frac{\partial(E_{yx} + E_{yz})}{\partial z}, \quad (3.36)$$

$$\mu_0 \frac{\partial H_{yz}}{\partial t} + \sigma_{pex} H_{yz} = -\frac{\partial(E_{xy} + E_{xz})}{\partial z}, \quad (3.37)$$

$$\mu_0 \frac{\partial H_{yx}}{\partial t} + \sigma_{pez} H_{yx} = \frac{\partial(E_{zx} + E_{zy})}{\partial x}, \quad (3.38)$$

$$\mu_0 \frac{\partial H_{zy}}{\partial t} + \sigma_{pex} H_{zy} = \frac{\partial(E_{xy} + E_{xz})}{\partial y}, \quad (3.39)$$

$$\mu_0 \frac{\partial H_{zx}}{\partial t} + \sigma_{pey} H_{zx} = -\frac{\partial(E_{yx} + E_{yz})}{\partial x}. \quad (3.40)$$

A condição de correspondência para a CPML em três dimensões está representada por meio de ( 3.41) a ( 3.43):

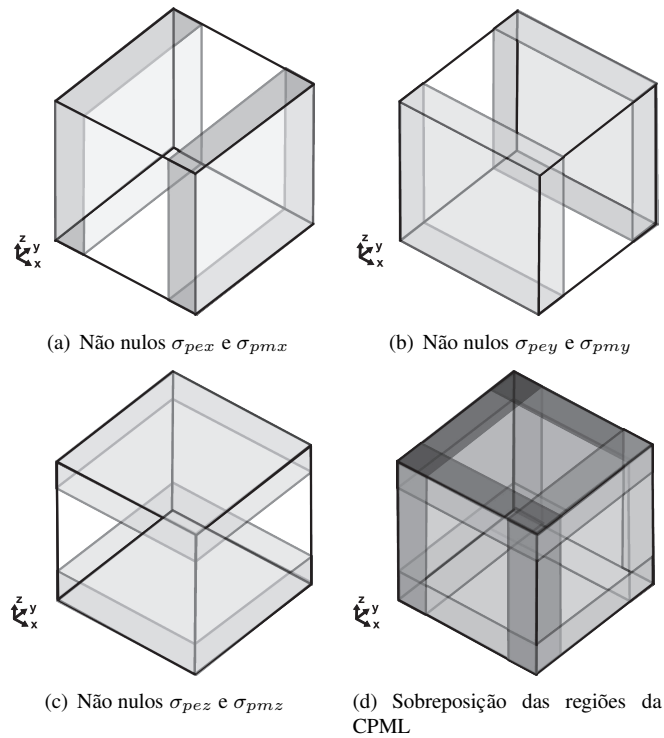
$$\frac{\sigma_{pex}}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma_{pmx}}{\mu_0}, \quad (3.41)$$

$$\frac{\sigma_{pey}}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma_{pmy}}{\mu_0}, \quad (3.42)$$

$$\frac{\sigma_{pez}}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma_{pmz}}{\mu_0}, \quad (3.43)$$

em que os  $\sigma_p$  representam a condutividade elétrica em cada região da Figura 3.5,  $\varepsilon_0$  e  $\mu_0$  representam a permissividade e a permeabilidade do vácuo.

Nas regiões da CPML deve-se atribuir valores de condutividade que satisfaça à condições definidas por ( 3.41) a ( 3.43). Esta condição garante a existência de uma região de valores não nulos de  $\sigma_{pex}$ ,  $\sigma_{pmx}$ ,  $\sigma_{pey}$ ,  $\sigma_{pmy}$ ,  $\sigma_{pez}$  e  $\sigma_{pmz}$ , que são necessários para o funcionamento da CPML, conforme Elsherbeni e Demir (2009) e representado na Figura 3.5.



**Figura 3.5:** Regiões de valores não nulos da CPML

### 3.3.3 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.

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. Estes valores, representados por  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  e  $\Delta z$ , influenciam a velocidade de propagação das ondas eletromagnéticas na malha.

Uma relação amplamente utilizada na literatura, e também apresentada em Taflove e Hagness (2005), é obtida considerando-se sempre o menor valor de  $\Delta$  encontrado, de acordo com as seguintes condições: 1) adotar vinte células por comprimento de onda,  $\lambda$ , conforme ( 3.44); 2) utilizar dez células para representar a menor dimensão do objeto em estudo, ( 3.45):

$$\Delta < \frac{\lambda}{20}, \quad (3.44)$$

ou

$$\Delta < \frac{\text{Menor dimensão}}{10}. \quad (3.45)$$

Ao respeitar estas relações, garante-se o bom funcionamento do método numérico em relação às diferenças de velocidade de propagação da onda na malha.

Analisando a primeira condição, ( 3.44), verifica-se que os comprimentos de onda aproximados para as frequências em estudo são de 158 mm para 1,9 GHz, 125 mm para 2,4 GHz e de 60 mm para 5,1 GHz. Logo, considerando o pior caso, o  $\Delta$  deverá ser menor que 60 mm/20, ou seja, 3 mm.

Para a segunda condição, ( 3.45), observa-se que a dimensão da menor estrutura presente no olho humano é a córnea, que possui uma espessura 0,52 mm,

conforme Hogan (1971) e Geneser (2003). Logo, o  $\Delta$  deverá ser menor que 0,52 mm/10, ou seja, 0,052 mm.

Conclui-se que os valores de  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  e  $\Delta z$  para a malha serão de 0,052 mm, atendendo às duas condições.

Para que haja garantia de estabilidade do método das diferenças finitas no domínio do tempo, o critério de estabilidade de Courant deve ser observado, em malhas tridimensionais é definido por ( 3.46), conforme Elsherbeni e Demir (2009):

$$\Delta t \leq \frac{1}{v_{max} \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}}, \quad (3.46)$$

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

Para uma célula cúbica, em que  $\Delta = \Delta x = \Delta y = \Delta z$ , ( 3.46) torna-se:

$$\Delta t \leq \frac{1}{v_{max}} \frac{\Delta}{\sqrt{3}}. \quad (3.47)$$

Cabe ressaltar que ( 3.47) é comumente utilizada na literatura como apresentada em ( 3.48), chamada de fator de *Courant*, sendo que o  $\Delta t$  em ( 3.48) continua garantidamente sendo menor que ( 3.47):

$$\Delta t \leq \frac{\Delta}{c}, \quad (3.48)$$

em que  $c$  é a velocidade da luz.

De acordo com ( 3.48), o valor de  $\Delta t$  é de 0,17 ps. É importante estabelecer o fator de *Courant*, que determina o quanto o  $\Delta t$  será menor que o valor definido por ( 3.48). Neste trabalho utilizou-se o fator de *Courant* de 0,9, logo o valor de  $\Delta t$  utilizado foi de 0,15 ps.

Cabe ressaltar que quanto menor for o valor de  $\Delta t$ , maior será o tempo de processamento. Porém, para uma melhor resolução esse incremento deverá ser o

menor possível.

### 3.4 Modelagem da fonte de campos eletromagnéticos

Um dos aspectos mais importantes em qualquer simulação envolvendo eletromagnetismo 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 irradiado pela antena. As frequências de 1,9, 2,4 GHz e 5,1 GHz foram escolhidas por serem amplamente utilizadas em equipamentos de sistemas sem fio atualmente.

Os valores de potência irradiada pelos equipamentos foram obtido por meio de medições fornecidas pela Anatel (2015). A partir da potência irradiada apresentada na especificação dos equipamentos, calculou-se a densidade de potência considerando que os equipamentos emissores dos campos eletromagnéticos estarão a 30, 15 e 2 cm do olho humano. Estas distâncias foram definidas por serem as distâncias em que grande parte das pessoas mantêm seus aparelhos de comunicação afastado do olho durante o uso no dia a dia. Os valores utilizados estão representados na Tabela 3.1.

**Tabela 3.1:** Definições das fontes de campos eletromagnéticos

Frequência (GHz)	Potência (W)	Tecnologia	Densidade de Potência ( $mW/m^2$ )			Campo Elétrico (V/m)		
			Distância (cm)			Distância (cm)		
			30	15	2	30	15	2
1,9	0,207	4G	183	732	41181	11,8	23,5	176,2
2,4	0,138	<i>Wi-Fi/Bluetooth</i>	122	488	27454	9,6	19,2	143,9
5,1	0,143	<i>Wi-Fi</i>	126	506	28449	9,8	19,5	146,5

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  $z = constante$ . Esta aproximação é utilizada frequentemente na literatura, conforme apresentado em Taflove e Brodwin (1975), Bernardi et al. (1998), Lazzi et al. (2003), Hirata

(2005), Buccella et al. (2007b), Wessapan e Rattanadecho (2012) e Wessapan e Rattanadecho (2013).

A região de campo distante é definida por meio de ( 3.49), Balanis (2012):

$$r \geq 2 \frac{D^2}{\lambda}, \quad (3.49)$$

onde  $r$  é a distância a partir da qual poderá ser considerado campo distante,  $D$  é a maior dimensão da antena e  $\lambda$  é o comprimento de onda.

Considerando a frequência de estudo de 1,9 GHz e a maior dimensão da antena como  $\lambda/4$ , tem-se a região de campo distante após 2 cm de distância da antena. Para 2,4 GHz a partir de 1,6 cm. Já para a outra frequência em estudo, de 5,1 GHz, utilizando as mesmas considerações, consideram-se as ondas como planas a partir de 0,8 cm. Outra situação possível é considerar a maior dimensão da antena como  $\lambda/8$ . Assim, a região de campo distante seria a partir de 0,5 cm da antena para 1,9 GHz, de 0,4 cm para 2,4 GHz e 0,2 cm para 5,1 GHz. Logo, verifica-se que a região de campo distante atende aos objetivos deste trabalho, uma vez que grande parte dos usuários de dispositivos móveis utilizam os aparelhos a distâncias maiores que 2 cm do olho.

Os campos eletromagnéticos são perpendiculares entre si e entre a direção de propagação, representando uma onda transversal eletromagnética ou onda TEM. Em ( 3.50) tem-se a definição da fonte de tensão senoidal,

$$\text{fonte}(n) = E_{x0} \cdot \text{sen}(\omega \cdot n \cdot dt - \beta_z), \quad (3.50)$$

em que  $\omega$  representa a frequência angular,  $n$  é o instante de tempo,  $\beta_z$  é a constante de fase e o  $E_{x0}$  é a amplitude do campo elétrico polarizado na direção  $x$ .

A densidade de potência média,  $W_z$  média, é calculada por meio de ( 3.51).

$$W_z \text{ média} = \frac{1}{2} \frac{(E_{x0})^2}{\eta}, [W/m^2], \quad (3.51)$$

em que  $\eta$  é a impedância intrínseca do meio.

Por meio dessa equação, é possível encontrar o valor do campo elétrico,  $E_{x0}$ , a ser definido na equação da fonte, para cada densidade de potência de interesse.

Neste trabalho será utilizada uma fonte definida como Multi RF, que representa o somatório das fontes eletromagnéticas nas três frequências apresentadas, simulando um dispositivo móvel com todos os serviços de comunicação sem fio sendo utilizado. Os detalhes desta implementação será apresentado posteriormente.

### 3.5 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, tais como ICNIRP (1998), IEEE (2005) e Anatel (2015). É importante ressaltar que existem outras normas em desenvolvimentos, mas que ainda estão em fases de elaboração e não são utilizadas oficialmente, dentre elas, pode-se citar a IEC (2015).

Como os valores de SAR são muito difíceis de serem medidos, utiliza-se, usualmente, a densidade de potência e, em seguida, calcula-se o valor da SAR.

A SAR pode ser relacionada com o campo elétrico por meio de ( 3.52).

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} \text{ [W/kg]}, \quad (3.52)$$

em que  $|E|$  representa o módulo do campo elétrico (V/m),  $\sigma$  condutividade elé-

trica (S/m) e  $\rho$  o peso específico (kg/m<sup>3</sup>) de cada material.

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

Atribuem-se, então, os seguintes fatores de segurança, de acordo com o tipo de exposição que possa ocorrer: 1) para 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; 2) para 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, normalmente, não estão conscientes ou prevenidos dos riscos de exposição à 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.

### 3.5.1 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 ICNIRP (1998), IEEE (2005) que também são seguidas pela Agência Nacional de Telecomunicações,

Anatel (2015). Para exposição a campos eletromagnéticos na faixa de 3 kHz a 300 GHz, o valor da a SAR máxima para a exposição de público em geral é de 2 W/kg.

### 3.5.2 Cálculo da SAR

Após a solução do problema eletromagnético, é efetuado o cálculo da SAR. Este cálculo é relacionado com o campo elétrico por ( 3.53).

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} (|E_x|^2 + |E_y|^2 + |E_z|^2) \text{ [W/kg]}, \quad (3.53)$$

em que  $E_x$ ,  $E_y$  e  $E_z$  são os valores de pico das componentes do vetor do campo elétrico, enquanto  $\sigma$  e  $\rho$  são, respectivamente, a condutividade elétrica e a densidade de massa do tecido considerado.

Todos os valores da SAR referentes a cada uma das células de tecidos que compõem o modelo do olho desenvolvido ficarão armazenados, permitidos as análises posteriores e também o cálculo do aumento de temperatura.

Quando tem-se diversas fonte de campo eletromagnético em um único dispositivo, o valor da SAR total, considerando que são  $N$  fontes não correlacionadas, é a soma da SAR para cada uma das  $N$  fontes, conforme Mahfouz et al. (2012) e ITU (2015). A SAR total está representada por ( 3.54):

$$SAR_{total} = \sum_1^n SAR_i \text{ [W/kg]}, \quad (3.54)$$

Neste trabalho defini-se uma fonte Multi RF que representa a SAR total originada da soma da SAR para cada uma das fontes: 1,9, 2,4 e 5,1 GHz. Esta SAR total será utilizada como parâmetro de entrada no cálculo do bio-aquecimento.

### 3.6 Equação de bio-aquecimento

Para o cálculo do aumento de temperatura induzido nos tecidos expostos a campos eletromagnéticos, utilizam-se as equações da termodinâmica. Os perfis de aquecimento no interior do olho são avaliados por meio da equação de bio-aquecimento, *Bioheat*.

Esta equação iguala o calor acumulado por unidade de tempo e por unidade de volume do corpo ao aumento de temperatura por unidade de tempo multiplicado pela capacitância térmica de 1  $m^3$  de tecido, dada pelo produto entre o calor específico  $C$  [ $J/(kg \cdot ^\circ C)$ ] e a densidade do tecido  $\rho$  [ $kg/m^3$ ], conforme Bernardi et al. (1998).

Para o aumento de temperatura no olho humano a equação de *Bioheat* é definida por ( 3.55), conforme Pennes (1948) e Buccella et al. (2007b):

$$C\rho\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(K\nabla T) + \rho(SAR) + A - B(T - T_b) [W/m^3], \quad (3.55)$$

onde  $T$  representa a temperatura do tecido que se deseja calcular e  $T_b$  a do sangue, em graus Celsius. O  $C$  representa o calor específico do tecido [ $J/(kg \cdot ^\circ C)$ ],  $K$  a condutividade térmica do tecido [ $J/(s \cdot m \cdot ^\circ C)$ ],  $A$  a geração metabólica de calor ( $W/m^3$ ), e  $B$  é o termo associado à perfusão sanguínea [ $W/^\circ C \cdot m^3$ ], conforme ( 3.56):

$$B = C_b W_b = C_b \rho_b \rho F, \quad (3.56)$$

em que,  $C_b = 3.900 J/(kg \cdot ^\circ C)$  é o calor específico do sangue,  $W_b$  é a perfusão sanguínea [ $kg/m^3 \cdot s$ ], que está relacionada à vascularização do tecido.

A troca de calor entre a superfície externa do tecido e o ar é levada em consideração pela seguinte condição de contorno, ( 3.57):

$$-K \left( \frac{\partial T}{\partial N} \right)_s = H(T - T_e), \quad (3.57)$$

onde  $H$  [ $W/m^{-2} \cdot ^\circ C$ ] é o coeficiente de convecção, que leva em conta a radiação, convecção e efeitos de evaporação, e  $T_e$  é a temperatura do fluido (correspondente ao ar). Nas interfaces da pele como o ar e da córnea com o ar são assumimos um coeficiente convectivo  $H = 10,5$  e  $H = 20$   $W/(m^2 \cdot ^\circ C)$ , respectivamente, e a temperatura do ar é considerada  $T_e = 23^\circ C$ , Buccella et al. (2007a).

É importante observar que existem diferenças significativas entre os tecidos, como por exemplo, o cristalino que é avascular, ou seja, não existe a circulação sanguínea, o que deverá ser considerado na formulação matemática, excluindo o fator de resfriamento devido à circulação do sangue, o que não ocorre nos demais tecidos.

### 3.6.1 Cálculo do aumento de temperatura por meio do FDTD

Para que seja realizado o cálculo computacional do aumento de temperatura será necessário discretizar ( 3.55) a ( 3.58). A discretização será efetuada utilizando o método das diferenças finitas no domínio do tempo. Diversos trabalhos utilizam esta técnica para a solução do problema térmico, tais como Bernardi et al. (1998), Gandhi et al. (2001), Yioultsis et al. (2002), Hirata (2005), Hirata et al. (2006), Buccella et al. (2007a) e Buccella et al. (2007b). Os detalhes desta implementação serão apresentados nesta seção.

#### 3.6.1.1 Equação de bio-aquecimento

Sabe-se, por definição, que se  $K$  é homogêneo,  $\nabla \cdot \nabla T = \nabla^2 T$ , desta maneira ( 3.55) poder ser reescrita como:

$$C\rho \frac{\partial T}{\partial t} = K\nabla^2 T + \rho(SAR) + A - B(T - T_b). \quad (3.58)$$

Ao discretizar o operador laplaciano em três dimensões, ( 3.59), por meio do método da diferença central obtém-se ( 3.60):

$$\nabla^2 T = \left( \frac{\partial T^2}{\partial x^2} + \frac{\partial T^2}{\partial y^2} + \frac{\partial T^2}{\partial z^2} \right), \quad (3.59)$$

$$\begin{aligned} \nabla^2 T = & \left( \frac{T_{i+1,j,k} - 2T_{i,j,k} + T_{i-1,j,k}}{\Delta x^2} \right) + \left( \frac{T_{i,j+1,k} - 2T_{i,j,k} + T_{i,j-1,k}}{\Delta y^2} \right) \\ & + \left( \frac{T_{i,j,k+1} - 2T_{i,j,k} + T_{i,j,k-1}}{\Delta z^2} \right). \end{aligned} \quad (3.60)$$

Considerando uma malha com mesmos tamanhos em todas as direções,  $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta$ , pode-se simplificar ( 3.60) e obter ( 3.61):

$$\begin{aligned} \nabla^2 T = & \left( \frac{T_{i+1,j,k} + T_{i-1,j,k} + T_{i,j+1,k} + T_{i,j-1,k}}{\Delta^2} \right) \\ & + \left( \frac{T_{i,j,k+1} + T_{i,j,k-1} - 6T_{i,j,k}}{\Delta^2} \right). \end{aligned} \quad (3.61)$$

Discretizando ( 3.58) por meio do método FTCS (Forward-Time Central-Space), descrito em( 2.2), obtêm-se ( 3.62):

$$C\rho \frac{T_{i,j,k}^{n+1} - T_{i,j,k}^n}{\Delta t} = K\nabla^2 T + \rho SAR_{i,j,k} + A - B(T_{i,j,k}^n - T_b), \quad (3.62)$$

substituindo o  $K\nabla^2 T$  de ( 3.62) por ( 3.61), tem-se:

$$\begin{aligned} C\rho \frac{T_{i,j,k}^{n+1} - T_{i,j,k}^n}{\Delta t} = & K \left( \frac{T_{i+1,j,k} + T_{i-1,j,k} + T_{i,j+1,k} + T_{i,j-1,k}}{\Delta^2} \right) \\ & + \left( \frac{T_{i,j,k+1} + T_{i,j,k-1} - 6T_{i,j,k}}{\Delta^2} \right) + \rho SAR_{i,j,k} \\ & + A - B(T_{i,j,k}^n - T_b) \end{aligned} \quad (3.63)$$

Simplificando-se ( 3.63) e isolando o termo  $T_{i,j,k}^{n+1}$ , tem-se a solução numérica para a equação de *Bioheat* por meio da técnica de diferenças finitas em um am-

biente tridimensional, representada por ( 3.64):

$$T_{i,j,k}^{n+1} = \frac{\Delta t K}{C\rho\Delta^2} (T_{i+1,j,k}^n + T_{i-1,j,k}^n + T_{i,j+1,k}^n + T_{i,j-1,k}^n + T_{i,j,k+1}^n + T_{i,j,k-1}^n) + T_{i,j,k}^n \left[ 1 - \frac{\Delta t}{C\rho} \left( \frac{6K}{\Delta^2} + B \right) \right] + \frac{\Delta t}{C\rho} (\rho SAR_{i,j,k} + A + BT_b). \quad (3.64)$$

### 3.6.2 Condição de contorno

Decompondo-se ( 3.57), que define a condição de contorno, para cada plano cartesiano tem-se:

$$-K \frac{\partial T}{\partial x} = H (T - T_e) \quad \text{para o plano } yz, \quad (3.65)$$

$$-K \frac{\partial T}{\partial y} = H (T - T_e) \quad \text{para o plano } xz, \quad (3.66)$$

$$-K \frac{\partial T}{\partial z} = H (T - T_e) \quad \text{para o plano } xy. \quad (3.67)$$

Ao discretizar ( 3.65) a ( 3.67), por meio do método de diferença central, obtêm-se:

$$-K \frac{T_{N+1,j,k}^n - T_{N-1,j,k}^n}{2\Delta x} = H (T_{N,j,k}^n - T_e), \quad (3.68)$$

$$-K \frac{T_{i,N+1,k}^n - T_{i,N-1,k}^n}{2\Delta y} = H (T_{i,N,k}^n - T_e), \quad (3.69)$$

$$-K \frac{T_{i,j,N+1}^n - T_{i,j,N-1}^n}{2\Delta z} = H (T_{i,j,N}^n - T_e). \quad (3.70)$$

Isolando os termos  $T^n$  de ( 3.68) a ( 3.70), tem-se:

$$T_{N+1,j,k}^n = -\frac{2\Delta H}{K} (T_{N,j,k}^n - T_e) + T_{N-1,j,k}^n \quad \text{para o plano } yz, \quad (3.71)$$

$$T_{i,N+1,k}^n = -\frac{2\Delta H}{K} (T_{i,N,k}^n - T_e) + T_{i,N-1,k}^n \quad \text{para o plano } xz, \quad (3.72)$$

$$T_{i,j,N+1}^n = -\frac{2\Delta H}{K} (T_{i,j,N}^n - T_e) + T_{i,j,N-1}^n \quad \text{para o plano } xy. \quad (3.73)$$

### 3.6.2.1 Equação de bio-aquecimento com a condição de contorno

Na equação de bio-aquecimento deverá ser incluído a condição de contorno. Desta maneira, inserindo ( 3.71) em ( 3.64), obtêm-se:

$$\begin{aligned}
T_{N,j,k}^{n+1} &= \frac{\Delta t K}{C\rho\Delta^2} \left[ -\frac{2\Delta H}{K} (T_{N,j,k}^n - T_e) \right] \\
&+ \frac{\Delta t K}{C\rho\Delta^2} (T_{N-1,j,k}^n + T_{N-1,j,k}^n + T_{N,j+1,k}^n + T_{N,j-1,k}^n + T_{N,j,k+1}^n + T_{N,j,k-1}^n) \\
&+ T_{N,j,k}^n \left[ 1 - \left( \frac{6K}{\Delta^2} + B \right) \frac{\Delta t}{C\rho} \right] + \frac{\Delta t}{C\rho} (\rho SAR_{N,j,k} + A + BT_b).
\end{aligned} \tag{3.74}$$

Simplificando os termos de ( 3.74), tem-se ( 3.75) que representa o plano yz:

$$\begin{aligned}
T_{N,j,k}^{n+1} &= \frac{K\Delta t}{C\rho\Delta^2} (2T_{N-1,j,k}^n + T_{N,j+1,k}^n + T_{N,j-1,k}^n + T_{N,j,k+1}^n + T_{N,j,k-1}^n) \\
&+ T_{N,j,k}^n \left[ 1 - \left( \frac{6K}{\Delta^2} + B + \frac{2H}{\Delta} \right) \frac{\Delta t}{C\rho} \right] \\
&+ \frac{2H}{C\rho\Delta} \Delta t T_e + \frac{\Delta t}{C\rho} (\rho SAR_{N,j,k} + A + BT_b).
\end{aligned} \tag{3.75}$$

As outras duas direções podem ser obtidas de maneira semelhante, resultando em ( 3.76) para o plano xz e em ( 3.77) para o plano xy:

$$\begin{aligned}
T_{i,N,k}^{n+1} &= \frac{K\Delta t}{C\rho\Delta^2} (T_{i+1,N,k}^n + T_{i-1,N,k}^n + 2T_{i,N-1,k}^n + T_{i,N,k+1}^n + T_{i,N,k-1}^n) \\
&+ T_{i,j,k}^n \left[ 1 - \left( \frac{6K}{\Delta^2} + B + \frac{2H}{\Delta} \right) \frac{\Delta t}{C\rho} \right] \\
&+ \frac{\Delta t}{C\rho} (\rho SAR_{i,N,k} + A + BT_b) + \frac{2H\Delta t}{C\rho\Delta} T_e,
\end{aligned} \tag{3.76}$$

$$\begin{aligned}
T_{i,j,N}^{n+1} &= \frac{K\Delta t}{C\rho\Delta^2} (T_{i+1,j,N}^n + T_{i-1,j,N}^n + T_{i,j+1,N}^n + T_{i,j-1,N}^n + 2T_{i,j,N-1}^n) \\
&+ T_{i,j,N}^n \left[ 1 - \left( \frac{6K}{\Delta^2} + B + \frac{2H}{\Delta} \right) \frac{\Delta t}{C\rho} \right] \\
&+ \frac{\Delta t}{C\rho} (\rho SAR_{i,j,N} + A + BT_b) + \frac{2H\Delta t}{C\rho\Delta} T_e,
\end{aligned} \tag{3.77}$$

onde  $\Delta t$  é o passo no tempo,  $\Delta$  a discretização espacial.

Cabe ressaltar que, a fim de simplificar a notação, os índices  $i, j, k$  não estão apresentados em  $C, \rho, K, A, B$  e deverão ser considerados.

### 3.6.3 Critérios de dispersão e estabilidade numérica

Com o objetivo de evitar instabilidade numérica, o passo de tempo ( $\Delta t$ ) apresentado em ( 3.75) a ( 3.77) deverá satisfazer ao critério definido por ( 3.78):

$$\Delta t \leq \frac{1}{N_{INT} \frac{K}{C\rho\Delta^2} + N_{EXT} \frac{H}{C\rho\Delta} + \frac{B}{C\rho}}, \tag{3.78}$$

em que  $N_{INT} = 6$  e  $N_{EXT} = 2$ , são respectivamente a quantidade de células interna e externa adjacentes à célula considerando os índices  $i, j, k$  utilizado na notação da diferença finita. Assim obtém-se:

$$\Delta t \leq \frac{1}{6 \frac{K}{C\rho\Delta^2} + 2 \frac{H}{C\rho\Delta} + \frac{B}{C\rho}}. \tag{3.79}$$

Verifica-se em Buccella et al. (2007a) que o  $\Delta t$  utilizado é de 0,07 s e que é necessário um longo tempo de simulação, considerando que a condição de estado estacionário térmico para este tipo de exposições ocorre após cerca de dez minutos.

## 3.7 Conclusões

Apresentou-se, neste capítulo, a formulação matemática utilizada como base para o desenvolvimento dos programas de cálculo dos campos eletromagnéticos, da taxa de absorção específica e do aumento de temperatura. Verificou-se que os modelos matemáticos desenvolvidos, para os propósitos deste trabalho, apresentam uma boa concordância com as mais recentes pesquisas disponíveis na literatura.

## Capítulo 4

# Modelo termo-eletromagnético do olho humano

Este capítulo descreve o modelo desenvolvido do olho humano, que é utilizado nas simulações numéricas para o cálculo da SAR.

Inicialmente, apresenta-se a implementação do modelo computacional em três 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 coroide e da esclera. A seguir, estuda-se os materiais que compõem cada parte do olho e suas propriedades dielétricas, tais como, a permissividade elétrica, a condutividade elétrica e o peso específico. Este estudo inclui, também, a visualização do modelo em 3D.

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

### 4.1 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 no tempo, 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, criou-se um modelo matemático tridimensional do olho humano para o estudo, com todas as propriedades geométricas conforme apresentado por diversos autores: Netter (2004), Dangelo e Fattini (2003), Gartner e Haitt (2003), Geneser (2003), Stevens e Lowe (2001), Junqueira e Carneiro (1999) e Hogan (1971).

Em seguida, utilizou-se os dados disponíveis na literatura sobre as propriedades eletromagnéticas de cada tecido que compõe o olho humano para integração ao modelo computacional. Estes dados foram atribuídos às matrizes que armazenam as propriedades eletromagnéticas como a permissividade ( $\epsilon$ ), a permeabilidade ( $\mu$ ), a condutividade ( $\sigma$ ) e o peso específico ( $\rho$ ) de cada tecido.

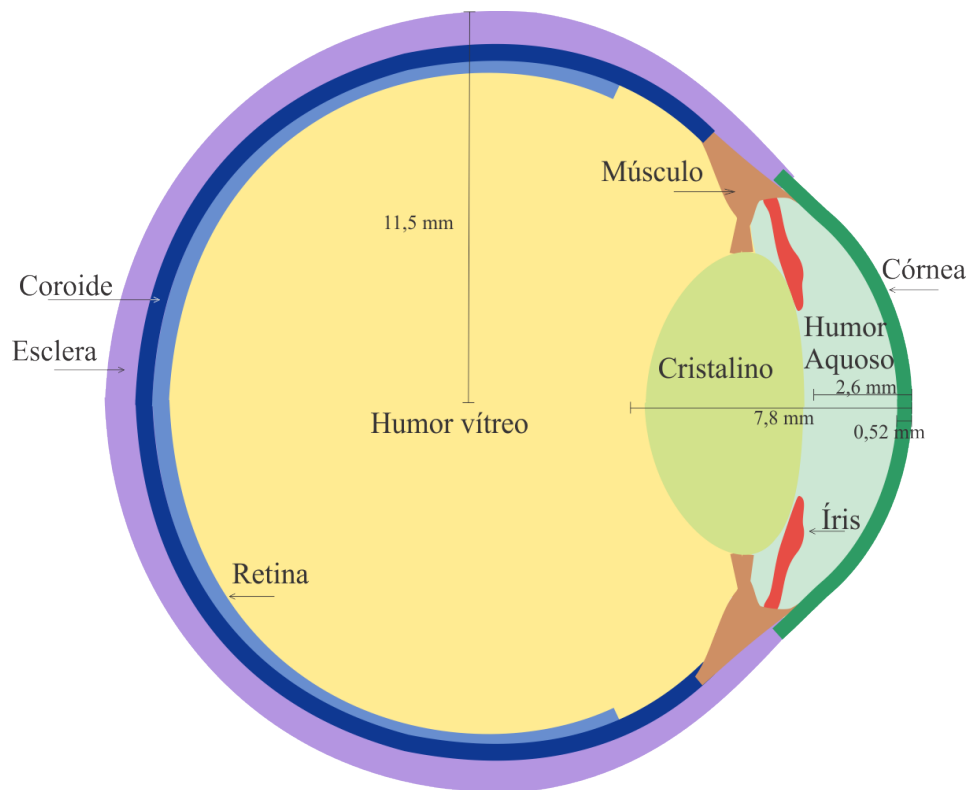
Esses dados são utilizados com parâmetros de entrada para o programa responsável pela simulação no FDTD.

#### 4.1.1 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 4.1.

A córnea é transparente, avascular, altamente inervada e faz saliência na parte anterior do olho Gartner e 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 e 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 ami-



**Figura 4.1:** Modelo desenvolvido do olho humano em 3D - Visão de um plano.

noácidos 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 aproximadamente 0,55 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 e 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 e 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 e 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 foto recepção Gartner e Haitt (2003), ou seja, receber ondas de luz e convertê-las em impulsos nervosos, que são transformados em percepções visuais.

A coroide 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, tornando-se mais delgada na região central e, depois, se espessa novamente perto da junção com a córnea. É composta por fibras de colágeno do tipo “I” entrelaçadas com fibras elásticas. Essa disposição dá forma ao olho, que é mantida pela pressão intraocular dada pelo humor aquoso e pelo corpo vítreo Gartner e Haitt (2003).

### 4.1.2 Propriedades dos materiais do modelo

As propriedades eletromagnéticas e térmicas dos tecidos utilizados no modelo foram obtidas por meio dos seguintes trabalhos: Gabriel (2015), Gandhi et al. (1996), DeMarco et al. (2003), Lazzi et al. (2003) e Buccella et al. (2007b). Em Gabriel (2015) tem-se os resultados detalhados e atualizados das pesquisas envolvendo as diversas propriedades de diversos tecidos humanos e é uma das fontes mais confiáveis e amplamente utilizada na literatura como referência.

A Tabela 4.1 apresenta os valores de permissividade elétrica relativa ( $\epsilon_r$ ) para

os tecidos que compõem o olho humano nas frequências de 1,9, 2,4 e 5,1 GHz.

**Tabela 4.1:** *Permissividade elétrica relativa dos tecidos ( $\epsilon_r$ )*

Freq. GHz	Córnea	Humor Aquoso	Íris	Cristalino	Músculo	Humor Vítreo	Retina	Coroide	Esclera
1,9	52,58	68,52	30,74	45,24	53,42	68,52	53,42	59,20	53,42
2,4	51,53	68,18	30,09	44,57	52,67	68,18	52,56	58,18	52,56
5,1	47,73	65,81	27,89	41,67	49,54	65,81	49,00	53,95	49,00

Já na Tabela 4.2, verifica-se os valores de condutividade elétrica relativa ( $\sigma$ ) dos tecidos em estudo.

**Tabela 4.2:** *Condutividade elétrica relativa dos tecidos ( $\sigma$ ), em S/m*

Freq. GHz	Córnea	Humor Aquoso	Íris	Cristalino	Músculo	Humor Vítreo	Retina	Coroide	Esclera
1,9	1,92	2,09	0,88	1,20	1,40	2,09	1,66	2,11	1,66
2,4	2,33	2,52	1,11	1,54	1,77	2,52	2,07	2,59	2,07
5,1	4,72	5,41	2,43	3,56	4,05	5,41	4,50	5,40	4,50

Os valores do peso específico ( $\rho$ ) para os tecidos que compõem o olho humano estão apresentados na Tabela 4.3.

**Tabela 4.3:** *Peso específico dos tecidos ( $\rho$ ), em kg/m<sup>3</sup>*

Ar	Córnea	Humor Aquoso	Íris	Cristalino	Músculo	Humor Vítreo	Retina	Coroide	Esclera
1,16	1076	1003	1040	1100	1040	1009	1039	1060	1170

As propriedades térmicas para os tecidos que compõem o olho humano estão apresentados na Tabela 4.4, conforme Buccella et al. (2007b).

### 4.1.3 Visualização do modelo em 3D

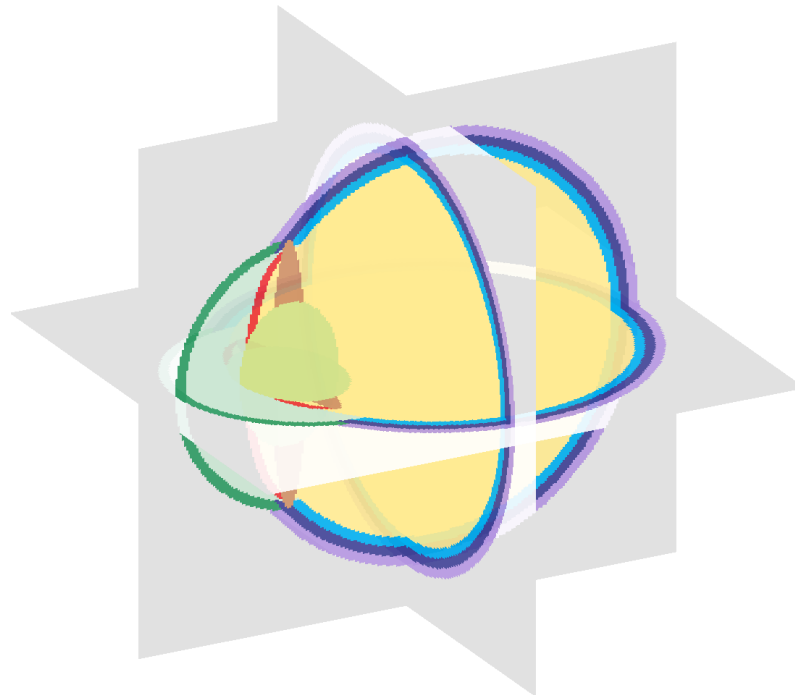
O modelo tridimensional do olho humano, desenvolvido por meio de parâmetros matemáticos, pode ser visualizado graficamente, permitindo aproximação e movimentação em todas as direções, o que é de grande importância para a análise e validação.

**Tabela 4.4:** *Propriedades térmicas dos tecidos*

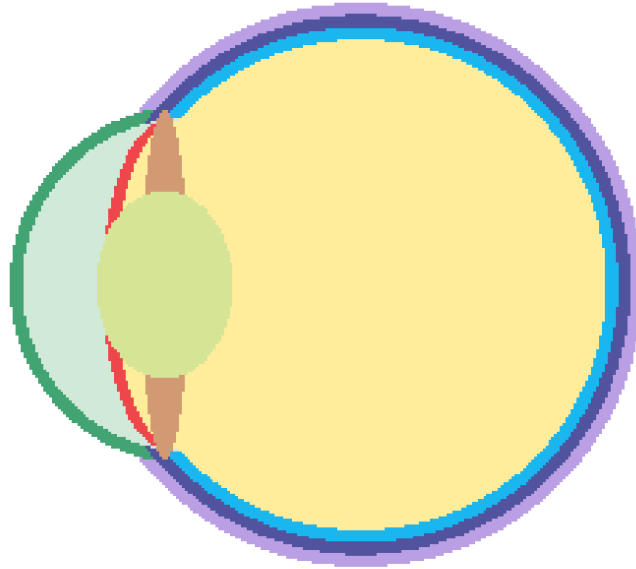
Tecidos	Ger. metabólica(A) [ $W/m^3$ ]	Perfusão sang.(B) [ $W/(^{\circ}Cm^3)$ ]	Calor especif.(C) [ $J/Kg^{\circ}C$ ]	Cond. térmica(K) [ $W/(m^{\circ}C)$ ]
Córnea	0	0	4200	0,58
Humor Aquoso	0	0	3997	0,58
Íris	690	2700	3600	0,50
Cristalino	0	0	3430	0,40
Músculo	690	2700	3600	0,50
Humor Vítreo	0	0	4178	0,58
Retina	2500	9500	3700	0,56
Coroide	20000	85000	3900	0,51
Esclera	0	0	4200	0,58

O domínio computacional desenvolvido é composto por 450 células em cada um dos eixos (x, y, z), o que representa o total de 91.125.000 células cúbicas. É importante ressaltar que, apenas para efeito de visualização das imagens do modelo computacional do olho, a malha está representada com um número bem menor de células devido à limitação computacional de memória na geração e cortes nas imagens tridimensionais com o número elevado de pontos.

A Figura 4.2 ilustra o olho discretizado utilizado para as simulações em FDTD.

**Figura 4.2:** *Modelo discretizado do olho humano em 3D.*

Já na Figura 4.3, tem-se a visão de um plano do modelo tridimensional desenvolvido.



**Figura 4.3:** *Visão do plano  $xz$  do modelo discretizado em 3D.*

Na visualização, é possível identificar os valores permissividade elétrica relativa ( $\epsilon_r$ ), condutividade elétrica relativa ( $\sigma$ ) e peso específico ( $\rho$ ) para cada ponto da malha de tecidos que compõe o olho humano.

## 4.2 Validação do modelo

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

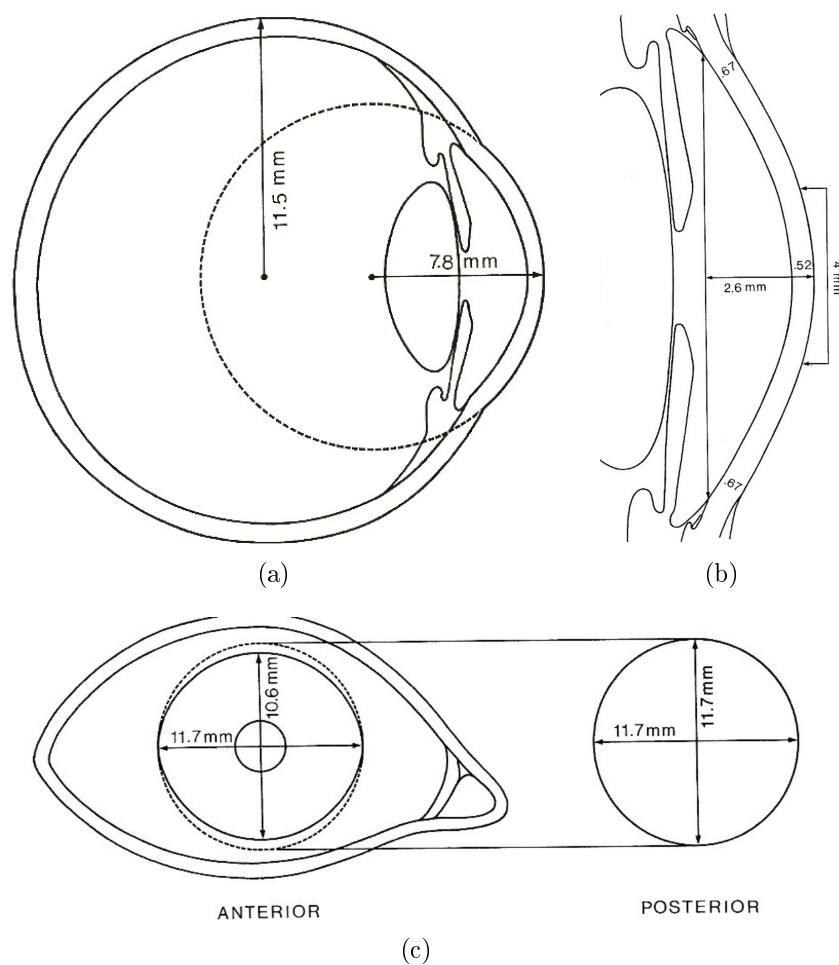
### 4.2.1 Comparação com imagens de livros de oftalmologia

O modelo foi desenvolvido de acordo com atlas de anatomia humana, Netter (2004) e Dangelo e Fattini (2003), livros de histologia humana, Stevens e Lowe (2001), e literatura especializada em oftalmologia Hogan (1971), Remington (2012), conforme Figura 4.2.1. 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 verificou-se as dimensões do olho humano e das partes (tecidos) que o compõem.

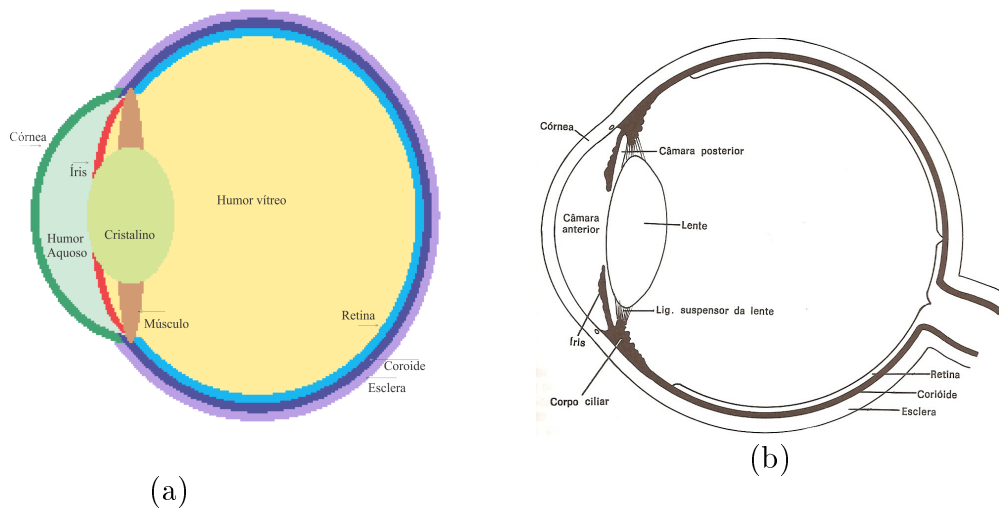
Em relação à constituição do modelo do olho humano, observa-se que a partir da comparação do modelo utilizado, representado pela Figura 4.5, todas as estruturas e posição dos tecidos que compõem o olho desenvolvido estão de acordo com os modelos encontrados na literatura.



**Figura 4.4:** Modelo obtido em literatura especializada em oftalmologia, Hogan (1971).

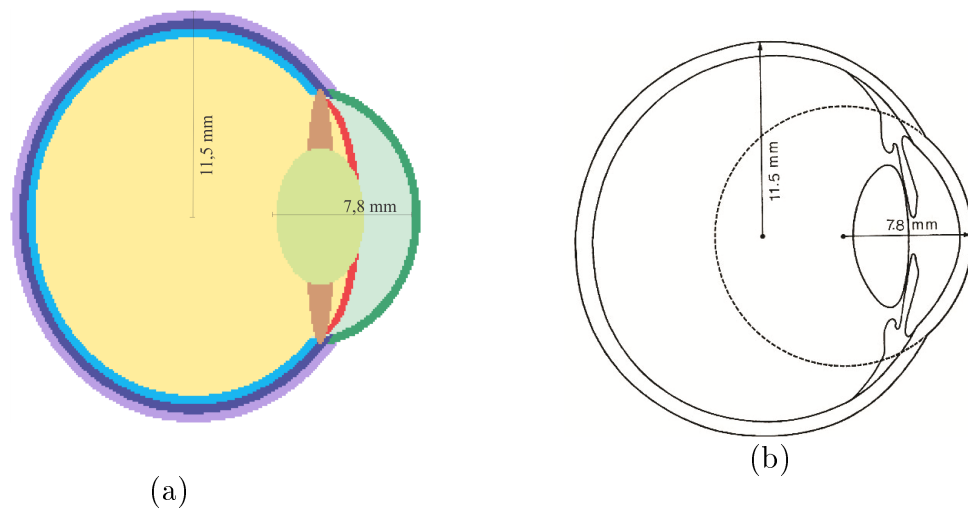
O segundo tipo de comparação é realizado em relação às dimensões do olho humano e das partes (tecidos).

Observa-se que, a partir da comparação na Figura 4.6, tanto no modelo desenvolvido, quanto na literatura, a distância entre a centro do olho e a borda



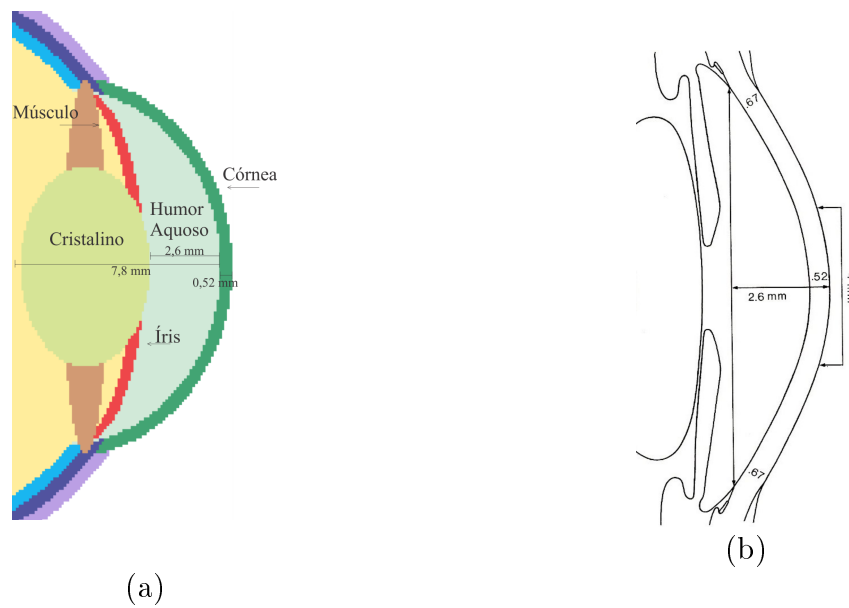
**Figura 4.5:** Validação em relação à constituição do olho humano: (a) Modelo desenvolvido do olho humano e (b) Diagrama anterior e posterior da borda da córnea, conforme Netter (2004).

é de 11,5 mm e a distância entre a parte mais externa da córnea até o final do cristalino é de 7,8 mm.



**Figura 4.6:** Validação em relação às dimensões: (a) Dimensões do olho humano no modelo desenvolvido. (b) Dimensões do olho humano, conforme Hogan (1971).

Verifica-se, também na Figura 4.7, que em ambos os modelos, a espessura da córnea é de 0,52 mm na parte central do olho e a distância entre a córnea e o cristalino é de aproximadamente 2,6 mm. 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.

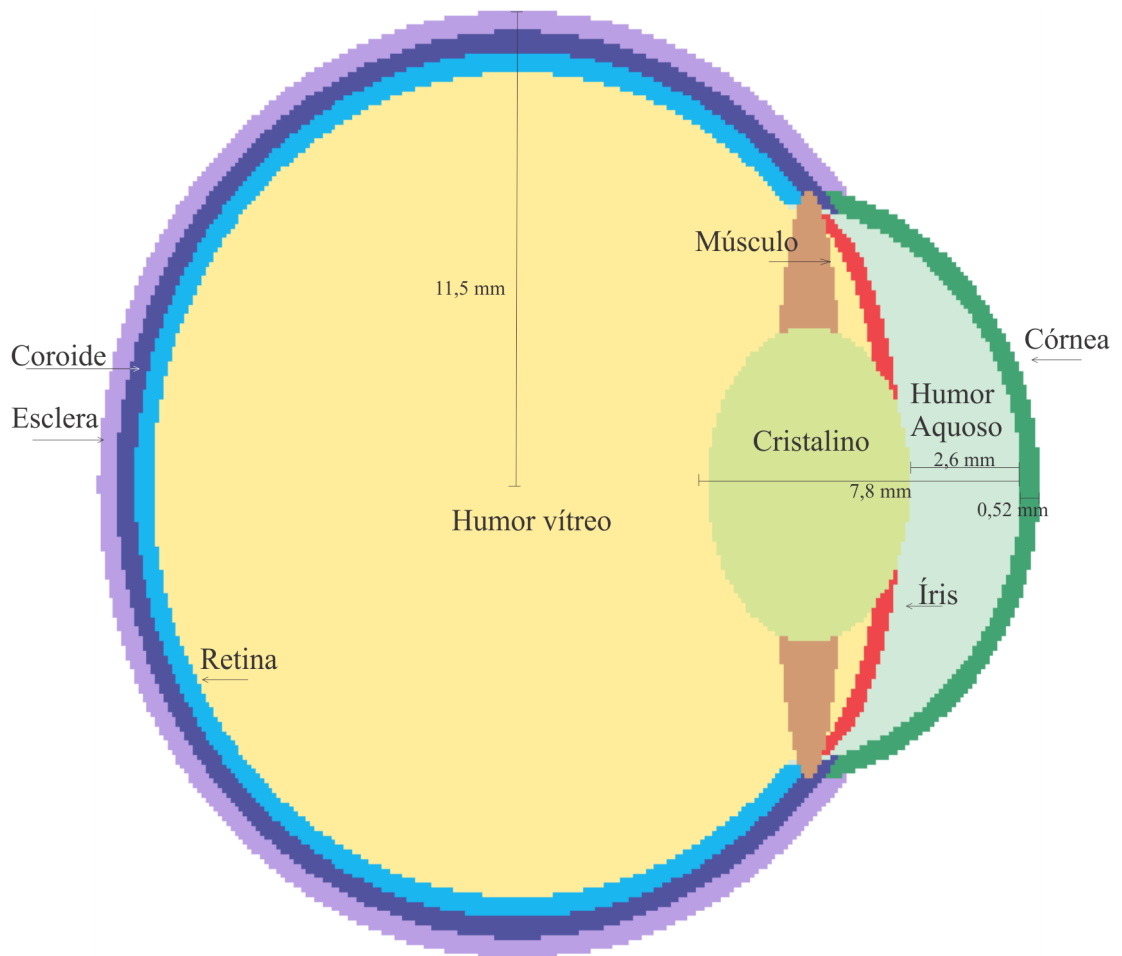


**Figura 4.7:** Validação em relação às dimensões: (a) Dimensões do olho humano no modelo desenvolvido. (b) Dimensões do olho humano, conforme Hogan (1971).

A Figura 4.8 representa visão modelo computacional do olho humano com todas os tecidos e dimensões.

### 4.3 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 apresenta uma boa concordância com o olho humano. Cabe ressaltar que o modelo desenvolvido neste trabalho detalha cada tecido do olho humano, diferentemente dos modelos encontrados na literatura que agrupam tecidos diferente em apenas um material.



**Figura 4.8:** *Visão modelo computacional do olho humano com todas os tecidos e dimensões.*

# Capítulo 5

## Validação da modelagem computacional

Nesta seção serão apresentadas as validações das simulações numéricas realizadas, com o objetivo de assegurar que o domínio computacional desenvolvido está funcionando de acordo com os propósitos deste trabalho.

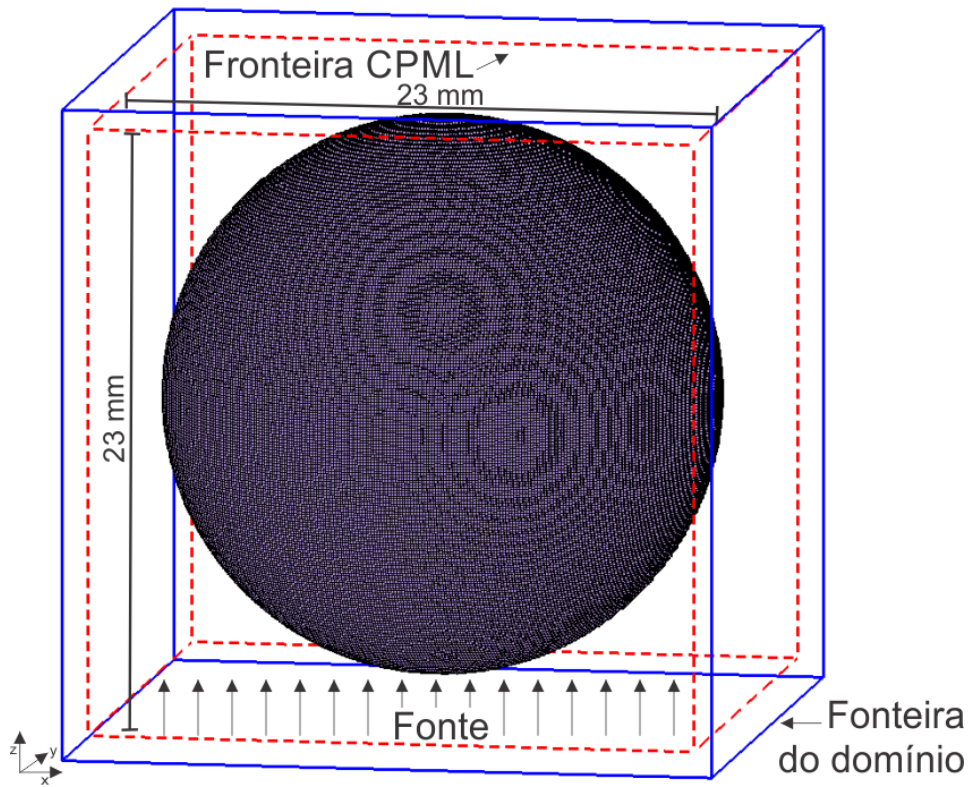
### 5.1 Validação do problema eletromagnético

Para a validação do programa de cálculo dos campos eletromagnéticos, desenvolveu-se um modelo computacional em três dimensões envolvendo uma esfera dielétrica, a fonte de campos eletromagnéticos e as camadas absorventes, conforme apresentado na Figura 5.1.

A esfera dielétrica implementada possui um raio de 11,5 mm, mesma dimensão do olho humano, e foi definida no centro do domínio em estudo.

A fonte de campo eletromagnético está representada como uma onda plana e as frequências utilizadas foram 1,9 GHz, 2,4 GHz e 5,1 GHz, conforme definido na Tabela 3.1.

Realizou-se a simulação, armazenando os valores de campo elétrico em cada um dos pontos no interior da esfera ao longo dos eixo x, conforme apresentado na Figura 5.2, as mesmas simulações foram realizadas para os eixos y e z. Posteriormente comparou-se os valores de campo elétrico obtidos numericamente com a



**Figura 5.1:** *Domínio em estudo.*

solução analítica Harrington (2001).

Para realizar a comparação entre os valores numéricos obtidos nas simulações e os analíticos utilizou-se o erro quadrático médio (EQM), um estimador que mede a média dos quadrados dos erros, ou seja, a diferença entre o estimador e o que se estima, conforme apresentado em ( 5.1):

$$EQM = \sum_{i=1}^n \frac{(Numérico_i - Analítico_i)^2}{n}. \quad (5.1)$$

Para a validação dos resultados obtidos, compara-se o valor da amplitude e fase do campo elétrico obtido por meio do FDTD com os valores calculados utilizando a solução analítica, em diversos pontos ao longo dos eixos x, y e z.

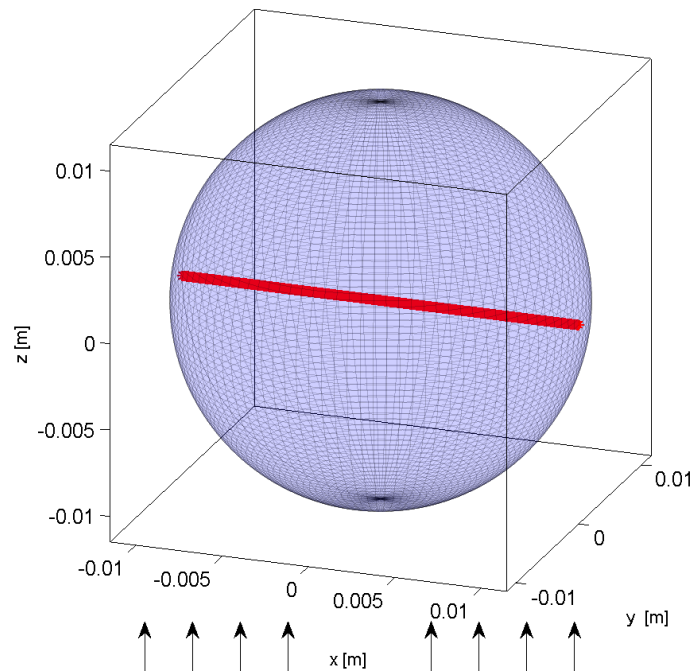


Figura 5.2: Pontos ao longo do eixo  $x$ , no interior da esfera dielétrica.

### 5.1.1 Simulação em um domínio vazio

Inicialmente, realizou-se uma simulação em um domínio vazio com o objetivo de validar o funcionamento do sistema implementado, a fonte e a CPML. Aplicou-se uma onda plana senoidal de 1 V/m, para cada uma das frequências em estudo. A Figura 5.3 representa o resultado da simulação para a frequência de 2,4 GHz, sendo que as demais frequências obtiveram resultado semelhantes.

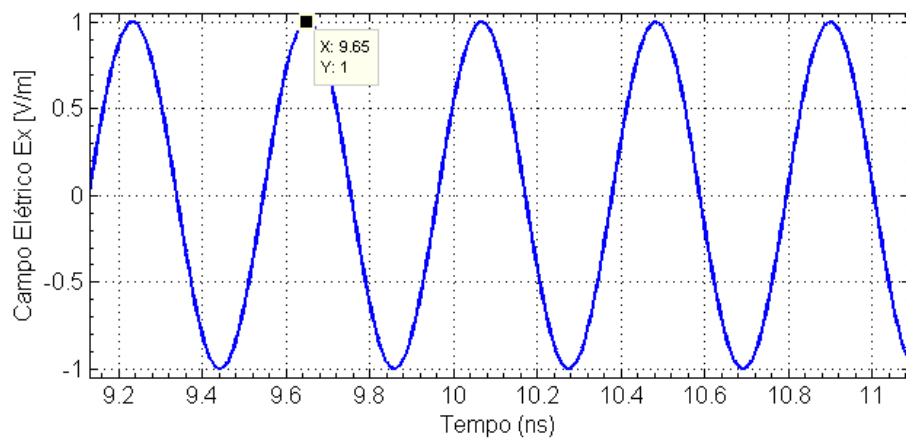


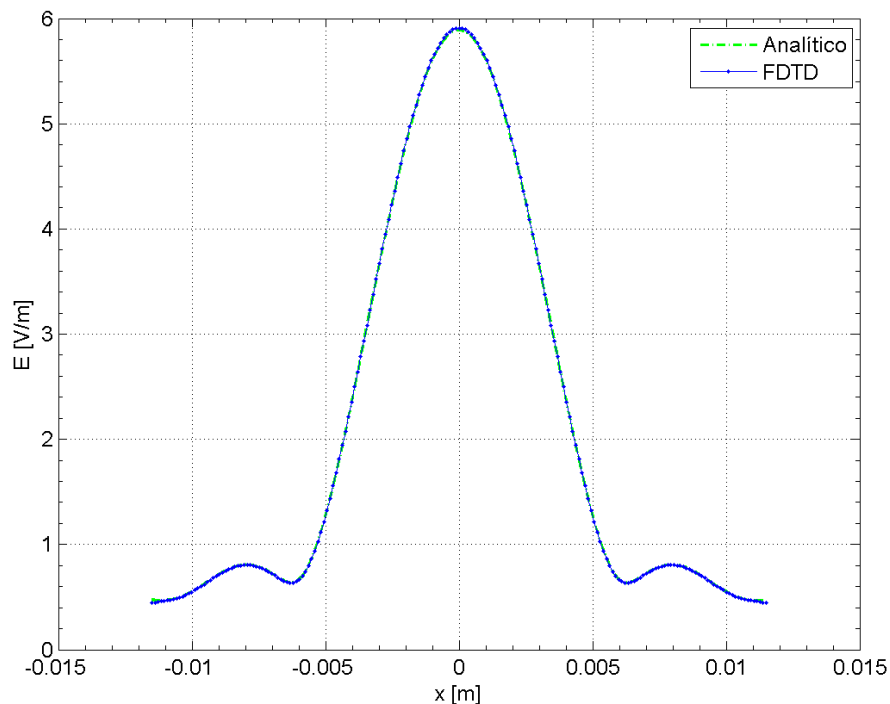
Figura 5.3: Campo elétrico no centro de um domínio vazio, ao longo do tempo.

Por meio da simulação em um domínio vazio foi possível verificar o correto funcionamento do sistema que envolve a fonte, o cálculo do campo elétrico e as camadas absorventes, no caso a CPML.

### 5.1.2 Simulação utilizando uma esfera dielétrica

A esfera utilizada é constituída por tecidos do cristalino cuja permissividade elétrica relativa ( $\epsilon_r$ ) é de 45,24, a condutividade elétrica ( $\sigma$ ) é de 1,20 S/m, a permeabilidade magnética relativa ( $\mu_r$ ) é 1 e o peso específico ( $\rho$ ) de 1.100. A fonte de campos eletromagnéticos foi definida conforme apresentado na Tabela 3.1.

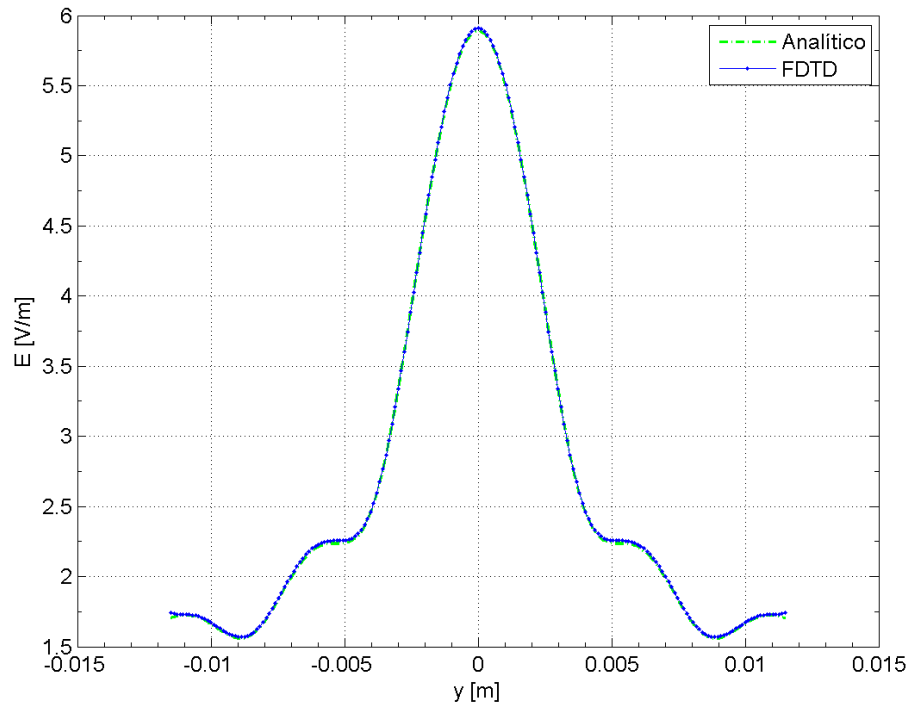
Por meio do gráfico representado na Figura 5.4, verifica-se boa concordância entre os valores numéricos do módulo do campo elétrico  $|E|$  e os valores analíticos. Comparando os resultados, verificou-se um erro médio quadrático de 0,009%.



**Figura 5.4:** Variação do  $|E|$  ao longo do eixo  $x$ , no centro esfera, em 5,1 GHz.

A variação do módulo do campo elétrico incidente,  $|E|$ , ao longo do eixo  $y$  é

apresentado na Figura 5.5. O erro médio quadrático de 0,019% e apresenta uma boa coerência entre as curvas.



**Figura 5.5:** Variação do  $|E|$  ao longo do eixo  $y$ , no centro esfera, em 5,1 GHz.

A Figura 5.6 apresenta o  $|E|$  ao longo do eixo  $z$ , o erro médio quadrático de 0,036% e uma boa coerência entre as curvas.

Verifica-se que o modelo computacional desenvolvido está de acordo com os resultados analíticos e atende bem aos propósitos deste trabalho para a frequência de 5,1 GHz.

Após a validação do cálculo do campo elétrico implementou-se o cálculo da SAR por meio de (3.53) e os resultados são apresentados nas Figuras 5.7 a 5.9.

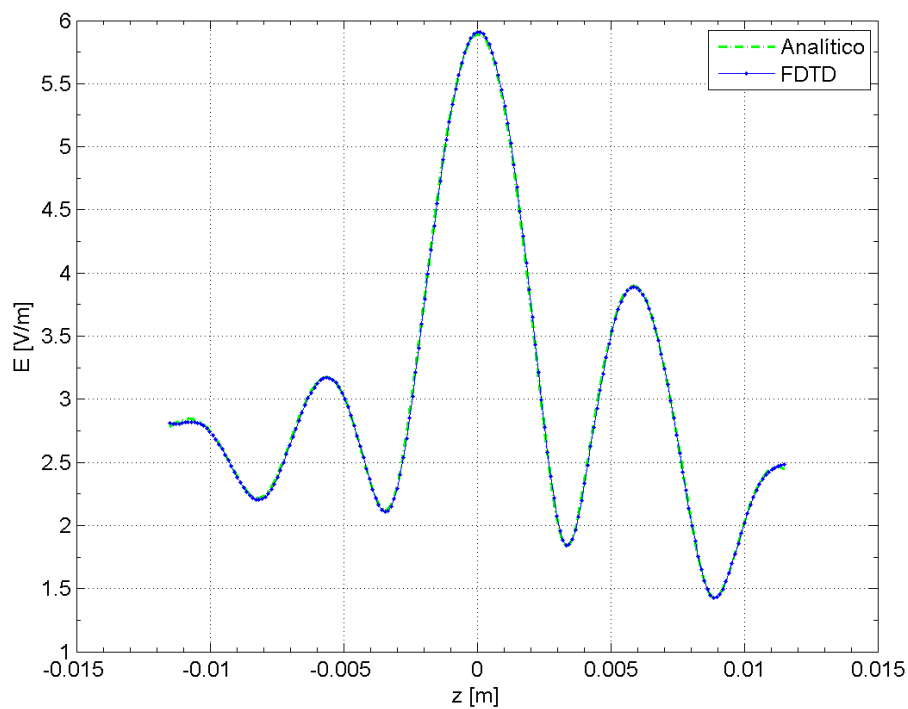


Figura 5.6: Variação do  $|E|$  ao longo do eixo  $z$ , no centro esfera, em 5,1 GHz.

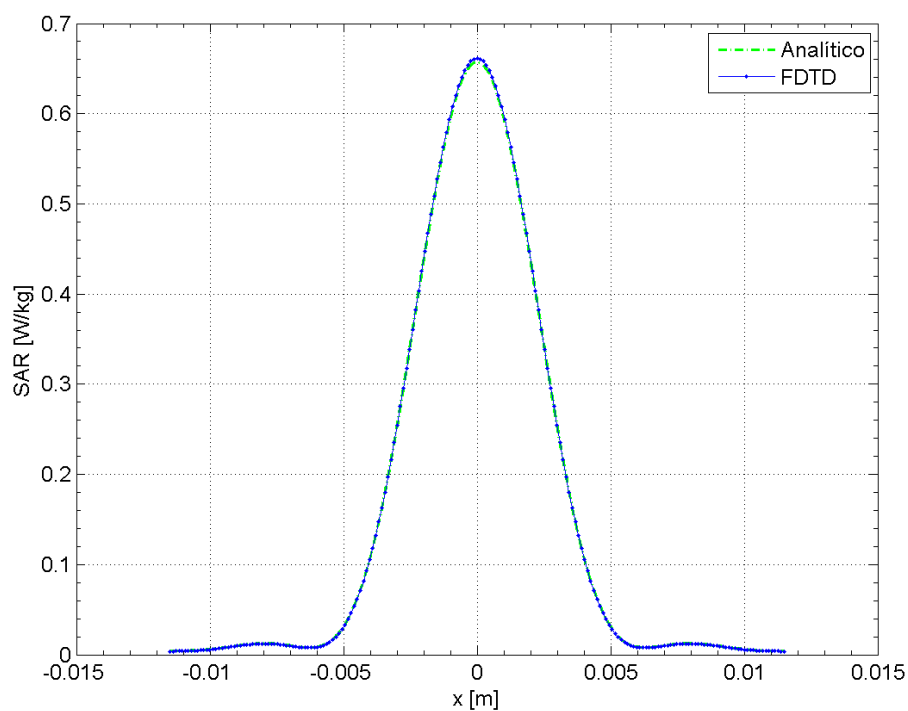
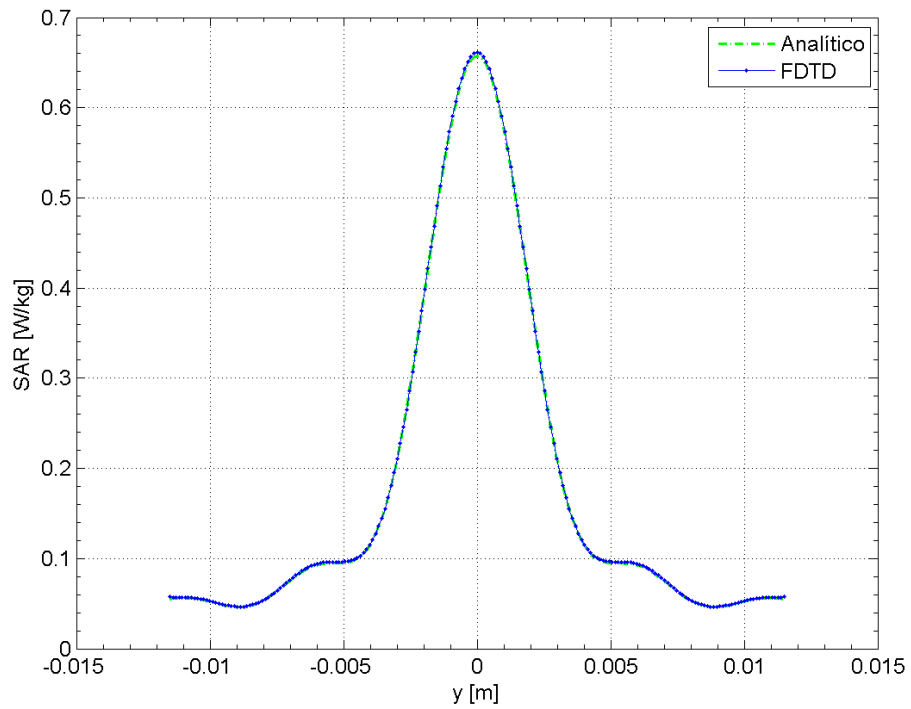
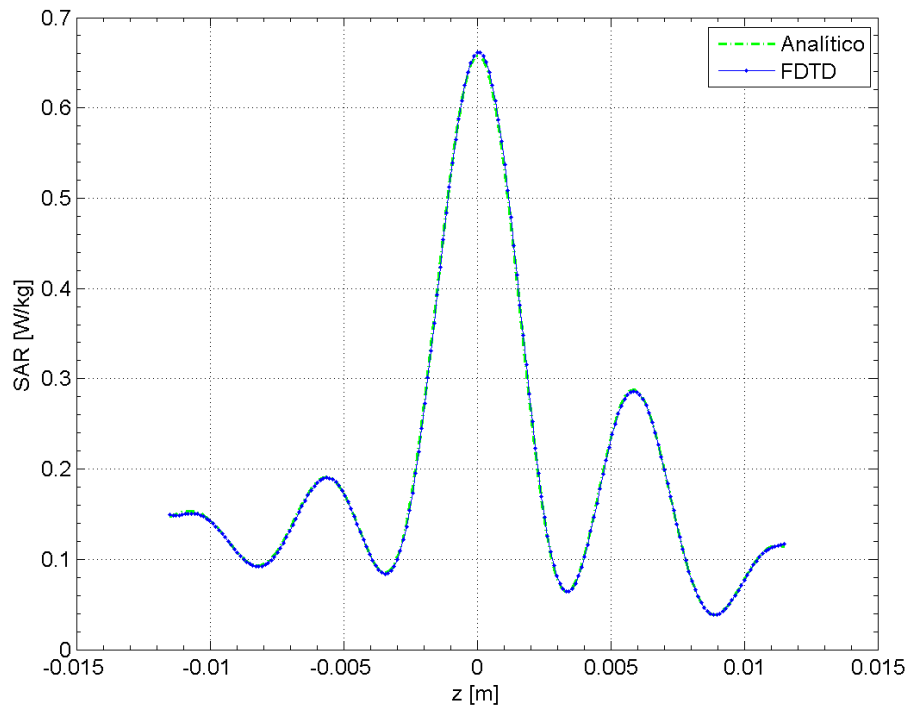


Figura 5.7: Variação da SAR ao longo do eixo  $x$ , no centro esfera, em 5,1 GHz.



**Figura 5.8:** Variação da SAR ao longo do eixo y, no centro esfera, em 5,1 GHz.



**Figura 5.9:** Variação da SAR ao longo do eixo z, no centro esfera, em 5,1 GHz.

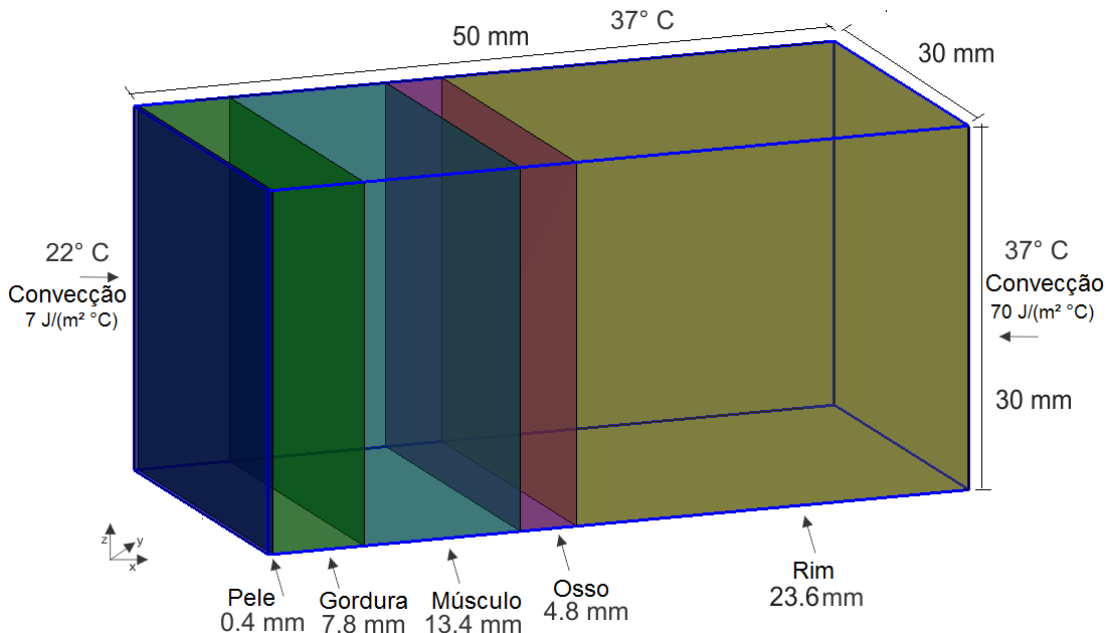
Verificou-se, também para a SAR, uma boa coerência entre os valores da numéricos e os analíticos.

É importante ressaltar que as mesmas validações utilizadas para a frequência de 5,1 GHz foram realizadas para 1,9 GHz e 2,4 GHz. Os resultados obtidos apresentaram os mesmos níveis de coerência que os apresentados em 5,1 GHz.

## 5.2 Validação do problema de bio-aquecimento

Para validar a formulação matemática e a implementação computacional do problema de bio-aquecimento a ser resolvido neste trabalho, modelou-se computacionalmente os tecidos da região abdominal do corpo humano, conforme proposto por Christ et al. (2006), e que é amplamente utilizado na literatura para validações de problemas que envolvem tecidos do corpo humano.

O modelo proposto por Christ et al. (2006) foi implementado neste trabalho utilizando o FDTD, conforme representado na Figura 5.10.



**Figura 5.10:** Modelo numérico do problema térmico.

Este modelo também foi implementado computacionalmente, utilizando o FDTD, por Samaras T. (2006) e será utilizado como referência para a valida-

ção dos resultados. Em Samaras T. (2006) tem-se definido o modelo formado por um prisma formado por planos de tecidos humanos, composto por tecidos da pele, gordura, músculo, osso e rim. Este prisma é iluminado por uma onda plana de 2.4 GHz, com a densidade de potência de  $1 W/m^2$ , que resulta em um campo elétrico de 27,46 V/m. Estes valores de energia absorvida nos tecidos foram usados no modelo de bio-aquecimento, a fim de calcular o aumento de temperatura devido à presença dos campos eletromagnéticos.

O coeficiente de transferência de calor na pele foi definido com  $h = 7 J(m^2s^{\circ}C)^{-1}$  para uma temperatura ambiente de  $22^{\circ}C$ . Para simular o truncamento do tecido do rim, um coeficiente de transferência de calor de  $hb = 70 J(m^2s^{\circ}C)^{-1}$ , foi assumido na extremidade direita, ao final do modelo, com a temperatura  $T_c = 37^{\circ}C$ .

Nas faces compostas por tecidos da pele e do rim utilizou-se as condições de contorno convectiva, nas demais faces implementou-se a condição de contorno de *Dirichlet* com a temperatura fixada em  $T_c = 37^{\circ}C$ .

A malha utilizada para reproduzir o modelo proposto por Christ et al. (2006) foi de 0,04 mm, para garantir a existência da quantidade de células suficientes dentro da primeira camada de pele.

Para a resolução do problema térmico simulou-se por 10 minutos, que é o tempo padrão utilizado na literatura e definido em normas internacionais, como IEEE (2003).

O aumento da temperatura devido à exposição eletromagnética foi então calculado e os valores comparados com os dados apresentados em Samaras T. (2006). A Figura 5.11 representa o resultado da simulação para a frequência de 5,1 GHz, sendo que as demais frequências obtiveram resultado semelhantes.

Observou-se que, para a problema de bio-aquecimento, existe uma boa coerência entre os valores obtidos neste trabalho, por meio das formulações matemáticas e implementações computacionais apresentadas por Samaras T. (2006).

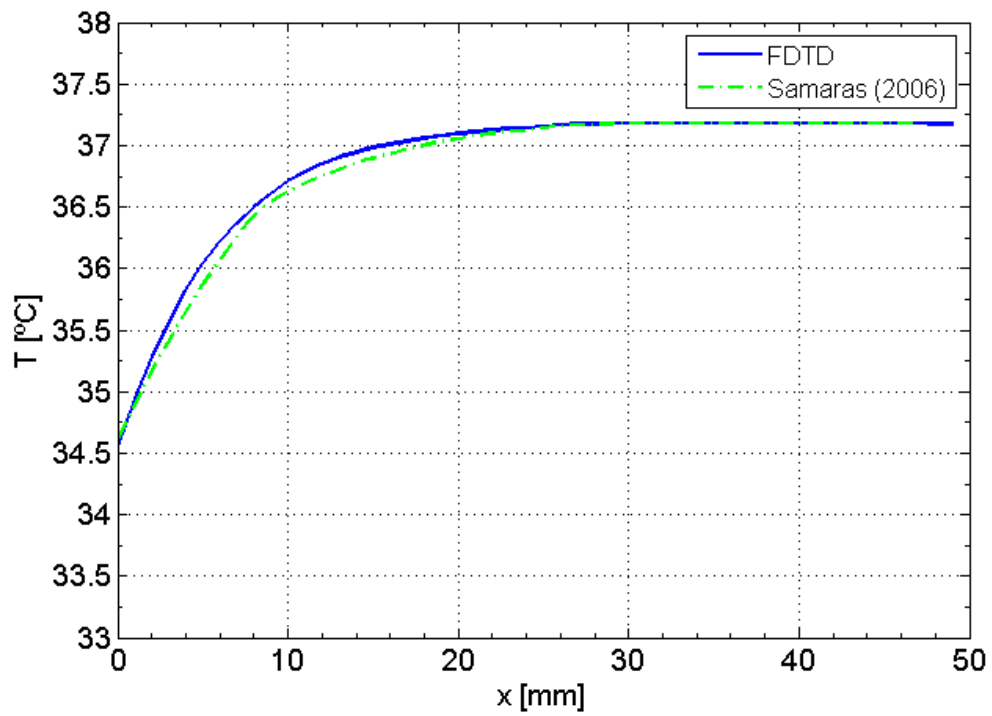


Figura 5.11: Solução do problema térmico.

## 5.3 Conclusão

Por meio dos resultados obtidos, foi possível realizar a validação dos modelos matemáticos e computacionais referentes aos problemas eletromagnético e de bio-aquecimento, verificando que atende aos propósitos deste trabalho.

# Capítulo 6

## Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados das simulações numéricas obtidos por meio do método das diferenças finitas no tempo (FDTD) para o cálculo da taxa de absorção específica (SAR) e do aumento de temperatura ( $\Delta T$ ) no olho humano.

Inicialmente, apresenta-se os resultados para a fonte de 1,9 GHz, em seguida de 2,4 GHz, posteriormente de 5,1 GHz e finalmente para a Multi RF.

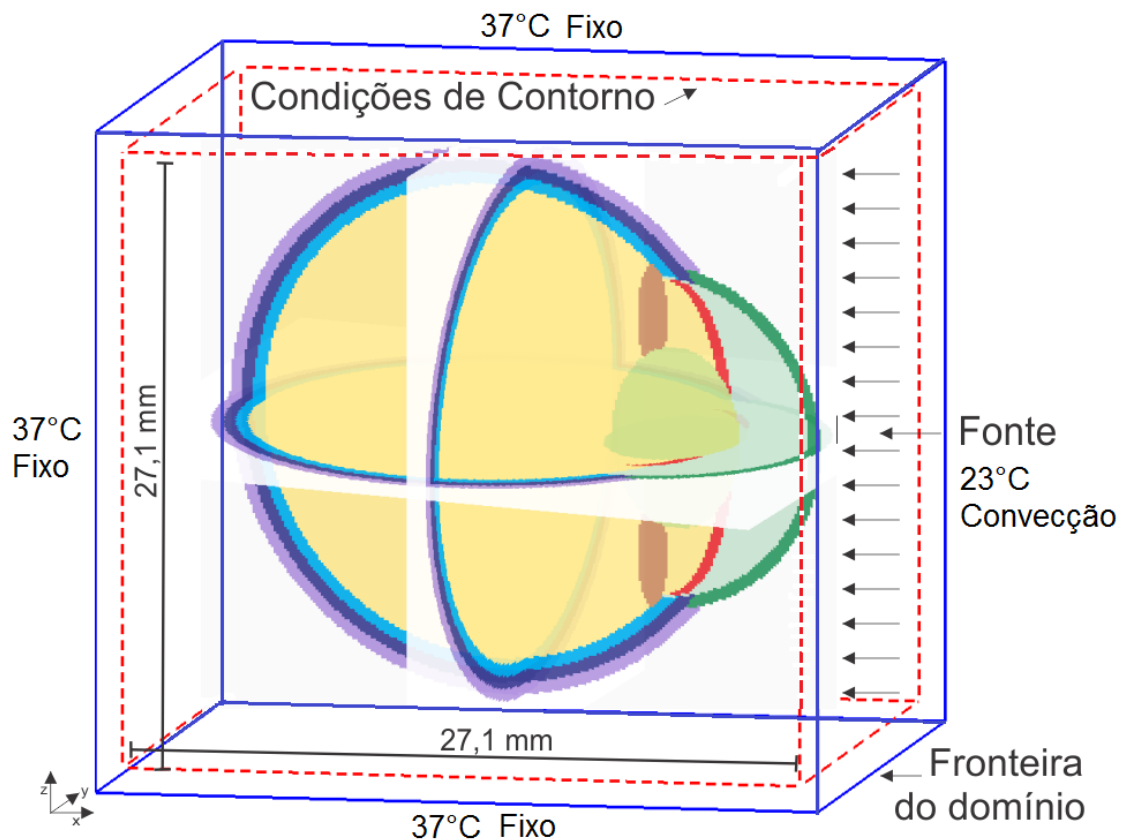
Cabe ressaltar que parte dos resultados obtidos por meio deste trabalho foram publicados pelo autor em Carvalho Jr et al. (2015).

### 6.1 Definição do Problema

Os resultados apresentados referem-se à implementação computacional do domínio apresentado na Figura 6.1.

Um dispositivo móvel pode ser utilizado para as mais diversas aplicações e distâncias do olho humano, por exemplo, para orientações em rotas no trânsito, ficando mais afastado do olho. Na leitura de um texto, ficando mais próximo do olho, ou até mesmo, um *smartphone* que pode ser utilizado monitorar a qualidade do sono, ficando debaixo do travesseiro e muito próximo do olho humano durante todo o período em que a pessoa dorme.

Pensando na variedade de aplicações de um dispositivo móvel foi definido que, para cada fonte de campos eletromagnéticos, são apresentados os valores de SAR



**Figura 6.1:** *Domínio computacional em estudo*

e de  $\Delta T$ , considerando as distâncias de 30, 15 e 2 cm entre a fonte e o olho humano.

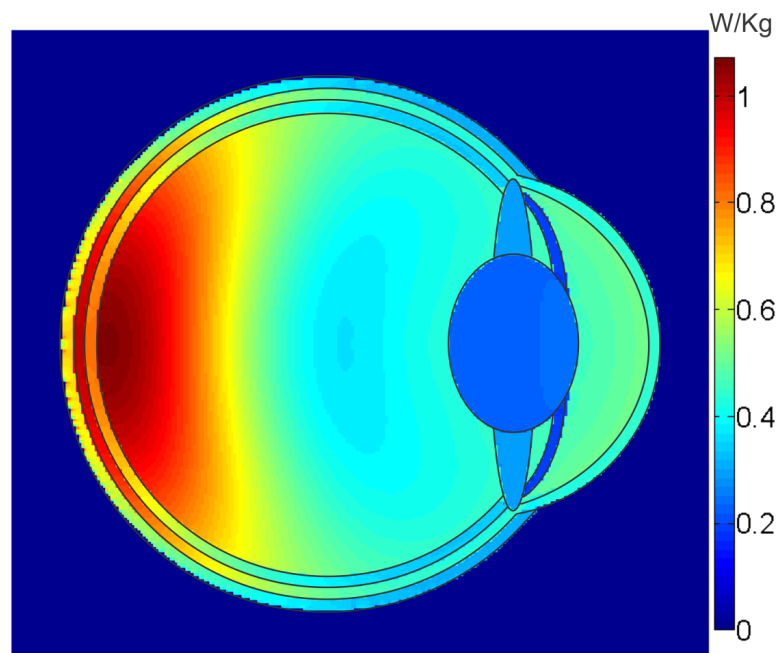
São analisados os valores de SAR Máxima e verificado se estão abaixo do limite estabelecido pela norma ICNIRP (1998), que é de 2 W/kg. É observado, também, se os valores de aumento de temperatura ( $\Delta T$ ), no cristalino, devido à presença dos campos eletromagnéticos irradiados, durante 10 minutos, conforme IEEE (2003), comparado a valores encontrados na literatura que sugere o limite de 3°C para que não ocorram deformações nos tecidos do cristalino, conforme Buccella et al. (2007b).

Por tratar-se de um meio considerado linear, a imagem referente à visualização da distribuição dos valores de SAR Máxima e a distribuição do aumento de temperatura são as mesmas para 30, 15 e 2 cm de distância entre a fonte de campos eletromagnéticos e o olho humano. As alterações ocorrem na magnitude dos valores, que aumentam à medida que ocorre a aproximação da fonte ao olho.

Por definição, são apresentados neste capítulo apenas as imagens para as fontes situadas a 15 cm de distâncias, sendo que os valores correspondentes às demais distâncias estão nas respectivas tabelas.

## 6.2 Resultados para fontes de 1,9 GHz

A distribuição dos valores máximos de SAR para a fonte de 1,9 GHz situada a 15 cm do olho é representada na Figura 6.2. Verifica-se que os maiores valores de SAR para esta frequência encontram-se na região do humor vítreo que faz a interface com a retina, coróide e esclera.

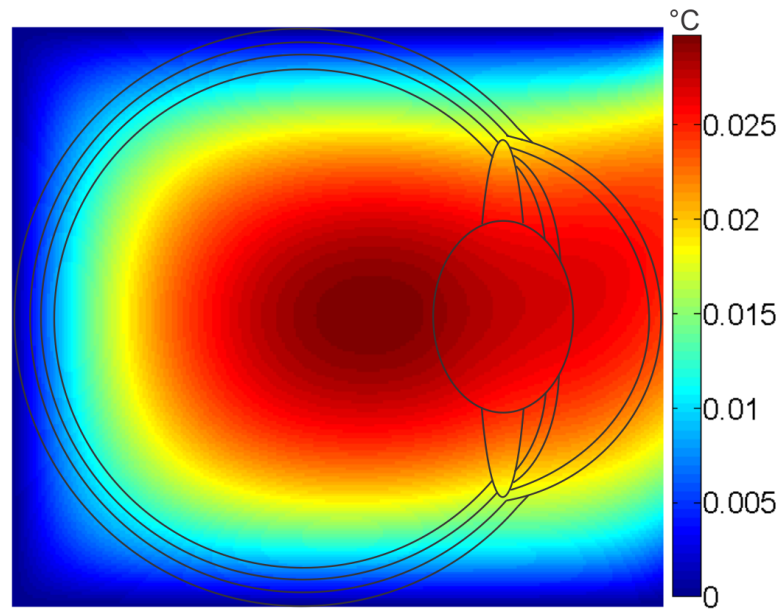


**Figura 6.2:** Distribuição da SAR para fonte de 1,9 GHz a 15 cm do olho.

A Figura 6.3 apresenta a distribuição do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para a fonte de 1,9 GHz localizada a 15 cm do olho humano. Observa-se que o maior aquecimento ocorre no humor vítreo, seguido do cristalino, do humor aquoso e da íris.

A Tabela 6.1 representa a distribuição dos valores de máximos de SAR e a distribuição do aumento de temperatura para a frequência de 1,9 GHz.

Verifica-se, por meio da Tabela 6.1, que para a fonte situada a 30 cm de distância do olho humano, o maior valor de SAR é de 0,27 W/kg, no humor



**Figura 6.3:** Distribuição do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para fonte de 1,9 GHz a 15 cm do olho.

vítreo, o que significa que está abaixo do limite estabelecido pela norma, ICNIRP (1998), que é de 2 W/kg.

Para a fonte situada a 15 cm do olho, tem-se que o maior valor de SAR encontrado nos tecidos é de 1,07 W/kg, também abaixo do limite estabelecido pela norma.

Já para o caso da fonte situada a 2 cm de distância do olho humano, observa-se o maior valor de SAR no humor vítreo, de 60,19 W/kg, e o menor na íris, de 11,17 W/kg. Verifica-se, assim, que para este caso o valor da norma foi excedido em todos os tecidos do olho humano.

Analisando os valores de aumento de temperatura devido à presença dos campos eletromagnéticos, para a fonte situada a 30 cm de distância do olho, verifica-se que o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 0,01°C, bem abaixo do valor de  $\Delta T$  de 3°C, apresentado na literatura como sugestão para a temperatura limite para deformações no cristalino, conforme Buccella et al. (2007b).

Observa-se que para a distância de 15 cm, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 0,03°C, ou seja, abaixo do limite de segurança sugerido na literatura.

Para a fonte situada a 2 cm de distância do olho, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 1,63°C, também abaixo do valor limiar de segurança.

**Tabela 6.1:** Valores da SAR e de temperatura para a fonte em 1,9 GHz.

Tissues	SAR Máxima [W/kg]			Temperatura Máxima [°C], em 10 minutos						
	30cm	15cm	2cm	sem EM	30cm	$\Delta T$	15cm	$\Delta T$	2cm	$\Delta T$
Córnea	0,12	0,46	25,74	36,76	36,76	0,01	36,78	0,03	37,78	1,47
Hum. Aquoso	0,13	0,52	28,97	36,80	36,80	0,01	36,82	0,03	37,90	1,52
Íris	0,05	0,20	11,17	36,72	36,73	0,01	36,74	0,03	37,93	1,51
Cristalino	0,06	0,25	13,80	36,75	36,75	0,01	36,78	0,03	38,37	1,63
Músculo	0,08	0,31	17,15	36,78	36,79	0,01	36,80	0,03	38,11	1,48
Hum. Vítreo	0,27	1,07	60,19	37,00	37,03	0,01	37,04	0,03	38,57	1,67
Retina	0,21	0,82	46,05	37,00	37,04	0,01	37,04	0,02	37,89	1,16
Coroide	0,25	1,00	56,42	37,00	37,04	0,01	37,04	0,02	37,84	1,20
Esclera	0,20	0,81	45,65	37,00	37,03	0,01	37,04	0,03	37,78	1,46

Por meio da análise para a fonte de 1,9 GHz, verificou-se que somente no caso da fonte situada a 2 cm de distância do olho humano o limite de SAR máxima estabelecido pela norma foi ultrapassado em todos os tecidos. Em nenhuma dos casos o valor sugerido na literatura limite de aquecimento do cristalino, para que não ocorra deformações nos tecidos, foi ultrapassado, considerando 10 minutos de exposição.

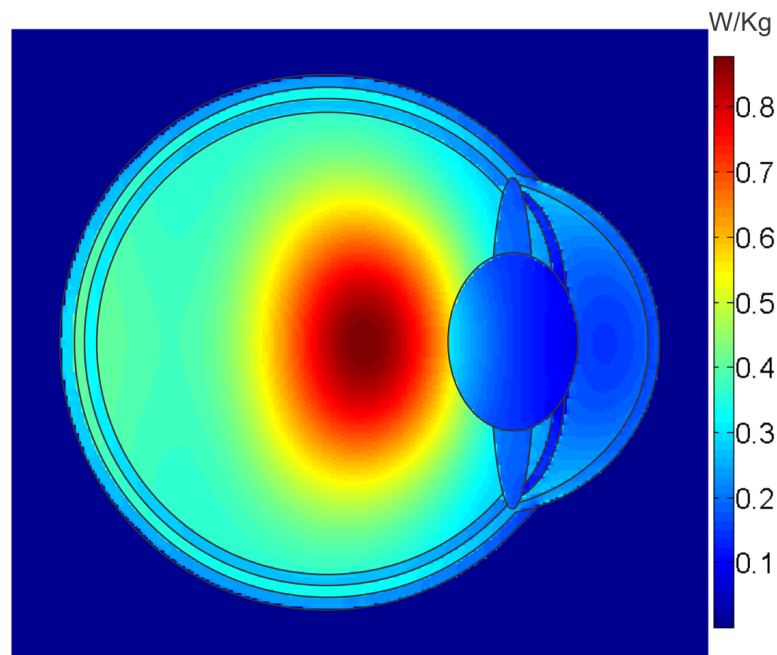
### 6.3 Resultados para fontes de 2,4 GHz

A Figura 6.4 representa a distribuição dos valores máximos de SAR para a fonte de 2,4 GHz situada a 15 cm do olho. Observa-se que os maiores valores de SAR para esta frequência encontram-se na região central olho, no humor vítreo, seguido pelos tecidos da coroide, do humor aquoso e do cristalino.

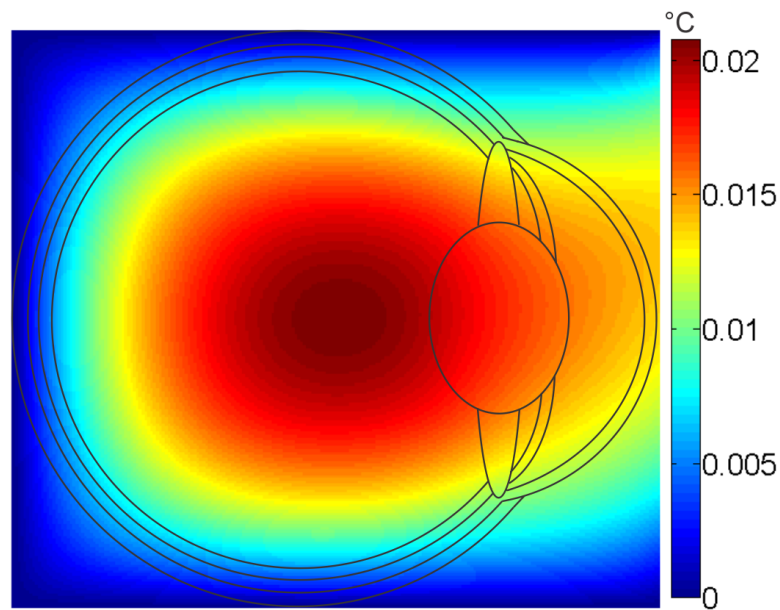
A distribuição do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para a fonte de 2,4 GHz localizada a 15 cm do olho humano está representada na Figura 6.5. Observa-se que o maior aquecimento ocorre no humor vítreo, seguido pelos tecidos do cristalino, dos músculos e da íris.

Os valores referentes à distribuição da SAR máxima e a distribuição do aumento de temperatura para a frequência de 2,4 GHz estão representados na Tabela 6.2.

Verifica-se, por meio da Tabela 6.2, que para a fonte situada a 30 cm de



**Figura 6.4:** *Distribuições da SAR para fonte de 2,4 GHz a 15 cm do olho.*



**Figura 6.5:** *Distribuições do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para fonte de 2,4 GHz a 15 cm do olho.*

distância do olho humano, o maior valor de SAR é de 0,22 W/kg, no humor vítreo, o que significa que está abaixo do limite estabelecido pela norma.

Para a fonte situada a 15 cm do olho, tem-se o maior valor de SAR de 0,88 W/kg, também abaixo do limite estabelecido pela norma.

Já para o caso da fonte situada a 2 cm de distância do olho humano, observa-

**Tabela 6.2:** Valores da SAR e de temperatura para a fonte em 2,4 GHz.

Tissues	SAR Máxima [W/kg]			Temperatura Máxima [°C], em 10 minutos						
	30cm	15cm	2cm	sem EM	30cm	$\Delta T$	15cm	$\Delta T$	2cm	$\Delta T$
Córnea	0,08	0,30	16,85	36,76	36,76	0,00	36,77	0,01	37,36	0,82
Hum. Aquoso	0,08	0,33	18,45	36,80	36,80	0,00	36,81	0,02	37,47	0,89
Íris	0,04	0,15	8,33	36,72	36,73	0,00	36,73	0,02	37,43	0,89
Cristalino	0,08	0,31	17,29	36,75	36,75	0,00	36,77	0,02	37,83	1,09
Músculo	0,05	0,22	12,08	36,78	36,79	0,00	36,80	0,02	37,58	0,94
Hum. Vítreo	0,22	0,88	49,23	37,00	37,03	0,01	37,04	0,02	38,09	1,17
Retina	0,08	0,32	18,12	37,00	37,04	0,00	37,04	0,01	37,51	0,72
Coroide	0,10	0,41	22,86	37,00	37,04	0,00	37,04	0,01	37,46	0,71
Esclera	0,08	0,31	17,21	37,00	37,03	0,00	37,04	0,01	37,42	0,82

se o maior valor de SAR no humor vítreo, de 49,23 W/kg, e o menor na íris, 8,33 W/kg. Desta forma verifica-se que o valor da norma foi excedido em todos os tecidos.

Para a fonte situada a 30 cm de distância do olho, tem-se o valor de  $\Delta T$  no cristalino de 0,00°C, logo, não houve aumento significativo de temperatura para este caso.

Observa-se que para a distância de 15 cm, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 0,02°C, ou seja, abaixo do valor de segurança sugerido em Buccella et al. (2007b).

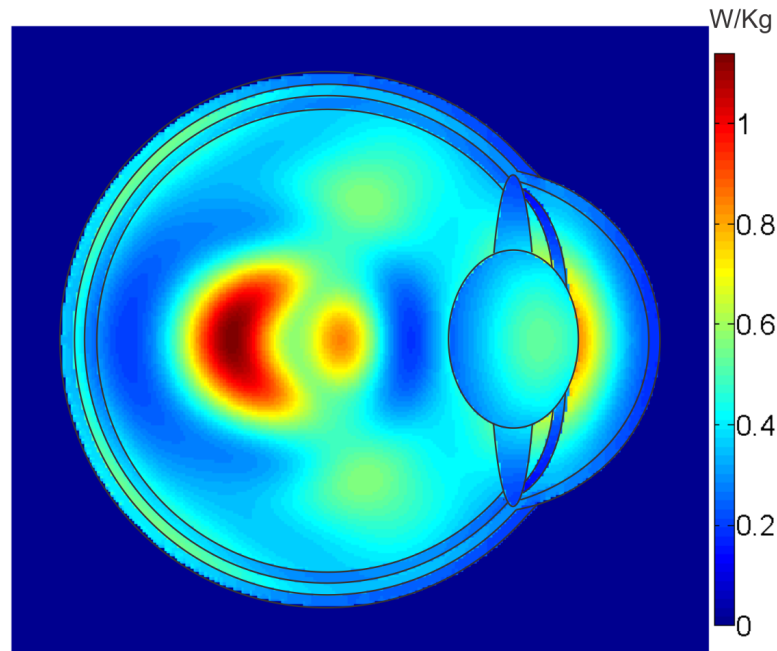
Para a fonte situada a 2 cm de distância do olho, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 1,09°C, também abaixo do valor sugerido pela literatura.

Por meio da análise para a fonte de 2,4 GHz, verificou-se que somente no caso da fonte situada a 2 cm de distância do olho humano o limite de SAR máxima estabelecido pela norma foi ultrapassado em todos os tecidos. Em todos dos casos os valores de  $\Delta T$  no cristalino ficaram abaixo do recomendado para 10 minutos de exposição.

## 6.4 Resultados para fontes de 5,1 GHz

A visualização da distribuição dos valores máximos de SAR para a fonte de 5,1 GHz situada a 15 cm do olho está representada na Figura 6.6. Verifica-se que os maiores valores de SAR para esta frequência encontram-se na região central

mais ao fundo do olho, no humor vítreo, seguido pela região frontal, no humor aquoso, e posteriormente no coroide e na esclera.



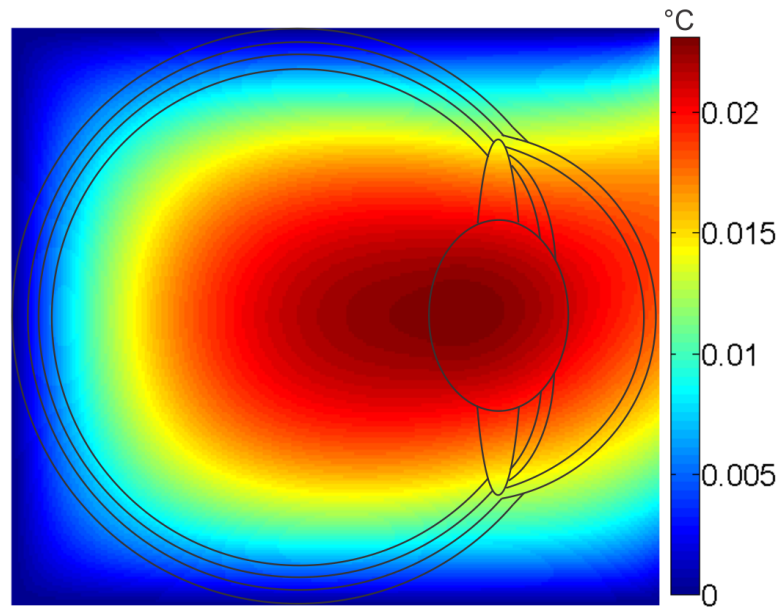
**Figura 6.6:** Distribuições da SAR para fonte de 5,1 GHz a 15 cm do olho.

A Figura 6.7 apresenta a distribuição do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para a fonte de 5,1 GHz localizada a 15 cm do olho humano. Observa-se que o maior aquecimento ocorre no cristalino, seguido do humor vítreo, da íris e dos músculos.

Na Tabela 6.3 tem-se a distribuição dos valores de máximos de SAR e a distribuição do aumento de temperatura para a frequência de 5,1 GHz.

**Tabela 6.3:** Valores da SAR e de temperatura para a fonte em 5,1 GHz.

Tissues	SAR Máxima [W/kg]			sem EM	Temperatura Máxima [°C], em 10 minutos					
	30cm	15cm	2cm		30cm	$\Delta T$	15cm	$\Delta T$	2cm	$\Delta T$
Córnea	0,08	0,31	17,60	36,76	36,76	0,00	36,77	0,02	37,49	1,09
Hum. Aquoso	0,21	0,84	47,43	36,80	36,80	0,01	36,81	0,02	37,59	1,20
Íris	0,08	0,34	18,96	36,72	36,73	0,01	36,74	0,02	37,62	1,19
Cristalino	0,13	0,53	29,96	36,75	36,75	0,01	36,77	0,02	38,04	1,30
Músculo	0,10	0,41	23,13	36,78	36,79	0,01	36,80	0,02	37,80	1,16
Hum. Vítreo	0,29	1,14	64,22	37,00	37,03	0,01	37,04	0,02	38,16	1,30
Retina	0,10	0,41	23,34	37,00	37,04	0,00	37,04	0,02	37,59	0,86
Coroide	0,14	0,56	31,39	37,00	37,04	0,00	37,04	0,02	37,54	0,88
Esclera	0,12	0,48	26,89	37,00	37,03	0,00	37,04	0,02	37,49	1,08



**Figura 6.7:** Distribuições do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para fonte de 5,1 GHz a 15 cm do olho.

Verifica-se, por meio da Tabela 6.3, que para a fonte situada a 30 cm de distância do olho humano, o maior valor de SAR é de 0,29 W/kg, no humor vítreo, o que significa que está abaixo do limite estabelecido pela norma.

Para a fonte situada a 15 cm do olho, tem-se o maior valor de SAR de 1,14 W/kg, também dentro do limite estabelecido pela norma.

Já para o caso da fonte situada a 2 cm de distância do olho humano, observa-se o maior valor de SAR no humor vítreo, de 64,22 W/kg, e o menor na íris, 17,60 W/kg, desta forma verifica-se que o valor da norma foi excedido em todos os tecidos.

Analisando os valores de aumento de temperatura devido à presença dos campos eletromagnéticos para a fonte situada a 30 cm de distância do olho, verifica-se que o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 0,01°C, bem abaixo do valor de  $\Delta T$  de 3°C, sugerido na literatura como temperatura limite para deformações no cristalino, conforme Buccella et al. (2007b).

Observa-se que para a distância de 15 cm, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 0,02°C, ou seja, abaixo do valor sugerido como limite de segurança.

Para a fonte situada a 2 cm de distância do olho, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de 1,30°C, também abaixo do valor de sugerido pela literatura como limiar de

segurança.

Por meio da análise para a fonte de 5,1 GHz, verificou-se que somente no caso da fonte situada a 02 cm de distância do olho humano o limite de SAR máxima estabelecido pela norma foi ultrapassado em todos os tecidos. Em relação ao limite de aquecimento do cristalino para 10 minutos de exposição, verificou-se que em todos os casos estava dentro dos padrões estabelecidos.

Cabe ressaltar que a distribuição da SAR e do aumento de temperatura no olho humano varia de acordo com cada frequência de trabalho. A frequência de 5,1 GHz foi a que mais favoreceu o aquecimento da região do cristalino, o que pode induzir a formação de cataratas. Esta observação é de grande importância, dado nos últimos anos tem crescido muito o número de equipamentos de comunicação sem fio que trabalham nesta frequência, 5,1 GHz.

## 6.5 Resultados para fontes Multi RF

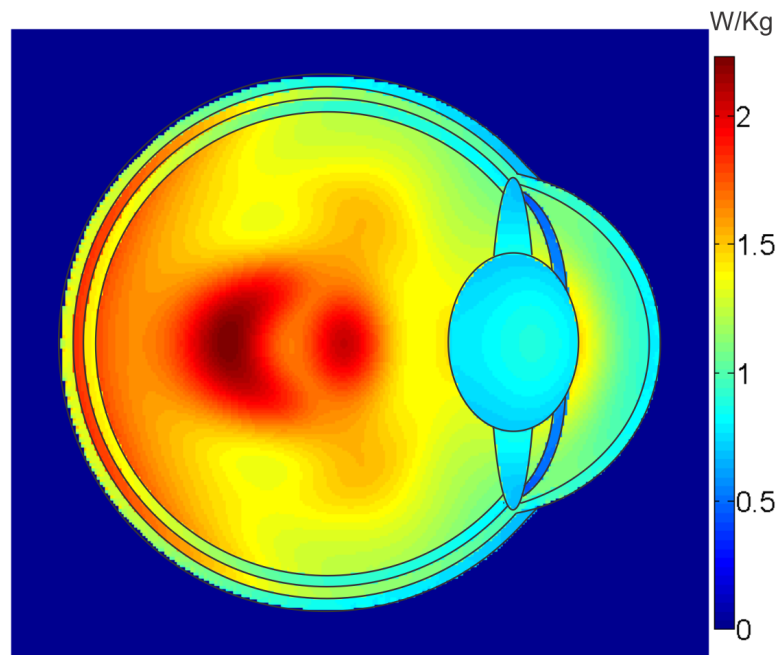
A Figura 6.8 representa a distribuição dos valores máximos de SAR para a fonte Multi RF situada a 15 cm do olho. Observa-se que para essa fonte os maiores valores da SAR estão localizados na região central humor vítreo, no fundo do olho e na interface do humor aquoso com o cristalino.

A distribuição do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para a fonte Multi RF localizada a 15 cm do olho humano está representada na Figura 6.9. Observa-se que o maior aquecimento ocorre nos tecidos do humor vítreo, seguido pelos tecidos do cristalino, do humor aquoso e da íris.

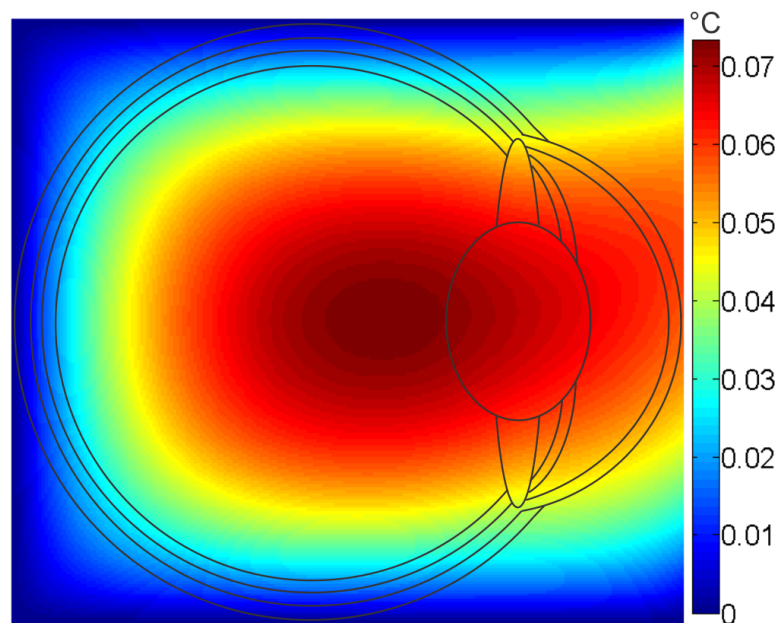
A Tabela 6.4 representa a distribuição dos valores de máximos de SAR e a distribuição do aumento de temperatura para a fonte Multi RF.

Verifica-se, por meio da Tabela 6.4, que para a fonte situada a 30 cm de distância do olho humano, o maior valor de SAR é de 0,56 W/kg, no humor vítreo, estando abaixo do limite estabelecido pela norma.

Para a fonte situada a 15 cm do olho, tem-se o maior valor de SAR de 2,23 W/kg no humor vítreo, logo, constata-se que ultrapassou o limite estabelecido pela norma.



**Figura 6.8:** *Distribuições da SAR para fonte Multi RF a 15 cm do olho.*



**Figura 6.9:** *Distribuições do aumento de temperatura,  $\Delta T$ , para fonte Multi RF a 15 cm do olho.*

Já para o caso da fonte situada a 2 cm de distância do olho humano, observa-se o maior valor de SAR no humor vítreo, de 125,60 W/kg, e o menor na íris, 33,01 W/kg, demonstrando que o valor da norma foi excedido em todos os tecidos.

Ao analisar os valores de aumento de temperatura devido à presença dos

**Tabela 6.4:** Valores da SAR e de temperatura para a fonte Multi RF.

Tissues	SAR Máxima [W/kg]			Temperatura Máxima [°C], em 10 minutos						
	30cm	15cm	2cm	sem EM	30cm	$\Delta T$	15cm	$\Delta T$	2cm	$\Delta T$
Córnea	0,27	1,06	59,55	36,76	36,77	0,02	36,80	0,06	39,38	3,39
Hum. Aquoso	0,37	1,46	82,19	36,80	36,81	0,02	36,84	0,07	39,85	3,60
Íris	0,15	0,59	33,01	36,72	36,73	0,02	36,77	0,06	39,90	3,59
Cristalino	0,22	0,88	49,73	36,75	36,76	0,02	36,82	0,07	40,76	4,02
Músculo	0,22	0,87	49,13	36,78	36,79	0,02	36,83	0,06	40,20	3,57
Hum. Vítreo	0,56	2,23	125,60	37,00	37,04	0,02	37,06	0,07	40,98	4,10
Retina	0,36	1,44	80,71	37,00	37,04	0,01	37,06	0,05	39,45	2,73
Coroide	0,46	1,84	103,60	37,00	37,04	0,01	37,06	0,05	39,39	2,79
Esclera	0,38	1,52	85,47	37,00	37,04	0,02	37,06	0,06	39,25	3,36

campos eletromagnéticos para a fonte situada a 30 cm de distância do olho, verifica-se que o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de  $0,02^{\circ}\text{C}$ , logo, não houve aumento significativo de temperatura para este caso.

Observa-se que para a distância de 15 cm, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de  $0,07^{\circ}\text{C}$ , ou seja, abaixo do limiar de segurança sugerido pela literatura.

Para a fonte situada a 2 cm de distância do olho, o valor de  $\Delta T$  no cristalino é de  $4,02^{\circ}\text{C}$ , ultrapassando o valor de segurança de  $3^{\circ}\text{C}$ , para que não ocorram deformações nos tecidos do cristalino, sugerido em Buccella et al. (2007b).

Por meio da análise para a fonte Multi RF, verificou-se que para a distância de 30 cm os limites de segurança foram respeitados. O limite de SAR máxima estabelecido pela norma foi ultrapassado para as distâncias de 15 cm, no humor vítreo, e 2 cm, em todos os tecidos do olho humano. Já o limite de aumento de temperatura por exposição durante 10 minutos no cristalino foi ultrapassado para a fonte situada a 2 cm de distância do olho, o que indica a possibilidade de ocasionar deformações nos tecidos do cristalino.

É importante ressaltar que os tecidos que tiveram os maiores valores de SAR, não são necessariamente os que mais se aqueceram. De forma proporcional, por exemplo o cristalino foi o tecido que, se ordenado de ordem decrescente, ficaria em sexta posição em relação ao valor da SAR. Porém, ficou em segunda posição em relação os tecidos que tiveram maior valor de  $\Delta T$ .

# Capítulo 7

## Conclusões

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

### 7.1 Resultados e considerações finais

Neste trabalho, apresentou-se o estado da arte sobre a influência dos campos eletromagnéticos nos tecidos oculares e verificou-se, por meio da literatura, que os campos eletromagnéticos podem causar deformações nos tecidos do cristalino, induzindo a formação da catarata.

Desenvolveu-se um modelo computacional do olho humano, detalhado em três dimensões, 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. O modelo desenvolvido neste trabalho detalha cada parte do olho humano, diferentemente dos modelos encontrados na literatura que agrupam tecidos diferente em apenas um material. Com as validações do modelo desenvolvido, por meio da análise comparativa entre os livros de oftalmologia, histologia e atlas de anatomia humana, pode-se concluir que o modelo está coerente com o olho humano em relação às dimensões, disposição e propriedades dos tecidos.

Quanto à fonte responsável pela emissão dos campos eletromagnéticos, implementou-se as fontes nas frequências de 1,9, 2,4, e 5,1 GHz, além da Multi RF, que representa um dispositivo sem fio, em pleno funcionamento, utilizando

todas as referidas frequências simultaneamente. Constatou-se que os resultados das validações e implementados estão de acordo com os relatos existentes na literatura especializada.

Implementou-se o programa para realizar o cálculo dos campos eletromagnéticos por meio do FDTD. Nesse sentido, verificou-se que os resultados numéricos gerados nas validações apresentam coerência com os analíticos, garantindo eficiência nos resultados.

O cálculo da SAR incidente no olho humano, resultante do campo eletromagnético irradiado pela antena de equipamentos de comunicação em sistemas sem fio, foi realizado com sucesso e na comparação da solução numérica com a analítica verificou-se que os resultados foram coerentes.

Por meio da análise comparativa dos resultados obtidos para a SAR nos tecidos do olho humano com as normas internacionais de segurança, verificou-se que para as frequências de 1,9, 2,4, e 5,1 GHz os valores de SAR máxima ficaram abaixo do limite estabelecido pela norma de segurança nas distâncias de 30 e 15 cm. Porém, para a distância de 2 cm, o limite estabelecido pela norma foi ultrapassado em todos os tecidos.

Já em relação à fonte Multi RF, verificou-se que para a distância de 30 cm os limites de segurança não foram ultrapassados. Porém, o limite de SAR máxima estabelecido pela norma foi ultrapassado para as distâncias de 15 cm, no humor vítreo, e 2 cm, em todos os tecidos do olho humano.

Realizou-se o cálculo do aumento de temperatura nos tecidos oculares resultante do campo eletromagnético irradiado pela antena de equipamentos de comunicação em sistemas sem fio, as implementações e as validações foram realizadas com sucesso, apresentando resultados coerentes com a literatura.

Por meio da comparação dos resultados obtidos para o cálculo do aumento de temperatura no cristalino, verificou-se que para as frequências de 1,9, 2,4, e 5,1 GHz os valores de  $\Delta T$  ficaram abaixo do valor recomendado na literatura. Para a fonte Multi RF, o limiar de aumento de temperatura no cristalino foi ultrapassado apenas para a fonte situada a 2 cm de distância do olho, o que indica a possibilidade de ocasionar deformações nos tecidos do cristalino.

É importante ressaltar que a frequência de 5,1 GHz foi a que mais favoreceu o aquecimento da região do cristalino, o que pode contribuir para a formação de catarata. Esta observação é de grande importância, dado nos últimos anos tem crescido muito o número de equipamentos de comunicação sem fio que trabalham nesta frequência.

Observa-se que os tecidos que apresentaram os maiores valores de SAR não são necessariamente os que mais se aqueceram. De forma proporcional, por exemplo, o cristalino foi o tecido que, se ordenado de ordem decrescente, ficaria em sexta posição em relação ao valor da SAR. Porém, ficou em segunda posição em relação os tecidos que tiveram maior valor de  $\Delta T$ .

## 7.2 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:

- realizar o estudo da SAR e do aumento de temperatura induzido no olho de crianças, que possui dimensões menores, devido à presença dos campos eletromagnéticos. Dado que cada dia aumenta o número de crianças utilizam de dispositivos móveis por longos períodos;
- estudar a relação entre o uso de lentes de contato e o aumento de temperatura no olho humano devido à presença dos campos eletromagnéticos;
- analisar a SAR e o aumento de temperatura induzido nos olhos de profissionais que trabalham com rádio de comunicação sem fio por um tempo prolongado, como, por exemplo, os policiais que utilizam os rádios comunicadores para segurança pública;
- analisar da influência da variação da temperatura ambiente no processo de aquecimento do olho humano por ondas eletromagnética;

- 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 o cálculo do FDTD utilizando o passo no tempo,  $\Delta t$ , variável, permitindo reduzir o tempo de processamento;
- desenvolver programas de processamento em paralelo para o FDTD, com o objetivo diminuir o tempo de processamento, que é elevado quando tem-se uma grande densidade de malhas.

# Referências

- Anatel (2015). *Agência Nacional de Telecomunicações*. Anatel. Disponível em <http://www.anatel.gov.br>. Acesso em janeiro/2015.
- Appleton, B., Hirsh, S., Kinion, R. and Soles, M., McCrossen, G. C., and Neidlinger, R. M. (1975). Microwave lens effects in humans. *Archives of Ophthalmology*, 93:257–258.
- Appleton, B. e McCrossan, G. C. (1972). Microwave lens effects in humans. *Archives of Ophthalmology*, 88:259–62.
- Balanis, C. A. (2012). *Advanced Engineering Electromagnetics*. J. W. e Sons, New York, NY.
- Berenger, J. (1994). A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *Journal of Computational Physics*, 114:185–200.
- Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., e PiuZZi, E. (1998). Sar distribution e 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 e Techniques*, 46:2074–2082.
- Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., e PiuZZi, E. (2000). Specific absorption rate e temperature increases in the head of a cellular-phone user. *Microwave Theory e Techniques, IEEE Transactions on*, 48(7):1118–1126.
- Buccella, C., De Santis, V., e Feliziani, M. (2007a). Numerical prediction of sar e thermal elevation in a 0.25-mm 3-d model of the human eye exposed to handheld transmitters. In *Electromagnetic Compatibility, 2007. EMC 2007. IEEE International Symposium on*, pages 1–6.

- Buccella, C., De Santis, V., e Feliziani, M. (2007b). Prediction of temperature increase in human eyes due to rf sources. *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, 49(4):825–833.
- Carpenter, R. L. (1979). Ocular effects of microwave radiation. *New York Acad. Medicine*, 55:1048–1057.
- Carpenter, R. L. e Van Ummerson, C. A. (1968). The action of microwave radiation on the eye. *The Journal of Microwave Power*, 3:3–19.
- Carvalho Jr, D. (2007). Caracterização da taxa de absorção específica no olho humano devido a campos eletromagnéticos de alta-frequência. *Universidade Federal de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica*.
- Carvalho Jr, D. F., Ramirez, J. A., e Silva, E. J. (2015). Determination of the temperature increase in the human eye due to electromagnetic fields. *Compel*, 34:1489–1500.
- Christ, A., Klingenbock, A., Samaras, T., Goiceanu, C., e Kuster, N. (2006). The dependence of electromagnetic far-field absorption on body tissue composition in the frequency range from 300 mhz to 6 ghz. *Microwave Theory e Techniques, IEEE Transactions on*, 54(5):2188–2195.
- Cleary, S. F. e Pasternack, B. S. (1966). Lenticular changes in microwave workers. *Archives of Environmental Health: An International Journal*, 12(1):23–29. PMID: 4951655.
- Cleary, S. F., Pasternack, B. S., e Beebe, G. W. (1965). Cataract incidence in radar workers. *Archives of Environmental Health: An International Journal*, 11(2):179–182. PMID: 5832248.
- Cooper, J., Hombach, V., e Schiavoni, A. (1996). Comparison of computational electromagnetic codes applied to a sphere canonical problem. *Microwaves, Antennas e Propagation, IEE Proceedings*, 143(4):309–316.

- Creighton, M. O., E., L. L., e Stewart-DeHaan, P. J. (1987). In vitro studies of microwave induced cataract ii. comparison of damage observed from continuous wave e pulsed microwaves. *Experimental Eye Research*, 45:357–73.
- Daily, L., Wakim, K. G., Herrick, J. F., Parkhill, E. M., e Benedict, W. L. (1956). The effects of microwave diathermy on the eye. *Medical Electronics, IRE Transactions on*, PGME-4:25–26.
- Dangelo e Fattini (2003). *Anatomia Humana Básica*. Atheneu, 2nd edition.
- DeMarco, S., Lazzi, G., Liu, W., Weiland, J., e Humayun, M. (2003). Computed sar e thermal elevation in a 0.25-mm 2-d model of the human eye e head in response to an implanted retinal stimulator - part i: models e methods. *IEEE Transactions on Antennas e Propagation*, 51(9):2274–2285.
- Durant, J. (2002). Risk factors for the development of cataract. a literature review. *Optometry in Practice*, 3:9–27.
- Elsherbeni, A. e Demir, V. (2009). *The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics: With MATLAB Simulations*. SciTech Publishing.
- Frey, A. H. (1985). Data analysis reveals significant microwave induced eye damage in humans. *Journal of Microwave Power*, 20:53–5.
- Gabriel, C. (2015). *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF e Microwave Frequencie*, volume Final Tech. Rep. AL/OE-TR-1996-0037. RFR Division, Brooks Air Force Base, San Antonio, TX. Disponível em <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>. Acesso em jan/2015.
- Gandhi, O., Lazzi, G., e Furse, C. (1996). Electromagnetic absorption in the human head e neck for mobile telephones at 835 e 1900 mhz. *IEEE Transactions on Microwave Theory e Techniques*, 44(10):1884–1897.
- Gandhi, O., Li, Q. X., e Kang, G. (2001). Temperature rise for the human head for cellular telephones e for peak sars prescribed in safety guidelines. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 49:1607–1613.

- Gartner, L. e Haitt, J. (2003). *Tratado de Histologia*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 2. ed. edition.
- Geneser, F. (2003). *Histologia*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 3. ed. edition.
- Guy, A. W., Lin, J. C., Kramar, P. O., e Emery, A. F. (1975). Effect of 2450 mhz on the rabbit eye. *IEEE Transactions on Microwave Theory e Techniques*, MTT-23:492–498.
- Harding, J. J. e van Heyningen, R. (1989). Beer, cigarettes e military work as risk factors for cataract. *Developments in Ophthalmology*, 17:13–6.
- Harrington, R. F. (1961). *Time-Harmonic Electromagnetic Fields*. McGraw-Hill, New York, NY.
- Harrington, R. F. (2001). *Time-Harmonic Electromagnetic Fields*. J. W. e Sons.
- Hirata, A. (2005). Temperature increase in human eyes due to near-field e far-field exposures at 900 mhz, 1.5 ghz, e 1.9 ghz. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 38:68 – 76.
- Hirata, A., Matsuyama, S., e Shiozawa, 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.
- Hirata, A., Ushio, U., e Shiozawa, T. (1999). Formation of hot spots in the human eye for plane wave exposures. *IEEE Microwave Conference Asia Pacific*, 2:477 – 480.
- Hirata, A., Watanabe, H., e Shiozawa, T. (2002). Sar e temperature increase in the human eye induced by obliquely incident plane waves. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 44:592–594.
- Hirata, A., Watanabe, S., Kojima, M., Hata, I., Wake, K., Taki, M., Sasaki, K., Fujiwara, O., e Shiozawa, T. (2006). Computational verification of anesthesia effect on temperature variations in rabbit eyes exposed to 2.45 ghz microwave energy. *Bioelectromagnetics*, 27(8):602–12.

- Hirsch, C. (2007). *Numerical Computation of Internal e External Flows*. Butterworth-Heinemann, Oxford, second edition edition.
- Hirsch, F. G. e Parker, J. T. (1952). Bilateral lenticular opacities occurring in a technician operating a microwave generator. *Arch. Indust. Hyg.*, 6:512–517.
- Hogan, M. J. (1971). *Histology of the human eye - An atlas e textbook*. WB Saunders, Philadelphia.
- Hollows, F. e Douglas, J. (1984). Microwave cataract in radiolinemen e controls. *The Lancet*, 324(8399):406 – 407. Originally published as Volume 2, Issue 8399.
- ICNIRP (1998). Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic e electromagnetic fields (up to 300 ghz). *Health Phys.*, 74:494–522.
- IEC (2015). *Standard IEEE/IEC PT 62704-1: Draft Recommended Practice for Determining the Peak Spatial - Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Body from Wireless Communications Devices, 30 MHz to 6 GHz: General Requirements for using the Finite Difference Time Domain (FDTD) Method for SAR Calculations*. IEC. Disponível em <http://www.iec.ch> Acesso em maio/2015.
- IEEE (2003). Ieee recommended practice for determining the peak spatial-average specific absorption rate (sar) in the human head from wireless communications devices: Measurement techniques. *IEEE Std 1528-2003*, pages 1–120.
- IEEE (2005). Ieee standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 khz to 300 ghz. IEEE.
- ITU (2015). *K.52 : Guidance on complying with limits for human exposure to electromagnetic fields*. ITU. Disponível em <https://www.itu.int/rec/T-REC-K.52-201408-I/en>. Acesso em fev/2015.
- Junqueira, L. C. e Carneiro, J. (1999). *Histologia Básica*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 9.ed. edition.

- Kramar, P. ., Emery, A. F., Guy, A. W., e Lin, J. C. (1975). The ocular effects of microwaves on hypothermic rabbits: A study of microwave cataractogenic mechanisms. *Annals of New York - Academy of Sciences*, 247:155–156.
- Kramar, P. O., Hams, C., Emery, A. F., e Guy, A. W. (1978). Acute microwave irradiation e cataract formation in rabbits and monkeys. *Journal of Microwave Power*, 11:135–136.
- Lazzi, G., DeMarco, S., Liu, W., Weiland, J., e Humayun, M. (2003). Computed sar e thermal elevation in a 0.25-mm 2-d model of the human eye e head in response to an implanted retinal stimulator - part ii: results. *Antennas e Propagation, IEEE Transactions on*, 51(9):2286–2295.
- Lin, J. C. (2003). Cataracts e cell-phone radiation. *Antennas e Propagation Magazine, IEEE*, 45(1):171–174.
- Lin, J. C. (2009). *Advances in Electromagnetic Fields in Living Systems: Health Effects of Cell Phone Radiation - Volume 5*. Springer Science.
- Mahfouz, Z., Gati, A., Lautru, D., Wiart, J., e Hanna, V. (2012). Sar assessment e analysis of cumulative body exposure to multi transmitters from a mobile phone. In *Biomedical Wireless Technologies, Networks, e Sensing Systems (BioWireleSS), 2012 IEEE Topical Conference on*, pages 77–80.
- Netter, F. (2004). *Atlas de Anatomia Humana*. Learning Systems, 3rd edition.
- Pennes, H. H. (1948). Analysis of tissue e arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1(2):93–122.
- Remington, L. A. (2012). *Clinical Anatomy e Physiology of the Visual System*. Butterworth-Heinemann, Saint Louis, third edition edition.
- Richardson, A. W., Duane, T. D., e Hines, H. M. (1948). Experimental lenticular opacities produced by microwave irradiation. *Archives of Physical Medicine e Rehabilitation*, 29:765–9.

- Samaras T., Christ A., K. N. (2006). Effects of geometry discretization aspects on the numerical solution of the bioheat transfer equation with the fdtd technique. *Phys Med Biol.*, 51:N221?9.
- Shafahi, M. e Vafai, K. (2010). Human eye response to thermal disturbances. *Journal of Heat Transfer*, 133:011009–7.
- Stevens, A. e Lowe, J. S. (2001). *Human Histology*. Manole, Barcelona, Spain, 2.ed. edition.
- Taflove, A. e Brodwin, M. (1975). Computation of the electromagnetic fields e induced temperatures within a model of the microwave irradiated human eye. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*
- Taflove, A. e Hagness, S. C. (2005). *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*. Artech House, 3rd edition.
- Wessapan, T. e Rattanadecho, P. (2012). Specific absorption rate e temperature increase in human eye subjected to electromagnetic fields at 900 mhz. *International Journal of Heat e Mass Transfer*, 134:091101–11.
- Wessapan, T. e Rattanadecho, P. (2013). Specific absorption rate e temperature increase in the human eye due to electromagnetic fields exposure at different frequencies. *International Journal of Heat e Mass Transfer*, 64:426 – 435.
- Yee, K. (1966). Numerical solution of initial boundary value problems involving maxwells equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas e Propagation*, 14:302–307.
- Yioultsis, T. V., Kosmanis, T. I., Kosmidou, E. P., Zygiridis, T. T., Xenos, T. D., e Tsiboukis, T. D. (2002). A comparative study of the biological effects of various mobile phone e wireless lan antennas. *IEEE Trans. Magnetics*, 38:777 – 780.
- Zaret, M. M. (1974). Selected cases of microwave cataracts in man associated with concomitant annotated pathologies. *Biological Effects e Health Hazards of Microwave Radiation in P. Czerski, et al., (eds.)*, 6:294–301.