

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

JULIANA BORGES FERREIRA

**SIMULAÇÕES DA SAR EM VIRTUDE DA EXPOSIÇÃO POR
“TABLETS” OPERADOS PRÓXIMOS À CABEÇA**

Porto Alegre

2016

JULIANA BORGES FERREIRA

**SIMULAÇÕES DA SAR EM VIRTUDE DA EXPOSIÇÃO POR
“TABLETS” OPERADOS PRÓXIMOS À CABEÇA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Engenharia de Computação;
Linha de Pesquisa: Redes e Telecomunicações.

ORIENTADOR: Dr. Álvaro Augusto Almeida de Salles

Porto Alegre

2016

JULIANA BORGES FERREIRA

SIMULAÇÕES DA SAR EM VIRTUDE DA EXPOSIÇÃO POR “TABLETS” OPERADOS PRÓXIMOS À CABEÇA

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Álvaro Augusto Almeida de Salles, UFRGS

PhD pela London University - Londres, Inglaterra.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Antônio Carlos de Oliveira Pedra, SENAI-RS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil.

Prof. Dr. Gilson Inácio Wirth, UFRGS

Doutor pela Universitaet Dortmund – Alemanha.

Prof. Dr. Giovani Bulla, FEEVALE-RS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil.

Coordenador do PPGEE: _____

Prof. Dr. Luis Fernando Alves Pereira

Porto Alegre, fevereiro de 2016.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família e em especial ao meu companheiro e amigo Charles Luis Hartwig, pela dedicação e apoio em todos os momentos difíceis.

AGRADECIMENTOS

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PPGEE, pela oportunidade de realização de trabalhos em minha área de pesquisa.

Ao professor PhD. Álvaro Augusto Almeida de Salles, pela oportunidade concedida e também pela orientação e colaboração em todas as etapas do trabalho.

Ao professor Claudio Enrique Fernández Rodríguez meu agradecimento especial pelo compartilhamento de sua vasta experiência em todas as etapas de desenvolvimento do trabalho.

Aos colegas do PPGEE, Ms. Johan Leandro Téllez Garzón e Jamith Bermudez Galves pelo auxílio no compartilhamento de experiências e conhecimentos.

Ao Engenheiro Paulo Serafini pela ajuda nas medições.

À CAPES pela provisão da bolsa de mestrado.

RESUMO

A grande maioria da população mundial está crescentemente exposta à radiação eletromagnética proveniente de fontes que muitas vezes estão localizadas nas proximidades do corpo. A radiação eletromagnética é considerada um agente possivelmente cancerígeno para as pessoas, classificação 2B indicada pela Organização Mundial da Saúde-OMS (WHO/IARC, 2011). Devido às preocupações em relação aos riscos associados a esta exposição existem normas que recomendam os valores máximos de exposição permitidos (ICNIRP, 1998; FCC, 2001). A correta avaliação das doses de radiação é, portanto, relevante. Este trabalho tem a finalidade de avaliar o impacto dos resultados do cálculo da dose da Taxa de Absorção Específica (SAR) em usuários expostos a radiação por tablets operando na faixa de radiocomunicações Wi-fi. Os três modelos existentes de cabeça humana utilizados serão um manequim homogêneo SAM phantom e dois modelos de cabeça realistas heterogêneos: um adulto masculino e uma criança masculina. Será também utilizado nas simulações um modelo masculino de criança que foi desenvolvido através de imagens de tomografia computadorizada (TC) pelo processo de segmentação feito no software AMIRA. Será utilizado um modelo genérico de tablet. Os parâmetros dosimétricos usados para simulação da SAR serão computados pelo software SEMCAD X que é baseado no Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD). Será criado também um código do Método FDTD através do software MATLAB que servirá para a escolha dos parâmetros do SEMCAD X. A distância entre o tablet e os modelos de cabeças varia de 50 mm a 300 mm. Os resultados da SAR serão comparados com os limites de exposição recomendados pelas normas internacionais. Também serão simuladas diferentes posições da antena no tablet. Da análise dos resultados foi constatado que os valores de SAR são muito baixos e todos os resultados ficaram dentro dos limites do psSAR recomendados pela FCC de 1,6 W/kg em cada 1 g de tecido e de 2 W/kg em cada 10 g de tecido estabelecidos pela ICNIRP. Comparando os valores de SAR do modelo SAM com o modelo DUKE, o modelo SAM se mostra conservador, porém quando a comparação é feita com as crianças o SAM deixa de ser conservador.

Palavras-chave: Dosimetria, Segmentação, Tablets, Radiação Não ionizante, Taxa de Absorção Específica (SAR), Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD), Manequim Antropomórfico Específico (SAM).

ABSTRACT

The vast majority of the world population is increasingly exposed to electromagnetic radiation from sources which are often located near to the body. Electromagnetic radiation is considered a possible carcinogen for people, classification 2B indicated by the World Health Organization-WHO (WHO/IARC, 2011). Due to concerns regarding the risks associated with this exposition there are regulations suggesting maximum allowed exposure values (ICNIRP, 1998; FCC, 2001). The correct evaluation of radiation doses is therefore relevant. This work aims to assess the impact of the results of the calculation of Specific Absorption Rate dose (SAR) in users exposed to radiation from tablets operating in the Wi-fi band. The three existing models of human head used are a homogeneous dummy SAM phantom and two heterogeneous realistic head models: a male adult and a male child. It will also be used in the simulations a male child model which was developed from computed tomography (CT) imaging using the AMIRA software for the segmentation process. A generic model of tablet is used. Dosimetric parameters used for simulation of the SAR are computed using the SEMCAD X software which is based on the Finite Difference Method in Time Domain (FDTD). A FDTD code was developed using the MATLAB software in order to help to choose the input SEMCAD X parameters. The distances between the tablet and the head of the models varies from 50 mm to 300 mm. SAR results are compared with the exposure limits recommended by international standards. Different antenna positions on the tablet are simulated too. Examining the results it was found that the SAR values are very low and all results are within the psSAR limits recommended by FCC (1,6 W/kg averaged over 1 g of tissue) and by ICNIRP (2 W/kg in 10 g of tissue). Comparing the SAR in the SAM model with the SAR in the DUKE model, the SAM model shows to be conservative. However, when compared with the children, the SAM is not conservative.

Keywords: Dosimetry, Segmentation, Tablets, Non-ionizing radiation (NIR), Specific Absorption Rate (SAR), Finite Differences-Time Domain (FDTD) Method, Specific Anthropomorphic Mannequin (SAM).

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	15
1.1.	MOTIVAÇÃO.....	16
1.2.	OBJETIVOS	17
2.	CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	18
2.1.	ONDAS ELETROMAGNÉTICAS.....	18
2.2.	EFEITOS BIOLÓGICOS	18
2.2.1.	Efeitos Térmicos	19
2.2.2.	Efeitos Não Térmicos	20
2.3.	TAXA DE ABSORÇÃO ESPECÍFICA - (SAR).....	21
2.4.	RECOMENDAÇÕES INTERNACIONAIS	22
2.5.	MÉTODO FDTD	23
2.5.1.	Formulação dos Campos.....	23
2.5.2.	Estabilidade.....	24
2.5.3.	Dispersão Numérica	25
2.5.4.	Condições de fronteira	27
2.6.	VIRTUAL FAMILY AND VIRTUAL POPULATION.....	28
2.7.	SEGMENTAÇÃO	30
2.8.	ANTENA PLANAR EM FORMATO F INVERTIDO (PIFA)	33
3.	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	37
3.1.	MODELO DA ANTENA.....	37
3.2.	MODELO DO TABLET	42
3.3.	MODELOS DE CABEÇA EXISTENTES.....	43
3.3.1.	Manequim Antropomórfico Específico (SAM phantom).....	43
3.3.2.	Modelos Heterogêneos da Virtual Family	45
3.4.	MODELO DE CABEÇA NOVO SEGMENTADO.....	47
3.5.	PROPRIEDADES DIELÉTRICAS.....	62
3.6.	RECURSOS COMPUTACIONAIS UTILIZADOS.....	64
3.7.	DESCRIÇÃO DAS SIMULAÇÕES.....	64
3.7.1.	Cálculo da dose (psSAR) alterando as distâncias de exposição entre os modelos e o tablet.....	67
3.7.2.	Cálculo da dose (psSAR) alterando a posição da antena no tablet.....	69
4.	RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES	72
4.1.	RESULTADO DA DOSE (psSAR) ALTERANDO AS DISTÂNCIAS DE EXPOSIÇÃO ENTRE OS MODELOS E O TABLET.....	72
4.2.	RESULTADO DA DOSE (psSAR) NOS MODELOS IRRADIADOS POR TABLET A UMA DISTÂNCIA DE 150 MM, ALTERANDO A POSIÇÃO DA ANTENA NO TABLET.....	78
5.	MEDIÇÕES FEITAS NO TABLET PARA ANÁLISE DA POTÊNCIA	81
6.	CONCLUSÕES E DISCUSSÕES	86
6.1.	CONCLUSÕES DAS ANÁLISES DOS RESULTADOS	86
6.2.	COMENTÁRIOS E RECOMENDAÇÕES	87
6.3.	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	88
	REFERÊNCIAS	90
	APÊNDICE A: CÓDIGO MATLAB.....	98

APÊNDICE B: TRABALHOS PUBLICADOS.....	104
ANEXO A: CERTIFICADO DE HOMOLOGAÇÃO DO TABLET	106

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 Componentes vetoriais do campo elétrico e magnético da célula de Yee.	24
Figura 2 Família Virtual: Duke, Ella, Billie, Thelonious (esquerda à direita).	29
Figura 3 Virtual Population	29
Figura 4 Modelos de cabeça utilizados nas simulações: (a) Manequim homogêneo SAM phantom (IEEE 1528, 2003), (b) Modelo geométrico com 4 camadas, (c) Modelo heterogêneo Eartha da Virtual Family (CHRIST, 2010).	30
Figura 5 Processo de Segmentação: (a) Imagem médica 2D no padrão DICOM, (c) Segmentação dos tecidos, (c) Modelo 3D.	31
Figura 6 Histograma e Limiarização.	32
Figura 7 Projeções Axial (ou Transversal), Coronal (ou Frontal) e Sagital (ou Lateral).	33
Figura 8 Estrutura de uma ILA.	34
Figura 9 Estrutura de uma IFA.	35
Figura 10 Estrutura de uma PIFA.	35
Figura 11 Antena utilizada neste trabalho.	38
Figura 12 Dimensões da antena: (a) vista frontal superior, (b) vista frontal inferior, (c) vista lateral esquerda e (d) detalhe da vista lateral esquerda.	39
Figura 13 (a) Coeficiente de reflexão S_{11} da antena (b) Impedâncias de entrada da antena (c) Relação de onda estacionária da antena.	41
Figura 14 Diagramas de irradiação 3D de campo elétrico da antena, em V/m.	41
Figura 15 Diagramas de irradiação 2D de diretividade da antena, com escala radial em dB: (a) plano XY, (b) plano YZ e (c) plano XZ.	42
Figura 16 Dimensões do tablet situado na vertical e posicionamento da antena.	43
Figura 17 SAM phantom.	44
Figura 18 Modelo de cabeça DUKE (34 anos).	45
Figura 19 Modelo de cabeça THELONIOUS (6 anos).	46
Figura 20 Conjunto de imagens DICOM contendo dados e informações do processo, abertas no software RADIANT.	48
Figura 21 Fatias bidimensionais 2D com intervalo de 1mm.	49
Figura 22 Limiarização: Contrastes que permitem a visualização de detalhes nos tecidos menos densos (a), e mais densos (b).	50
Figura 23 Indicação dos tecidos que serão selecionados.	51
Figura 24 Barra de ferramentas de seleção do software AMIRA.	51
Figura 25 Magic Wand. (a) Limites de seleção entre 160 e 1492. (b) Limites de seleção entre 260 e 1492. (c) Limites de seleção entre 427 e 1942.	54
Figura 26 Ouvido Médio.	54
Figura 27 Projeções do SEMCAD X.	55
Figura 28 Delimitação do tecido do cérebro.	56
Figura 29 Modelo PEDRO em diferentes formatos. (a) Formato.hx (AMIRA). (b) Formato.sem (SEMCAD X).	56
Figura 30 Segmentação do OSSO.	57
Figura 31 Segmentação da CARTILAGEM.	58
Figura 32 Segmentação do CÉREBRO.	58

Figura 33 Segmentação da PELE.	58
Figura 34 Segmentação dos MÚSCULOS da área dos olhos.	59
Figura 35 Segmentação do NERVO ótico.....	59
Figura 36 Segmentação da GORDURA.	59
Figura 37 Segmentação dos MÚSCULOS.	60
Figura 38 Segmentação do CORDÃO ESPINHAL.	60
Figura 39 Anatomia do olho humano e Segmentação dos tecidos do olho.	61
Figura 40 Segmentação da MEDULA ÓSSEA.	61
Figura 41 Segmentação das SUTURAS do crânio.	62
Figura 42 Final do pulso Gaussiano garantindo a convergência.	65
Figura 43 Exemplo da malha utilizada no modelo THELONIOUS com 150 mm de distância do tablet.	67
Figura 44 Simulação dos modelos com o tablet variando a distância entre os mesmos, sendo X=50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 250 mm e 300 mm: (a) SAM, (b) DUKE, (c) PEDRO e (d) THELONIOUS.	68
Figura 45 Posições da antena com o tablet situado na vertical: (a) central (b) superior esquerda, (c) superior central, (d) superior direita, (e) inferior esquerda, (f) inferior central e (g) inferior direita.	70
Figura 46 Nova orientação do tablet (situado na horizontal) e polarização da antena.	70
Figura 47 Posições da antena com o tablet situado na horizontal: (a) central (b) superior esquerda, (c) superior central, (d) superior direita, (e) inferior esquerda, (f) inferior central e (g) inferior direita.	71
Figura 48 psSAR 1 g	75
Figura 49 psSAR 10 g	75
Figura 50 Distribuições do psSAR $0,042\text{W/kg} = 0 \text{ dB}$, com 30 dB na escala de cor: (a) SAM phantom; (b) DUKE; (c) PEDRO (d) THELONIOUS;	77
Figura 51 Ilustração da montagem.	81
Figura 52 Posições do medidor Narda.....	82
Figura 53 Distribuição do campo elétrico quando a potência de alimentação é 30 mW (valor máximo) normalizado para $10\text{V/m} = 0 \text{ dB}$, com uma escala de cores de 50 dB.	85
Figura 54 Distribuição do campo elétrico quando a potência de alimentação é 0,30 mW (valor medido aproximado) normalizado para $10\text{V/m} = 0 \text{ dB}$, com uma escala de cores de 50 dB.	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Normas e Recomendações. Limites para População Geral/Exposição Não controlada.	23
Tabela 2 Valor dos parâmetros relevantes da antena.	39
Tabela 3 Propriedades dielétricas do SAM phantom seguindo as práticas recomendadas pelo IEEE 1525 @ 2,45 GHz.	45
Tabela 4 Comparação entre os tecidos segmentado dos modelos de criança.....	57
Tabela 5 Propriedades dielétricas dos tecidos dos modelos heterogêneos @ 2,45GHz.....	63
Tabela 6 Valores do psSAR para 1 g e 10 g [[W/kg].....	73
Tabela 7 Valores do psSAR para 1 g [W/kg] tablet na posição VERTICAL	79
Tabela 8 Valores do psSAR para 1 g [W/kg] tablet na posição HORIZONTAL.	79
Tabela 9 Valores registrados no medidor de campo localizado a diferentes distâncias do tablet.	83

LISTA DE SÍMBOLOS

ρ	Densidade de massa do tecido (kg/m ³)
σ	Condutividade elétrica (S/m)
E	Intensidade do campo elétrico (V/m)
\vec{E}	Vetor campo elétrico (V/m)
E_x, E_y, E_z	Componentes de campo elétrico (V/m)
H	Intensidade do campo magnético (A/m)
\vec{H}	Vetor campo magnético (A/m)
H_x, H_y, H_z	Componentes de campo magnético (A/m)
$\Delta_x, \Delta_y, e \Delta_z$	Discretizações espaciais ao longo dos eixos cartesianos
Δt	Discretização temporal
λ	Comprimento de onda (m)
f	Frequência (Hz)
ω	Frequência angular (rad/s)
c	Velocidade de onda no vácuo (m/s)
k	Número de onda (1/m)
v_p	Velocidade de fase (m/s)
S_{11}	Coefficiente de reflexão (dB)
ϵ_r	Permissividade dielétrica relativa (S/m)
S	Densidade de potência (W/m ²)
η_0	Impedância característica do vácuo (Ω)

LISTA DE ABREVIATURAS

ABC: *Absorbing Boundary Conditions* - Condições de Contorno Absorvedoras.

ABNT: Associação Brasileira de Normas Técnicas.

ANATEL: Agência Nacional de Telecomunicações.

ANSI: *American National Standard Institute* - Instituto de Normatização dos Estados Unidos.

CPU: *Central Processing Unit* - Unidade Central de Processamento.

CT: *Computed Tomography* - Tomografia Computadorizada.

DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine*.

DNA: *Deoxyribonucleic Acid* - Ácido Desoxirribonucleico.

ELF: *Extremely Low Frequency*.

EM: Eletromagnético.

FDA: *Food and Drugs Administration* - Administração de Alimentos e Remédios dos Estados Unidos.

FCC: *Federal Communications Commission* - Comissão Federal de Telecomunicações dos Estados Unidos.

FDTD: *Finite Difference Time Domain Method* - Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo.

FGV: Fundação Getúlio Vargas.

IARC: *International Agency for Research on Cancer* - Agência Internacional de Pesquisas sobre o Câncer.

ICNIRP: *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* –

Comissão Internacional de Proteção contra Radiações Não Ionizantes.

IEEE: *The Institute of Electrical and Electronics Engineers* - Instituto de Engenheiros

Eletricistas e Eletrônicos.

IFA: *Inverted-F Antenna*- Antena tipo F invertido.

ILA: *Inverted-L Antenna* - Antena tipo L invertido.

LACOM: Laboratório de Comunicações.

MR: *Magnetic Resonance* - Ressonância Magnética.

MSA: *Microstrip Antenna* – Antena de microfita.

OIT: Organização Internacional do Trabalho.

PIFA: *Planar Inverted-F Antena* - Antena Impressa de Formato F-invertido.

PML: *Perfectly Matched Layer* – Camadas perfeitamente casadas.

psSAR: *Peak Spatial Specific Absorption Rate* - Pico Espacial da Taxa de Absorção Específica.

RAM: *Random Access Memory* – Memória de Acesso Aleatório.

RF: *Radiofrequency* – Radiofrequência.

SAM: *Specific Anthropomorphic Mannequin* - Manequim Antropomórfico Específico.

SAR: *Specific Absorption Rate* – Taxa de Absorção Específica.

TE: Campo com a componente elétrica transversa à direção de propagação.

UPML: *Uniaxial Perfectly Matched Layers* - Camadas Perfeitamente Casadas baseadas em meios uniaxiais.

WHO: *World Health Organization* - Organização Mundial da Saúde.

WI-FI: *Wireless Fidelity* – Padrão de comunicação sem fio.

1. INTRODUÇÃO

Em 2011, após o anúncio feito pela Agência Internacional de Pesquisa sobre Câncer (IARC) da Organização Mundial da Saúde (OMS) classificando os campos eletromagnéticos de radiofrequência como possivelmente cancerígenos para humanos (WHO/IARC, 2011), houve uma maior preocupação com os possíveis efeitos adversos à saúde resultantes dessas exposições, tais como aquelas emitidas por dispositivos de comunicação sem fio.

Dado o grande número de usuários de dispositivos móveis, principalmente crianças e adolescentes, é importante investigar, entender e monitorar quaisquer possíveis efeitos biológicos e o impacto na saúde pública, bem como avaliar os níveis de radiação aos quais as pessoas possam estar submetidas.

Devido à ampla utilização das tecnologias sem fio, esses dispositivos são agora parte integrante das telecomunicações modernas, e, portanto, estudos sobre a dosimetria da SAR causada nos usuários pela exposição a esses equipamentos são de extrema importância. Pesquisas com telefones celulares, notebooks, bluetooth, etc. (GANDHI, 1996; KUSTER, 2004; CHRIST, 2005; SALLES, 2006; WIART, 2008; etc.), mostraram em algumas situações que os limites de exposição estabelecidos podem não ser atendidos.

No Laboratório de Comunicações (LACOM) da UFRGS também são realizadas pesquisas nesta linha há pelo menos duas décadas (SALLES, 1996; SALLES, 2001; FERNANDEZ, 2004; SALLES, 2004; BULLA, 2006; SALLES, 2006; FERREIRA, 2006; RACINI, 2014; PIZARRO, 2015; FERNANDEZ, 2015).

Semelhante aos computadores portáteis, porém extremamente móveis, os tablets também são dispositivos de comunicação muito utilizados no mercado. Segundo resultados de pesquisas realizadas pela FGV até abril de 2015 (FUNDAÇÃO GETÚLIO VARGAS, 2015), existiam em uso no Brasil 24 milhões de tablets.

As normas que regulamentam os valores máximos de exposição permitidos tiveram suas últimas revisões há mais de 10 anos e consideram tempos de exposição de 6 minutos (ICNIRP, 1998) e 30 minutos (FCC, 2001), não acompanhando, portanto, o estágio atual de aumento do tempo de utilização e também a abrangência entre públicos de várias idades.

Os limites de exposição de radiofrequência para usuários são dados em função da Taxa de Absorção Específica (SAR) que é a taxa de absorção de energia de radiofrequência por unidade de massa do corpo, considerando apenas o efeito térmico da radiação. Para a faixa de frequências das emissões de radiação não ionizante, o principal efeito conhecido é o aumento da temperatura do corpo.

1.1. MOTIVAÇÃO

A necessidade de avaliação da segurança no uso de tablets, em relação a saúde, é realizada pois estudos com outros equipamentos sem fio tiveram resultados que ultrapassaram os limites das normas existentes (GANDHI, 1996; SALLES, 2006; FERNANDEZ, 2015).

Como a maioria das normas, por exemplo, IEEE C 95.1-2005, consideram os estudos científicos publicados para revisão das mesmas, este trabalho visa fornecer uma contribuição para a atualização das recomendações já que a última atualização dos limites foi em 2005.

Até o início deste trabalho não haviam sido encontrados na literatura, estudos de análise da SAR com tablets utilizando modelos de cabeça realistas.

Por outro lado, existiam alguns estudos com modelos de cabeça geométricos que não representam completamente a anatomia humana (WONG, 2011a; WONG, 2011b; LIN, 2011; ZULKEFLI, 2012; CHEN, 2012; LU, 2013; LU, 2014; TSAI, 2014) e um estudo com modelo realista de corpo inteiro (TATENO, 2014) que não calcula a dose de SAR na cabeça e não avalia na faixa de frequência de 2,45 GHz, onde opera o padrão “*Wireless Fidelity*” (Wi-Fi).

1.2. OBJETIVOS

Um dos objetivos deste trabalho é calcular a dose da Taxa de Absorção Específica (SAR) na cabeça de usuários de tablets, em diferentes distâncias, por meio de um software comercial de ampla divulgação SEMCAD X baseado no método das diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD) utilizando modelos de cabeça homogêneos e heterogêneos existentes e um novo modelo realista heterogêneo de cabeça de criança que foi desenvolvido neste trabalho.

Os objetivos específicos são:

- a) Desenvolver um modelo computacional de tablet para ser usado nas simulações de exposição. O modelo deverá incluir uma antena planar com formato F invertido que deverá ser ajustado para atuar na faixa de frequência de 2,45 GHz, onde opera o padrão “*Wireless Fidelity*” (Wi-Fi).
- b) Desenvolver um modelo computacional realista de cabeça humana mediante segmentação para uso nas simulações e também para avaliar a aplicabilidade e eventuais limitações dos modelos baseados na anatomia humana.
- c) Calcular a SAR no novo modelo de cabeça e em 3 outros modelos existentes, utilizando o tablet em diferentes distâncias e verificar se o SAM se mostra conservador.
- d) Calcular a SAR nos modelos existentes, alterando a posição e orientação/polarização da antena no tablet, com o intuito de verificar em qual posição/orientação são encontrados os menores valores do psSAR.
- e) Realizar as medições correspondentes para comprovação experimental da densidade de potência emitida pelo tablet.

2. CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

Neste capítulo são apresentados os principais fundamentos teóricos utilizados no desenvolvimento deste trabalho.

2.1. ONDAS ELETROMAGNÉTICAS

A frequência, o comprimento de onda, a potência, etc... das ondas eletromagnéticas são algumas das características fundamentais do campo eletromagnético, elas determinam a quantidade de energia e interferem na forma como a radiação interagirá com o corpo humano. A frequência de uma onda mede o número de ciclos por segundo, enquanto seu comprimento de onda descreve a distância entre dois pontos de mesma fase (OMS, 2012).

Os campos eletromagnéticos podem ser subdivididos conforme sua frequência. Os campos com frequência de até 300 Hz são denominados campos de frequência extremamente baixa (*Extremely Low Frequency*, ELF). Aqueles com frequência entre 300 Hz e 10 MHz são classificados como de frequência intermediária. Os campos de 10 MHz a 300 GHz, cujas principais fontes são antenas de rádio, televisão, radar, celular e telefone, além de fornos de micro-ondas, são denominados de radiofrequência (*Radiofrequency*, RF). Finalmente, as ondas com frequências muito altas, mais elevadas que as da luz, na faixa de 1 milhão de MHz, possuem energia suficiente para quebrar as ligações entre as moléculas e, por esse motivo, são denominadas ionizantes; como exemplo, podem-se citar os raios-X ou gama (OMS, 2012; OSHA, 2012).

2.2. EFEITOS BIOLÓGICOS

A interação dos campos eletromagnéticos com os tecidos orgânicos dependerá principalmente das características das ondas envolvidas. Podemos dividir tais campos em ionizantes e não ionizantes.

A radiação ionizante como mencionada anteriormente, pode ser definida como aquela “cuja energia é suficiente para arrancar elétrons de seus orbitais” (NOUAILHETAS, 2000).

Os efeitos decorrentes de exposição a esse tipo de radiação são bem estudados e definidos; basicamente, ela pode agir de duas formas: efeito direto, quando interage diretamente com os componentes celulares; efeito indireto, decorrente da radiólise da água, gerando radicais livres. Cabe salientar que diferentes tecidos reagem de forma distinta, principalmente em virtude de sua capacidade para reparar as lesões rádio induzidas (NOUAILHETAS, 2000).

A interação das radiações ionizantes com as células pode levar a alterações celulares e moleculares. O efeito mais relevante é aquele decorrente de alterações no DNA, com consequente desenvolvimento de mutações gênicas. Tais mutações podem levar tanto ao desenvolvimento de neoplasias malignas quanto a alterações reprodutivas, entre outros (NOUAILHETAS, 2000).

Também a radiação não ionizante interfere no funcionamento do organismo humano, ela induz a formação de correntes e campos elétricos e magnéticos em seu interior. Dependendo de sua amplitude e frequência, pode causar aquecimento, choques elétricos, e também pode alterar o padrão de excitabilidade das células musculares e nervosas. Usualmente esses efeitos são divididos em térmicos e não térmicos (OMS, 2007; OMS, 2012).

2.2.1. Efeitos Térmicos

Os efeitos térmicos tratam do aquecimento dos tecidos, em consequência da absorção do campo magnético em um meio dissipativo. A absorção decorre do movimento dos dipolos de água e de íons dissolvidos no tecido. A resposta térmica de um corpo à radiação eletromagnética depende da taxa de absorção específica (*Specific Absorption Rate* - SAR), da

cobertura do corpo, de seu sistema termo regulatório, de sua condição fisiológica, entre outros (DIAS, 2002).

Um fator importante que condiciona o efeito térmico da irradiação é o grau de vascularização da região exposta. Isso ocorre pelo fato da vasodilatação consistir em mecanismo fisiológico importante para a dissipação do calor em um tecido orgânico. Em face disso, regiões pouco vascularizadas tendem a ser mais propensas a danos térmicos, como olhos, têmpora, e especialmente o cristalino (DIAS, 2002).

Os efeitos térmicos têm sido estudados há várias décadas e os resultados da absorção dos campos eletromagnéticos por diferentes tipos de tecidos são bem conhecidos. Existem normas internacionalmente aceitas que estabelecem limites de exposição em função da frequência de operação, do tempo de exposição, do tipo de usuário, etc... (ICNIRP, 1998; FCC, 2001; IEEE, 2005). Os limites de exposição das normas consideram que aquecimentos acima de 1°C podem provocar efeitos teratogênicos degenerativos (SALLES, 1999).

2.2.2. Efeitos Não Térmicos

Os efeitos denominados não térmicos decorrem da interação direta do campo eletromagnético com moléculas ou componentes dos tecidos. Este grupo inclui fenômenos variados, como estresse oxidativo, desorganização da cromatina e prejuízo do reparo do DNA, que podem gerar quadros clínicos díspares: desde sintomas simples, como uma cefaleia, até quadros clínicos graves e complexos, como por exemplo o desenvolvimento de neoplasias malignas (BALBANI, 2009; DIAS, 2002). Cabe salientar que nem sempre os efeitos biológicos implicam necessariamente em danos à saúde. Podem significar apenas uma adaptação temporária do organismo ao estímulo, sem gerar prejuízos ao seu funcionamento. A OMS define efeitos biológicos como “respostas mensuráveis de organismos ou células a um estímulo ou a uma mudança no ambiente” (OMS, 2002). Os mesmos se diferenciam dos chamados efeitos adversos, definidos como “o resultado de um efeito biológico que cause um

agravo detectável na saúde ou bem-estar dos indivíduos expostos”, normalmente decorrentes de exposição por tempo prolongado ou a altos níveis de radiação. Já a Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT esclarece que o efeito adverso pode ocorrer no indivíduo exposto ou em sua descendência (ABNT, 2000).

Em face disso, foram indicados limites de exposição a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos, que pretendem proteger o organismo dos efeitos adversos.

2.3. TAXA DE ABSORÇÃO ESPECÍFICA - (SAR)

A grandeza usada para a dosimetria da radiação é denominada SAR, que é medida em Watts por quilograma de tecido (W/kg) ou equivalentemente em miliWatt por grama de tecido (mW/g). A SAR é a medida da taxa na qual a energia é absorvida pelo corpo humano quando exposto a um campo EM (ISHAK, 2011). Segundo a norma IEEE 1528, a SAR é definida como a taxa de variação temporal da energia incremental (dW) dissipada numa massa incremental (dm) contida em um elemento de volume (dV) de densidade (ρ) (IEEE, 2003).

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right) \quad (1)$$

A SAR pode ser relacionada ao campo elétrico num ponto por:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (2)$$

Onde:

σ : condutividade equivalente do tecido (S/m)

ρ : densidade do tecido (kg/m³)

|E|: módulo do campo elétrico (V/m) [RMS]

O “*peak spatial average SAR*” (psSAR) é determinado mediante uma média numérica ou experimental dos valores locais da SAR geralmente em cubos de 1 grama ou 10 gramas usando algoritmos para realizar a integração e é expressa em W/kg.

Uma possibilidade para a avaliação da SAR reconhecida pelas agências norte-americanas de telecomunicações (FCC, 2001) e de alimentos a *Food and Drugs Administration* (FDA, 2014) é o uso de simulações numéricas, por exemplo, baseadas no método das diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD).

2.4. RECOMENDAÇÕES INTERNACIONAIS

As normas de exposição internacionais são elaboradas para proteger os vários segmentos da população contra os efeitos térmicos nocivos à saúde causados pela radiação não ionizante das ondas eletromagnéticas.

Cada país adota normas e regulamentações sobre os níveis permitidos de exposição, algumas das normas mais relevantes estão citadas na Tabela 1.

Nos Estados Unidos, a recomendação de referência é a norma C 95.1 (IEEE, 2005), ela foi adotada pela norte-americana ANSI (*American National Standard Institute*) pela primeira vez em 1966, e sua última revisão foi através de uma emenda em 2005 onde os limites de exposição para a SAR na cabeça e tronco passaram de 1,6 W/kg para 2 W/kg e de 1 g de tecido para 10 g de tecido do corpo humano, e o tempo de exposição passou de 30 minutos para 6 minutos.

Os limites de exposição para a SAR na cabeça e tronco de 1,6 W/kg para cada 1 g de tecido do corpo humano em um tempo de exposição de 30 minutos é utilizado pela norma da *Federal Communications Commission* (FCC, 2001); este órgão federal americano é encarregado da regulamentação das telecomunicações e da certificação dos equipamentos.

Na Europa, com abrangência e aceitação mundial, a norma ICNIRP é um documento da *International Commission on Non-ionizing Radiation Protection* (Comissão Internacional para Proteção à Radiação Não Ionizante), entidade independente que tem o aval de diversas organizações, dentre elas a OMS e OIT - Organização Internacional do Trabalho. O limite de

exposição recomendado para a SAR na cabeça e tronco é 2 W/kg para cada 10 g de tecido do corpo humano em um tempo de exposição de 6 minutos (ICNIRP, 1998).

No Brasil, a ANATEL aprovou em 2002 a Resolução 303 (ANATEL, 2002) “Regulamento Sobre a Limitação da Exposição a Campos Elétricos Magnéticos e Eletromagnéticos Variáveis no Tempo na Faixa de Radiofrequências de 9 kHz a 300 GHz” baseado nas diretrizes do ICNIRP, e em 2009 foi sancionada a lei federal 11.934 (BRASIL, 1996) adotando os limites da ICNIRP enquanto não forem estabelecidas novas recomendações pela Organização Mundial de Saúde.

Tabela 1 Normas e Recomendações. Limites para População Geral/Exposição Não controlada.

	ICNIRP	IEEE	FCC
Última Alteração	1998	2005	2001
Cabeça e Tronco (W/kg)	2	2	1.6
Massa dos tecidos (g)	10	10	1
Tempo de exposição (min)	6	6	30

Fonte: Autoria Própria.

2.5. MÉTODO FDTD

O método FDTD pertence à classe de métodos numéricos que utiliza a discretização no espaço e no tempo. Este método resolve as equações de Maxwell na sua forma diferencial aproximando as derivadas parciais do espaço e do tempo por diferenças finitas centrais. Os campos elétricos e magnéticos são calculados ao longo do espaço discretizado, cujos valores são atualizados a cada intervalo de tempo. (TAFLOVE, 1995).

2.5.1. Formulação dos Campos

Em um espaço tridimensional, o algoritmo desenvolvido por Yee (YEE, 1966) posiciona as componentes vetoriais E_x , E_y , E_z , H_x , H_y e H_z de forma que cada componente de

\vec{E} é cercada por quatro componentes ao redor de \vec{H} e cada componente de \vec{H} é cercada por quatro componentes ao redor de \vec{E} , permitindo assim, a aplicação das Leis de Faraday e Ampere na forma pontual. Tal configuração dos campos \vec{E} e \vec{H} forma a chamada célula de Yee, ilustrada na Figura 1.

Fonte: TAFLOVE, 1995.

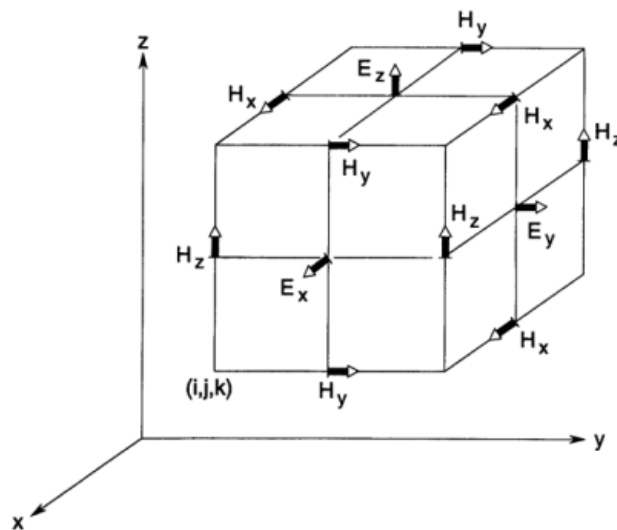


Figura 1 Componentes vetoriais do campo elétrico e magnético da célula de Yee.

2.5.2. Estabilidade

O critério de estabilidade está limitado à relação entre o passo de tempo e o espaçamento entre as células. Em um domínio tridimensional, sendo as dimensões das células dadas por Δx , Δy e Δz , o passo do tempo que atende ao critério de Courant (TAFLOVE, 1995) é dado por

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}} \quad (3)$$

Esta equação implica que à medida que se utiliza células menores, menor será o valor máximo do passo de tempo Δt . Logo, para um mesmo intervalo de tempo a ser simulado, um

número maior de iterações do algoritmo é necessário, conseqüentemente aumentando a duração da simulação. Se a condição de estabilidade não for respeitada, utilizando Δt maior que o limite imposto em (3), as ondas presentes na malha apresentarão rápida oscilação e crescerão exponencialmente a cada Δt , dando origem à instabilidade numérica.

Ressalta-se que outros fatores além da equação (3) podem influenciar a estabilidade do método, como materiais não lineares, malhas não uniformes e regiões de contorno absorvedoras (ELSHARBENI, 2008).

2.5.3. Dispersão Numérica

Para um modelamento exato da onda propagante, procura-se representá-la sem nenhuma dispersão, pois neste caso a forma de onda não apresentará distorções mesmo após se propagar por grandes distâncias no domínio. A dispersão da onda propagante é definida como a variação do comprimento de onda λ com a frequência f . Esta relação é geralmente representada pela variação do número de onda $k = 2\pi / \lambda$ pela frequência angular $\omega = 2\pi f$. Para o caso unidimensional, uma onda senoidal na forma fasorial é expressa por

$$u(x, t) = e^{j(\omega t - kx)} \quad (4)$$

onde $u(x, t)$ é a solução da equação da onda escalar para uma dimensão

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (5)$$

Então a relação de dispersão é dada por (TAFLOVE, 1995) quando o meio for o vácuo

$$k = \pm \frac{\omega}{c} \quad (6)$$

Logo a velocidade de fase v_p no vácuo é expressa por

$$v_p = \frac{\omega}{k} = \pm c \quad (7)$$

Neste caso a velocidade de fase é igual a c e independe da frequência, ou seja, não haverá dispersão e a forma de onda será mantida independentemente da distância percorrida.

Porém, no método FDTD, ao aplicar a aproximação por diferenças finitas na equação de onda escalar em (5), obtém-se a seguinte relação numérica de dispersão (TAFLOVE, 1995):

$$\tilde{k} = \frac{1}{\Delta x} \cos^{-1} \left\{ 1 + \left(\frac{\Delta x}{c\Delta t} \right)^2 [\cos(\omega\Delta t) - 1] \right\} \quad (8)$$

onde \tilde{k} é o valor numérico do número de onda. Para os casos em que $\tilde{k} \neq \omega/c$ na equação (8), tem-se através da equação (6) que $\tilde{k} \neq k$, ou seja, o valor do número da onda utilizado nos cálculos do algoritmo é diferente do valor físico. Neste caso as componentes espectrais das ondas irão se propagar com diferentes velocidades, dadas por $v_p \neq \omega/\tilde{k}$, interferindo umas nas outras com fases diferentes, causando erros de exatidão na amplitude resultante. Visando a obter a solução exata, faz-se $\Delta t \rightarrow 0$ e $\Delta x \rightarrow 0$ na equação (8), que se reduz a $\tilde{k} = \omega/c = k$. Conseqüentemente, à medida que se aumenta o número de amostras no tempo e no espaço, o erro de dispersão é reduzido.

Analisando agora o caso tridimensional, cujos termos k e \tilde{k} são expandidos para k_x , k_y , k_z e \tilde{k}_x , \tilde{k}_y , respectivamente, a relação da dispersão numérica é dada por (TAFLOVE, 1995):

$$\left[\frac{1}{c\Delta t} \sin \left(\frac{\omega\Delta t}{2} \right) \right]^2 = \left[\frac{1}{\Delta x} \sin \left(\frac{\tilde{k}_x\Delta x}{2} \right) \right]^2 + \left[\frac{1}{\Delta y} \sin \left(\frac{\tilde{k}_y\Delta y}{2} \right) \right]^2 + \left[\frac{1}{\Delta z} \sin \left(\frac{\tilde{k}_z\Delta z}{2} \right) \right]^2 \quad (9)$$

o que difere do caso ideal, no qual a dispersão da onda plana física no vácuo corresponde a:

$$\left[\frac{\omega}{c} \right]^2 = [k_x]^2 + [k_y]^2 + [k_z]^2 \quad (10)$$

Análogo ao caso unidimensional, fazendo-se $\Delta t \rightarrow 0$, $\Delta x \rightarrow 0$, $\Delta y \rightarrow 0$, e $\Delta z \rightarrow 0$ a equação (9) reduz-se a (10) gerando resultados numéricos exatos. Porém a implementação do algoritmo sob esta condição faz o tempo de simulação tender ao infinito, como indica a condição de Courant em (3). Uma regra que contrabalança estes efeitos consiste em utilizar uma amostragem de no mínimo 10 pontos por comprimento de onda (SULLIVAN, 2000),

enquanto que o valor do passo do algoritmo Δt será escolhido de forma a atender a condição de Courant em (3).

2.5.4. Condições de fronteira

Em determinadas simulações é desejado domínio de dimensão infinita, o que é inviável computacionalmente, pois exige memória infinita. A região de interesse sempre será truncada. Uma condição de contorno absorvedora (ABC) deve ser utilizada na camada externa à rede para simular a extensão dessa rede ao infinito. Para isto, várias técnicas já foram desenvolvidas (TAFLOVE, 1995).

O método do FDTD estabelece que os campos E e H discretizados no espaço estejam intercalados de acordo com o modelo de célula de Yee ilustrado na Figura 1. Dessa forma a malha irá apresentar na sua extremidade uma componente de campo elétrico ou de campo magnético. Como nas bordas, as componentes de campo elétrico não estão cercadas por quatro campos magnéticos, nem as componentes de campo magnético por quatro campos elétricos, estas componentes na fronteira não serão computadas pelo método, irão resultar em uma reflexão total da onda incidente, que inviabiliza a simulação de um espaço infinito. (SULLIVAN, 2000).

A solução para simular uma região sem fronteiras em uma malha truncada consiste na utilização de uma borda artificial que irá absorver toda a onda incidente, evitando que esta seja refletida de volta para o domínio.

Uma forma de implementar uma condição de contorno absorvedora (ABC) é inserindo algumas camadas de material absorvedor no exterior do domínio. BERENGUER (1994) desenvolveu uma técnica que simula de forma eficiente um material absorvedor, designando o mesmo como camadas perfeitamente casadas ou PML (*Perfectly Matched Layer*). Para isto, BERENGUER derivou uma formulação das equações de Maxwell usando separação de campos, sendo um meio hipotético baseado num modelo matemático, entretanto, tal

formulação não representa um meio fisicamente realizável. Devido às dependências das coordenadas dos termos de perdas, se tal meio existe, ele deve ser anisotrópico.

De fato, um meio anisotrópico perfeitamente casado existe (TAFLOVE, 1998). Para cada interface o meio anisotrópico é uniaxial e é composto de tensores de permissividade elétrica e permeabilidade magnética. Devido a isto, este meio é conhecido como meio uniaxial perfeitamente casado (*Uniaxial Perfectly Matched Layers*, UPML). Com esta formulação é evitada a separação de campos usada na PML de BERENGUER.

2.6. VIRTUAL FAMILY AND VIRTUAL POPULATION

O objetivo do projeto da família virtual foi desenvolver modelos humanos anatomicamente corretos para aplicações de dosimetria em exposição eletromagnética, em particular, para estudar como a absorção de radiação de radiofrequência de fontes externas depende da anatomia. São quatro modelos de corpo inteiro (ver Figura 2) baseados em imagens de ressonância magnética (RM) de alta resolução de voluntários saudáveis. Os modelos fornecidos gratuitamente para a comunidade científica são de um adulto masculino de 34 anos (DUKE), uma adulta feminina de 26 anos (ELLA) e duas crianças: uma menina de 11 anos (BILLIE) e um menino de 6 anos (THELONIOUS), onde mais de 80 tipos diferentes de tecidos foram identificados durante a segmentação. (CHRIST, 2010).

Fonte: CHRIST, 2010.

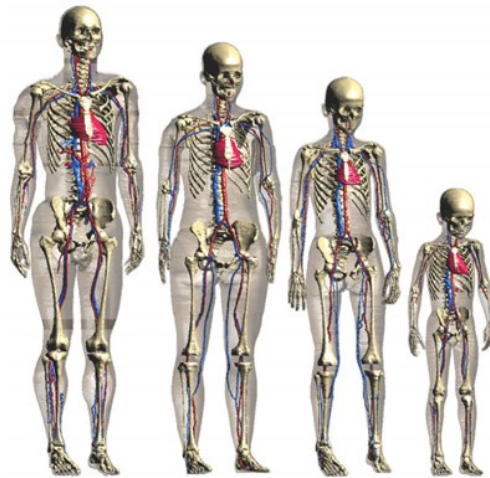


Figura 2 Família Virtual: Duke, Ella, Billie, Thelonious (esquerda à direita).

Os modelos atraíram muito o interesse e já são utilizados por mais de 300 grupos de pesquisa, muitos do campo de pesquisa de aplicações médicas. Em 2014, a Virtual Family expandiu-se para a Virtual Population (ver Figura 3) para fornecer uma cobertura mais ampla da população com a inclusão de modelos de ambos os sexos com idades entre 5 a 84 anos de idade. (GOSSELIN, 2014).

Fonte: GOSSELIN, 2014.



Figura 3 Virtual Population

2.7. SEGMENTAÇÃO

No contexto do processamento de imagens para o reconhecimento de padrões, o termo segmentação significa a identificação de uma ou mais estruturas existentes, separando-as das demais.

Uma das incertezas presentes na dosimetria por simulação computacional é devido à precisão e exatidão na descrição do domínio de cálculo, que, neste caso são modelos 3D de cabeça humana (Figura 4).

Fonte: FERNANDEZ, 2015.

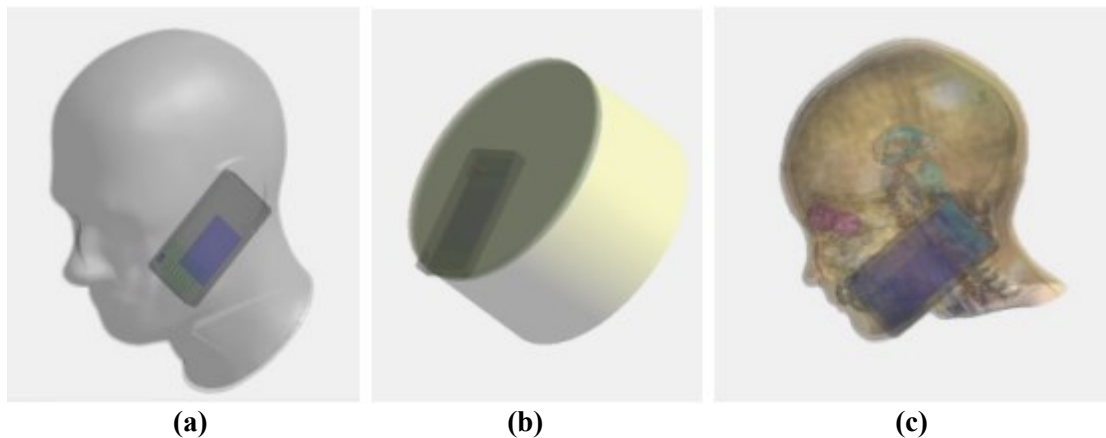


Figura 4 Modelos de cabeça utilizados nas simulações: (a) Manequim homogêneo SAM phantom (IEEE 1528, 2003), (b) Modelo geométrico com 4 camadas, (c) Modelo heterogêneo Eartha da Virtual Family (CHRIST, 2010).

O aumento progressivo da capacidade de processamento computacional viabiliza, cada vez mais, o recurso a métodos digitais complexos para a “extração” de órgãos a partir das imagens médicas.

A obtenção e qualidade das imagens médicas através de tomografia computadorizada (CT) e ressonância magnética (MR) registraram avanços significativos nas últimas décadas. Os processos de segmentação dessas imagens têm acompanhado esta evolução.

Essas imagens médicas podem ser realizadas apenas para a construção de modelos 3D, ou podem ser realizadas por solicitação clínica onde podemos citar: exames neurológicos, cardiovasculares (angiografia) ou traumatológicos (ossos do crânio e face).

A construção dos modelos 3D é feita através do processamento de conjuntos de imagens médicas bidimensionais 2D (CT, MR, etc.) disponibilizadas no padrão internacional DICOM (*Digital Image Communications in Medicine*) que permite o intercâmbio entre equipamentos médicos de diferentes fornecedores.

O processo de segmentação se inicia por um conjunto de imagens médicas 2D, em cada uma delas são feitas as identificações dos tecidos desejados/possíveis, e por fim o modelo 3D é gerado (Figura 5).

Fonte: Autoria Própria.

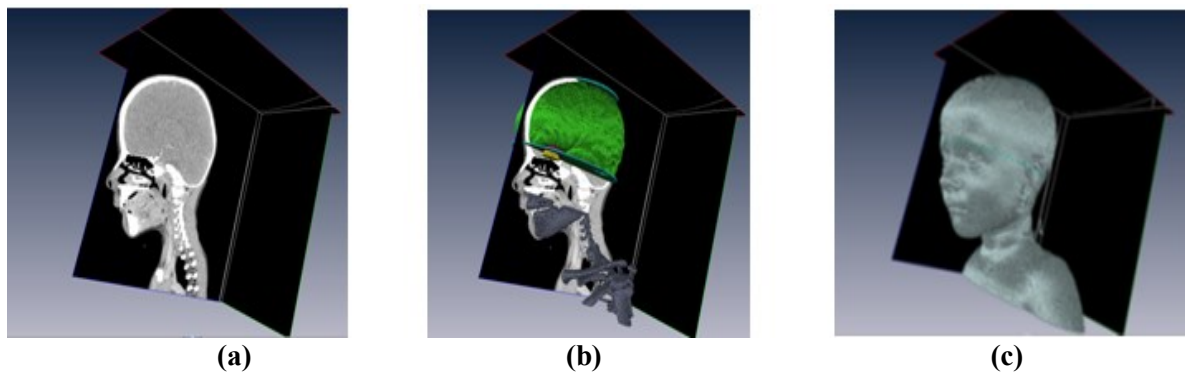


Figura 5 Processo de Segmentação: (a) Imagem médica 2D no padrão DICOM, (b) Segmentação dos tecidos, (c) Modelo 3D.

A forma mais simples e intuitiva de segmentação de imagens é a Limiarização que consiste basicamente em separar os níveis de cinza de uma imagem, definindo-as em níveis de preto e branco (binária), o limite mínimo irá definir a cor preta, e o limite máximo irá definir a cor branca. O usuário irá testar os níveis entre o mínimo e máximo da intensidade da imagem no histograma (Figura 6), até obter um resultado satisfatório para visualização do alvo desejado, truncando os valores dos níveis limitados a este intervalo. Existem vários métodos

para definir o ponto de limiar (POHLE, 2001), por exemplo: limiarização interativa auxiliada por informações morfológicas (HOHNE, 1992), crescimento de região (CHANG, 1994), contornos ativos (CHALANA, 2000) e método de análise de agrupamento (FENG, 1998).

Fonte: AMIRA, 2015.

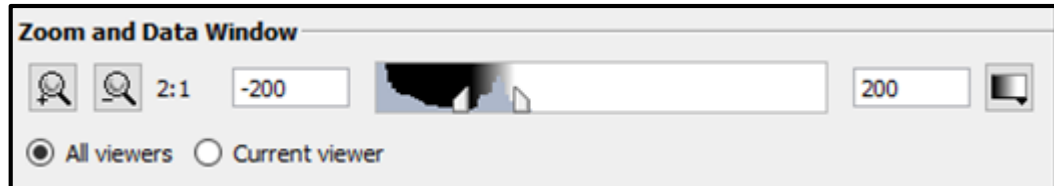


Figura 6 Histograma e Limiarização.

O processo de seleção dos voxels pode ser classificado como:

MANUAL = somente intervenção humana, processo mais lento, maior confiabilidade.

Os pixels são identificados um a um a critério do operador.

SEMI-AUTOMÁTICO = a intervenção manual é utilizada para fornecer pontos característicos da estrutura a ser segmentada ou para delimitar uma região onde ela é encontrada. Todos os pixels que estão dentro de uma faixa de intensidade (limites máximo e mínimo dos tons de branco e preto) escolhida são classificados como pertencentes a uma mesma região.

AUTOMÁTICO = não há intervenção humana, processo mais rápido, menor confiabilidade. Os limites de tons de branco e preto de cada tecido já vem definidos previamente.

No momento do tratamento das imagens, além dos tons de cinza, que correspondem às densidades dos diferentes tecidos, o algoritmo ou o operador devem considerar a posição para identificar corretamente a estrutura em questão. No caso da operação manual isto é feito analisando as projeções ou vistas (Figura 7) disponíveis do software (AMIRA) em conjunto

com imagens médicas (DICOM) e atlas de anatomia (E-ANATOMY, 2015; W-RADIOLOGIA, 2015).

Fonte: Autoria Própria.

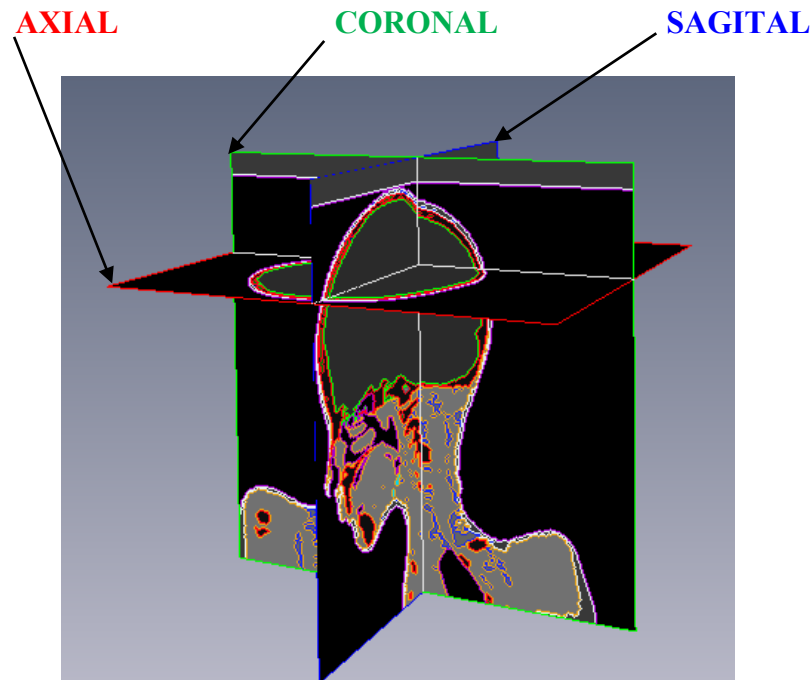


Figura 7 Projeções Axial (ou Transversal), Coronal (ou Frontal) e Sagital (ou Lateral).

Independentemente do fato, que este processo seja mais automatizado ou que exija mais trabalho do operador, nele são tomadas decisões que irão definir as características do modelo que será construído. A escolha de diferentes parâmetros nas etapas de segmentação automática ou manual, por exemplo, a adoção de diferentes limiares para a identificação de um dado tecido implicará em diferenças nos modelos que podem significar em diferenças na avaliação da SAR.

2.8. ANTENA PLANAR EM FORMATO F INVERTIDO (PIFA)

A PIFA e suas variações são consideradas as antenas internas mais utilizadas nos últimos anos em dispositivos móveis devido à sua dimensão compacta. Permite operação em múltiplas frequências e polarizações, e pode apresentar melhor relação frente-costa que as

antenas monopolo ou helicoidal, minimizando a exposição da cabeça do usuário às radiações e diminuindo o nível de SAR absorvido.

As antenas tipo PIFA são amplamente utilizadas em um grande número de dispositivos móveis, e algumas delas irradiam o usuário com uma intensidade menor de campos eletromagnéticos sem afetar a qualidade da comunicação, sendo esta uma vantagem adicional.

As antenas de microfita (MSA ou *Microstrip Antenna*) foram introduzidas em meados de 1970 por R. E. Munson e J. Q. Howel (HIRASAWA, 1992). Sendo uma variante de MSA, a PIFA herda suas qualidades de antena de baixo custo de fabricação e flexibilidade de operação, com as vantagens de ter tamanho menor, largura de banda maior e eficiência de irradiação mais elevada.

O desenvolvimento estrutural da PIFA segue a ideia apresentada em (FUJIMOTO, 1987) e parte da antena L-invertido (ILA: *Inverted-L Antenna*), ilustrada na Figura 8.

Fonte: FUJIMOTO, 1987.

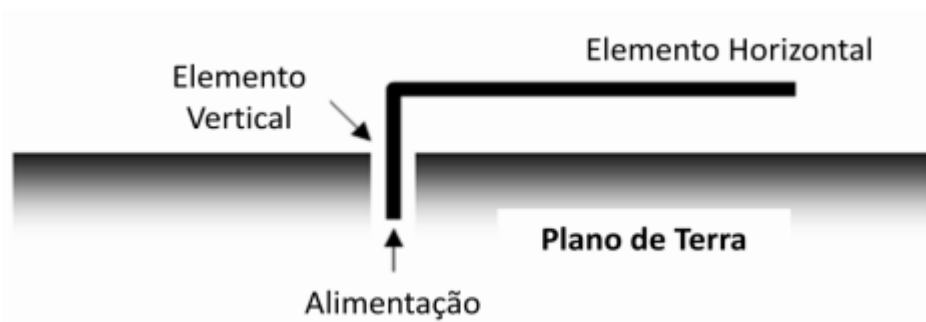


Figura 8 Estrutura de uma ILA.

Diversas modificações podem ser aplicadas na ILA para melhorar o seu desempenho. Uma dessas alterações resulta na antena F-invertida (IFA: *Inverted-F Antenna*) ao adicionar um elemento em formato de L invertido, indicado na Figura 9, o que resulta em um ajuste de impedância de entrada da antena. Com o comprimento adequado deste novo elemento pode-

se realizar o casamento de impedância da antena com a carga sem utilizar componentes adicionais de circuito.

Fonte: FUJIMOTO, 1987.

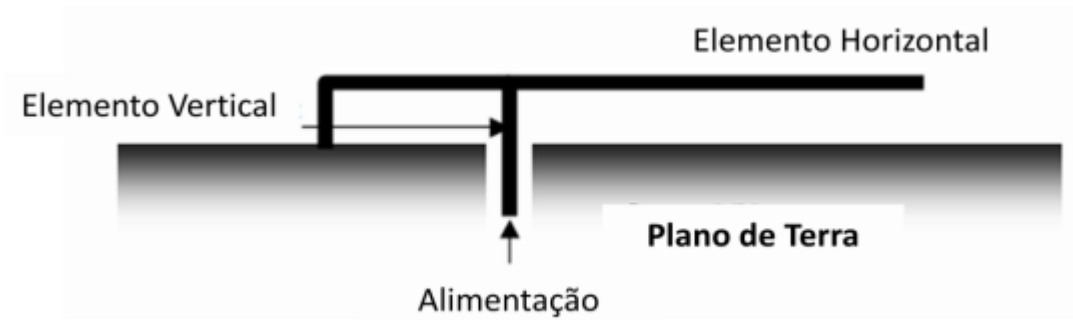


Figura 9 Estrutura de uma IFA.

Subsequentemente, ao utilizar uma placa no lugar do fio que responde pelo elemento horizontal da IFA, obteve-se maior largura de banda. O resultado é a PIFA ilustrada na Figura 10, na qual os elementos básicos consistem de placa de curto circuito com largura W e altura H ; do elemento irradiador de dimensão $L_1 \times L_2$ e do plano de terra. A distância entre a placa de curto circuito e o ponto de alimentação é indicada pelo termo F .

Fonte: HIRASAWA, 1992.

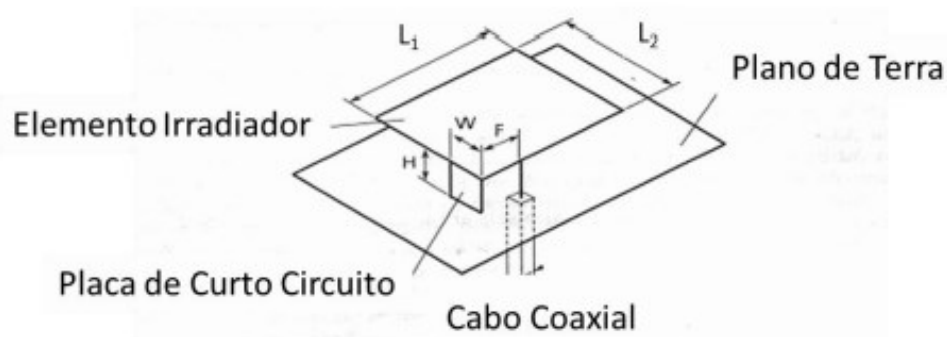


Figura 10 Estrutura de uma PIFA.

Entre o plano de terra e o elemento irradiador pode-se utilizar uma camada de substrato dielétrico ou deixar uma camada de ar. A escolha da permissividade elétrica do substrato pode alterar a frequência de operação, porém, geralmente utiliza-se a camada de ar como dielétrico, pois permite maior liberdade na escolha da altura do elemento irradiador.

O projeto de uma antena PIFA é bastante complexo e dificultoso. Diferenças na ordem de milímetros nas dimensões da antena podem transladar a frequência de ressonância em centenas de MHz e reduzir para mais da metade a perda de retorno. Tal fato deve-se à sensibilidade pronunciada das características de operação da PIFA diante das mudanças de suas dimensões. Embora muitas das operações e características da PIFA sejam conhecidas, o seu projeto não está ainda completamente dominado, pois muitos métodos de projeto utilizam o processo de tentativa e erro até que a PIFA atenda satisfatoriamente às características de operação almejadas.

3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Este capítulo contém a descrição das simulações, projetos e medições utilizados para a obtenção dos dados. É feito um detalhamento para que os experimentos possam ser reproduzidos.

3.1. MODELO DA ANTENA

A Figura 11 mostra alguns detalhes da antena usada neste trabalho. Se trata de uma variação da antena planar em formato F invertido (PIFA), que também pode ser interpretada como sendo um tipo de antena monopolo (com plano de terra alterado), com sua extremidade aterrada por um elemento em forma de Γ (SORAS, 2002). Esse tipo de antena foi escolhido, pois conforme levantamento (JI, 2015; SU, 2014a; SU, 2014b; TSENG, 2012; CANNEVA, 2011) é uma das antenas mais utilizadas em tablets. Foi escolhida uma antena existente no banco de dados do LACOM, que foi projetada no software ANTENNA MAGUS (MAGUS, 2015), a mesma foi avaliada no software CST Microwave Studio e então importada para o software SEMCAD X. Como a frequência central de ressonância era diferente da exigência do projeto, suas dimensões foram ajustadas iterativamente para otimizar sua resposta na frequência de 2,45 GHz. Como ajuste inicial, a escala da antena foi alterada e os ajustes posteriores das dimensões consideraram que o comprimento impacta mais na frequência de ressonância e a largura das trilhas impacta mais na impedância de entrada (GARG, 2001).

Fonte: Autoria Própria.

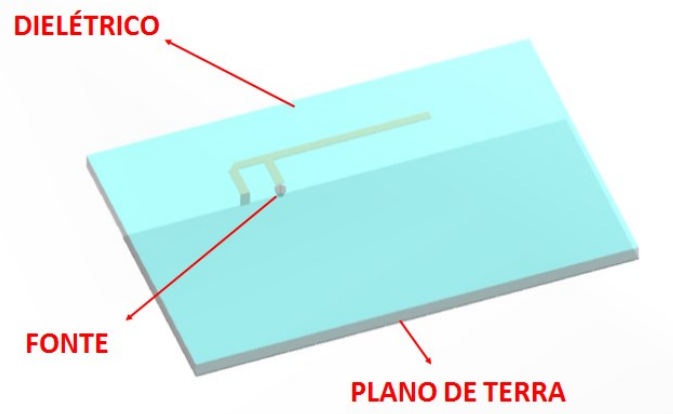
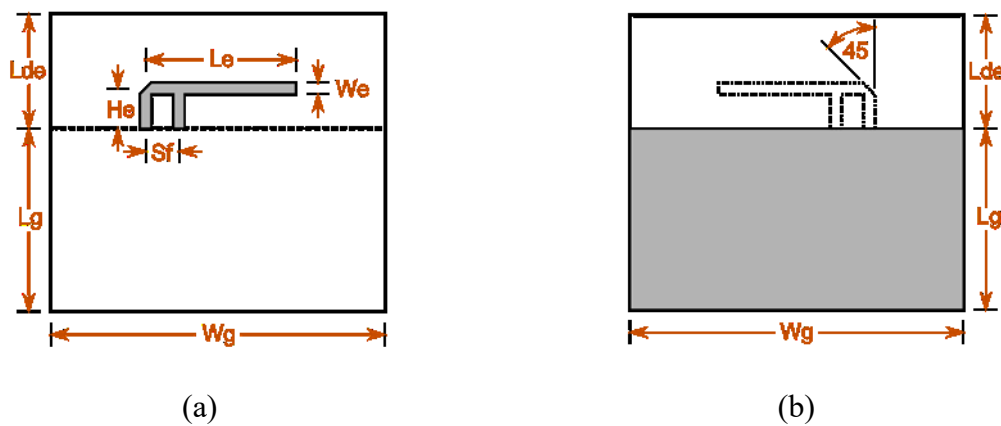


Figura 11 Antena utilizada neste trabalho.

A antena foi projetada para operar em uma frequência central de 2,45 GHz na banda de comunicação Wi-Fi, e casada com uma fonte de alimentação de 50Ω de impedância característica. O número total de células da malha da simulação da antena foi de 0,29 milhões. A malha, heterogênea, teve entre 500 pontos por comprimento de onda e 14,29 pontos por comprimento de onda, e foi gerada automaticamente pelo SEMCAD X com esses parâmetros. As dimensões físicas da antena e seus valores estão mostrados na Figura 12 e Tabela 2, respectivamente.

Fonte: ANTENA MAGUS, 2015.



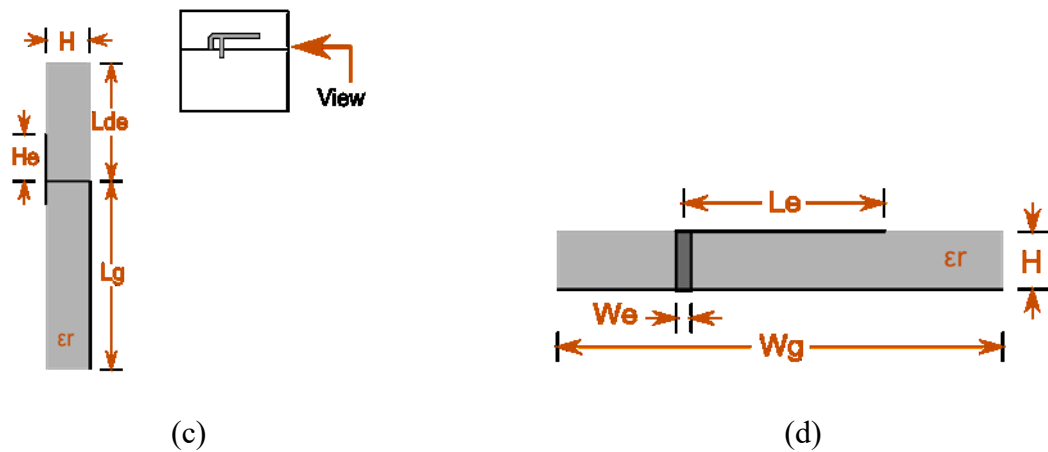


Figura 12 Dimensões da antena: (a) vista frontal superior, (b) vista frontal inferior, (c) vista lateral esquerda e (d) detalhe da vista lateral esquerda.

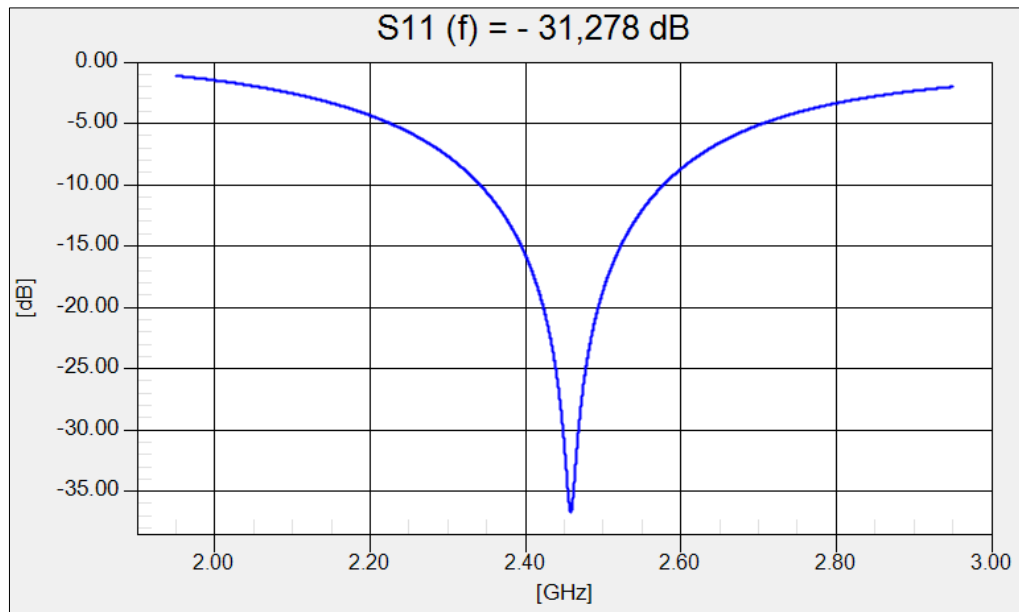
Tabela 2 Valor dos parâmetros relevantes da antena.

Parâmetro	Descrição	Valor
Le	Comprimento do elemento “F”	23,04 mm
We	Largura das trilhas	1,04 mm
He	Altura (lado menor) do elemento “F”	3,88 mm
Sf	Espaçamento entre a sonda de alimentação e o pino de aterramento	3,14 mm
Wg	Largura do plano de terra	52,56 mm
Lg	Comprimento do plano de terra	23,42 mm
Lde	Comprimento de extensão do substrato	11,68 mm
H	Altura do substrato	1,73 mm
ϵ_r	Permissividade relativa	2
σ	Condutividade Equivalente	0,0001 S/m

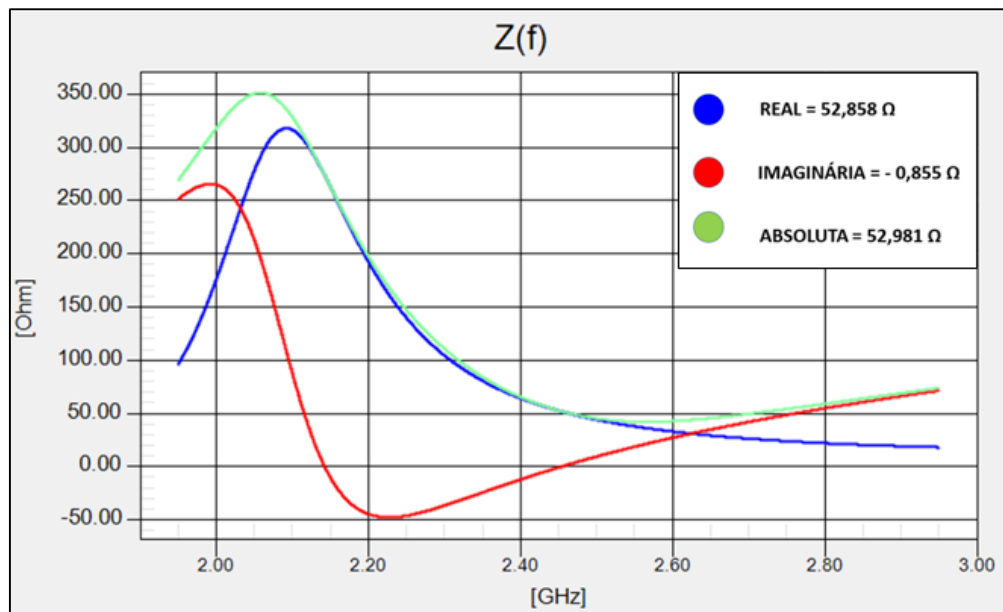
Fonte: Autoria Própria.

Após os testes, essa antena apresentou uma largura de banda de aproximadamente 237 MHz com o critério de $S_{11} < -10$ dB e mostrou boa performance no centro da banda (SWR < 1.1) com um S_{11} de -31,278 dB em 2,45 GHz. O ganho da antena ficou em 2,77 dBi, as perdas totais em 0,13% e eficiência de radiação de 99,87% em 2,45 GHz. Alguns parâmetros desta antena são mostrados na Figura 13.

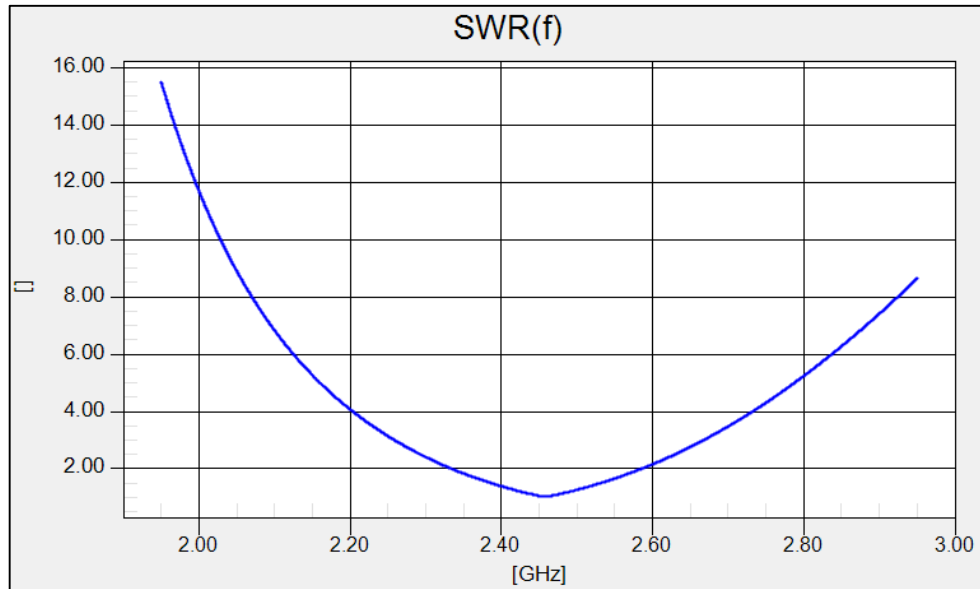
Fonte: Autoria Própria.



(a)



(b)



(c)

Figura 13 (a) Coeficiente de reflexão S_{11} da antena, (b) Impedâncias de entrada da antena, (c) Relação de onda estacionária da antena.

Nas Figuras 14 e 15 estão mostrados os diagramas de irradiação 3D e 2D da antena, respectivamente.

Fonte: Autoria Própria.

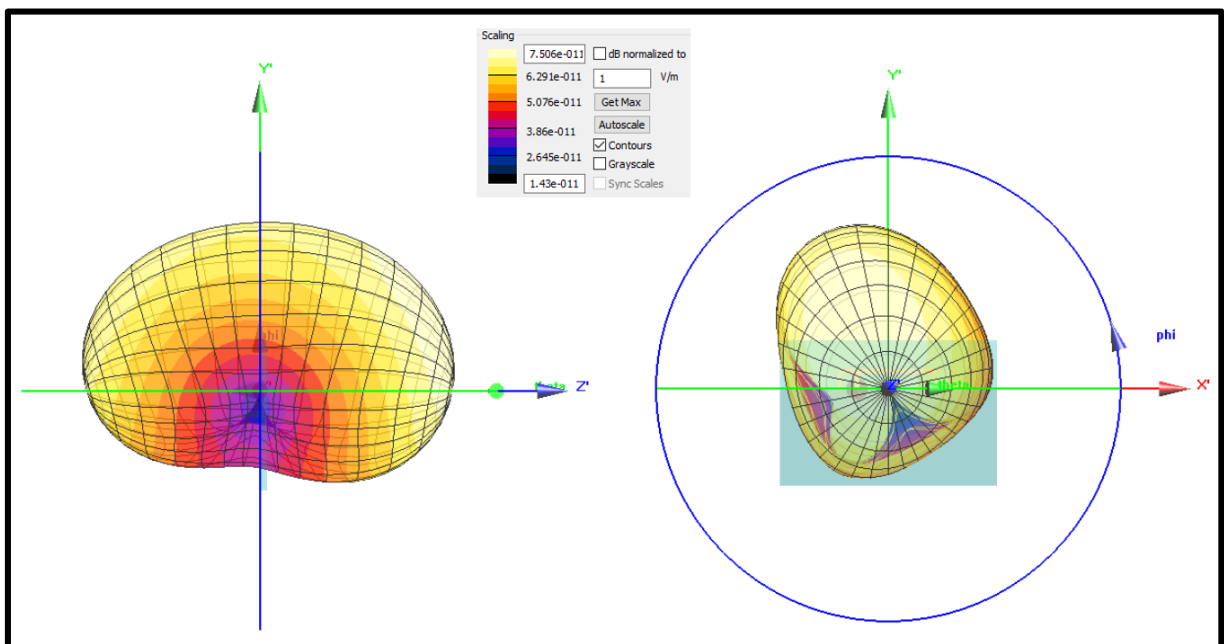


Figura 14 Diagramas de irradiação 3D de campo elétrico da antena, em V/m.

O diagrama possui uma relação frente-costas com relação ao tablet de praticamente 0dB, irradiando praticamente a mesma coisa para frente e para trás. O motivo disto é que o plano de terra não é completo (ver Figura 12b).

Fonte: Aatoria Própria.

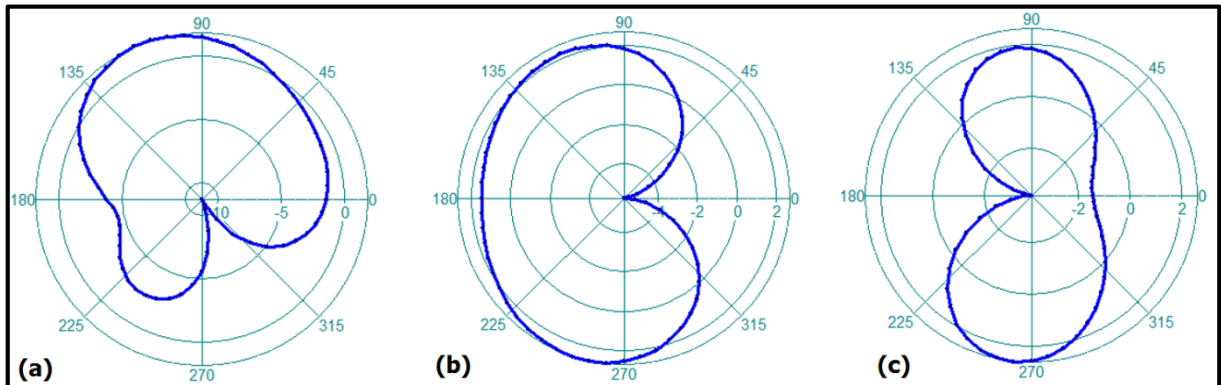


Figura 15 Diagramas de irradiação 2D de diretividade da antena, com escala radial em dB: (a) plano XY, (b) plano YZ e (c) plano XZ.

Considerando a posição da antena no tablet e a posição do tablet em relação aos modelos nas simulações realizadas, o plano XY é paralelo (substrato dielétrico) ao plano coronal, o plano XZ é paralelo ao plano axial e o plano YZ é paralelo ao plano sagital.

3.2. MODELO DO TABLET

O modelo genérico do tablet utilizado nas simulações consiste em uma carcaça dielétrica que representa fielmente as dimensões de um dos modelos utilizados na atualidade, têm 134,7 mm de largura, 200,1 mm de altura e 9,34 mm de espessura, dimensões que correspondem a um tablet comercial de 7,9 polegadas (iPad mini2). A placa de circuitos do tablet não foi representada no modelo. A permissividade relativa da carcaça é de 2,3 e a condutividade equivalente é igual a 0,0001 S/m (FINDLAY, 2010). Com essas propriedades dielétricas a eficiência de irradiação da antena continua próxima de 1.

O modelo tridimensional do tablet é apresentado na Figura 16, o mesmo foi selecionado da base de dados (GRABCAD) e então importado para o software SEMCAD X onde foi feita a inclusão da antena no mesmo. Após pesquisas sobre a localização mais usual das antenas em tablets (BAN, 2013; WONG, 2013; CHANG, 2012; TSAI, 2012; WANG, 2012), a antena (item 3.1) foi inserida no canto superior direito do tablet utilizado na posição vertical.

Fonte: Autoria Própria.



Figura 16 Dimensões do tablet situado na vertical e posicionamento da antena.

O desempenho deste modelo foi testado (Figuras 13, 14 e 15) e considerado satisfatório para ser usado nas simulações de exposição (atingindo assim o objetivo do item 1.2 (a)).

3.3. MODELOS DE CABEÇA EXISTENTES

3.3.1. Manequim Antropomórfico Específico (SAM phantom)

A norma (IEEE 1528, 2003) usa em processos de certificação, um modelo simplificado da cabeça humana para determinar o valor do pico médio da SAR (psSAR) gerado por equipamentos de comunicação na faixa de 300 MHz aos 3 GHz.

O SAM phantom (Figura 17) foi definido como o modelo padrão da cabeça humana que cobrisse a maior parte da população, independentemente da idade e possui características padronizadas quanto ao tamanho, forma e parâmetros equivalentes dos tecidos. O rosto do SAM foi feito para lhe dar uma aparência mais humana sem considerar questões dosimétricas.

O SAM phantom também foi desenvolvido para fornecer uma estimativa supostamente “conservadora” dos valores médios máximos da SAR durante o uso normal dos aparelhos. O termo conservador citado na norma IEEE 1528 significa que os valores obtidos serão maiores que os valores verificados na maioria da população no mesmo tipo de exposição.

O SAM phantom é um modelo de cabeça feito com um invólucro exterior plástico, possui orelha dos dois lados da cabeça e um líquido dentro do invólucro que fornece um valor médio próximo dos parâmetros dielétricos dos tecidos presentes numa cabeça humana adulta. Os parâmetros dielétricos do modelo para a frequência de trabalho de 2,45 GHz são apresentados na Tabela 3.

Fonte: SEMCAD X, 2009.

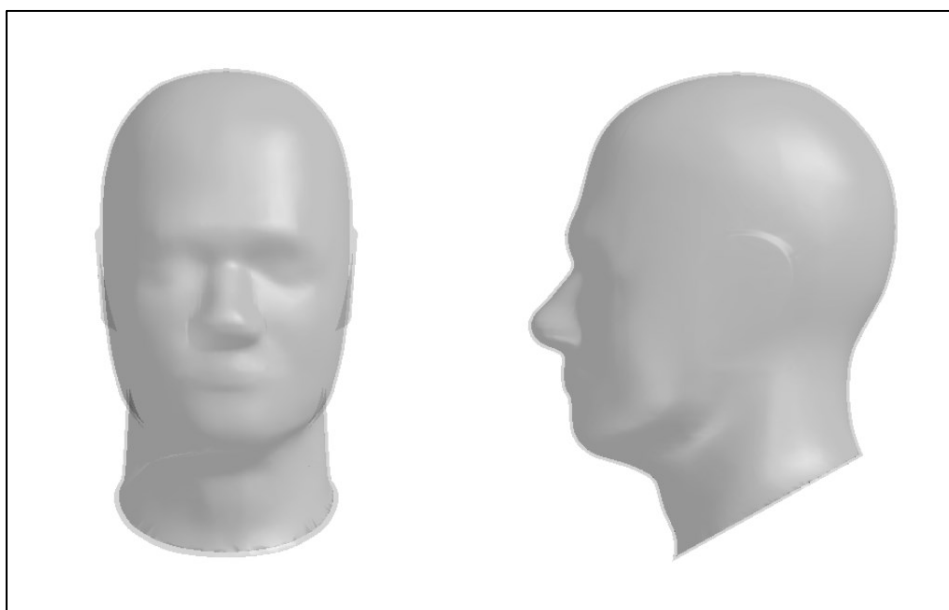


Figura 17 SAM phantom.

Tabela 3 Propriedades dielétricas do SAM phantom seguindo as práticas recomendadas pelo IEEE 1525 @ 2,45 GHz.

Material	σ [S/m]	ϵ_r
Invólucro do SAM	0,0016	5
Líquido do SAM	1,8	39,2

Fonte: IEEE 1528, 1996.

3.3.2. Modelos Heterogêneos da Virtual Family

Dois modelos realistas de cabeça são usados nas simulações, eles são heterogêneos e reproduzem fielmente a morfologia dos tecidos da cabeça humana.

Os modelos de cabeça heterogêneos existentes no banco de dados do LACOM da UFRGS incluem modelos de adultos e de crianças, sendo os mesmos provenientes dos modelos da Virtual Family e também de modelos segmentados por alunos através de imagens de ressonância magnética (MR) ou de tomografias computadorizadas (CT).

Abaixo são mostrados os modelos de cabeça de 34 e 6 anos que serão simulados neste trabalho.

Fonte: SEMCAD X, 2009.



Figura 18 Modelo de cabeça DUKE (34 anos).

O DUKE phantom indicado na Figura 18 é um modelo masculino de corpo inteiro de um adulto de 34 anos pertencente à Virtual Family (CHRIST, 2010). Com um peso de 70 kg e de 1,74 m. de altura, é um modelo de alta resolução que está composto por 77 tecidos devidamente identificados como: pele, músculo, gordura, nervo, sangue, matéria branca, matéria cinzenta, cerebelo, etc. Este modelo faz parte do SEMCAD X. O modelo de cabeça de 34 anos que será utilizado nas simulações é derivado do modelo DUKE de corpo inteiro.

Fonte: SEMCAD X, 2009.



Figura 19 Modelo de cabeça THELONIOUS (6 anos).

O THELONIOUS phantom indicado na Figura 19 é um modelo masculino de uma criança de 6 anos com um peso de 20 kg e 1,17 m. de altura, composto por 73 tecidos identificados. Neste caso, o modelo de cabeça de 6 anos que será utilizado nas simulações também foi seccionado do modelo THELONIOUS de corpo inteiro.

Os tecidos e as propriedades dielétricas correspondentes aos modelos de cabeça utilizados são listados no item 3.5.

3.4. MODELO DE CABEÇA NOVO SEGMENTADO

A escolha em desenvolver um novo modelo 3D realista de cabeça humana para utilizar nas simulações foi feita não somente para saber como funciona o processo de segmentação, mas também para conhecer suas dificuldades e limitações.

Antes de começar a segmentação foi necessário conhecer os softwares que eram utilizados e optar por aqueles que mais se adaptariam a necessidade do projeto, que neste caso era a identificação minuciosa dos tecidos da cabeça humana. Um dos softwares estudados foi o INVESSALIUS, que é um software específico para imagens médicas, porém não possuía ferramentas para alteração dos limites máximo e mínimo das cores, utilizando valores pré-determinados em cada tecido, que em algumas situações (por exemplo: identificação de um tumor) são eficazes, porém não atenderia as necessidades para análise do pico espacial de SAR, pois a dosimetria consegue avaliar não somente níveis em tecidos inteiros mas também em cubos muito pequenos de tecidos com volumes de 10 g, 1 g, 0,1 g, ... até o limite de massa de 1 voxel.

O software a ser escolhido também deveria ser capaz de abrir as imagens médicas disponíveis no LACOM que estão no formato do padrão internacional DICOM (*Digital Image Communications in Medicine*). O padrão DICOM permite o intercâmbio entre equipamentos médicos de diferentes fornecedores, além de encapsular as imagens digitais ele também possibilita o armazenamento de informações (ex.: dados do paciente, dos processos e configurações utilizadas na aquisição das imagens) conforme mostrado na Figura 20.

Fonte: Autoria Própria.



Figura 20 Conjunto de imagens DICOM contendo dados e informações do processo, abertas no software RADIANT.

O programa escolhido para análise das imagens médicas foi o software RADIANT, que é um software específico apenas para visualização, é mais leve que os programas de edição gráfica e tem capacidade para abrir e exibir estudos obtidos a partir de diferentes modalidades de imagiologia, como podemos citar, entre outras:

- Radiografia Digital (RD);
- Tomografia Computorizada (TC);
- Ressonância Magnética (RM);
- Ultrassonografia (US)

Esses exames médicos podem ser realizados apenas para a construção de modelos 3D, por exemplo de cabeça, ou podem ser realizados por solicitação clínica que incluam a região de interesse, como por exemplo: exames neurológicos, cardiovasculares (angiografia) ou traumatológicos (ossos do crânio e face).

No LACOM da UFRGS, existe um banco de dados de imagens médicas no formato DICOM oriundas de Ressonâncias Magnética (RM) e Tomografias Computadorizada (TC) de pacientes anônimos, a maioria delas fornecidas pelo Hospital Mãe de Deus. A partir da

visualização das imagens disponíveis utilizando o software RADIANT, foram selecionados os modelos mais adequados que não tivessem graves traumatismos, e enfim foi escolhido o modelo de cabeça de uma criança de 7 anos de idade do sexo masculino.

Para o processo de segmentação o software escolhido foi o AMIRA, que oferece uma ampla gama de técnicas de visualização e capacidade de manipulação interativos a partir de geometrias reconstruídas ou quaisquer dados de importação 3D.

O modelo escolhido foi nomeado PEDRO, a imagem possuía um único conjunto DICOM com 280 cortes bidimensionais 2D de 1mm de espessura cada (separação entre um corte e outro) conforme Figura 21, e foi obtida através de Tomografia Computadorizada (TC).

Fonte: Autorial Própria.

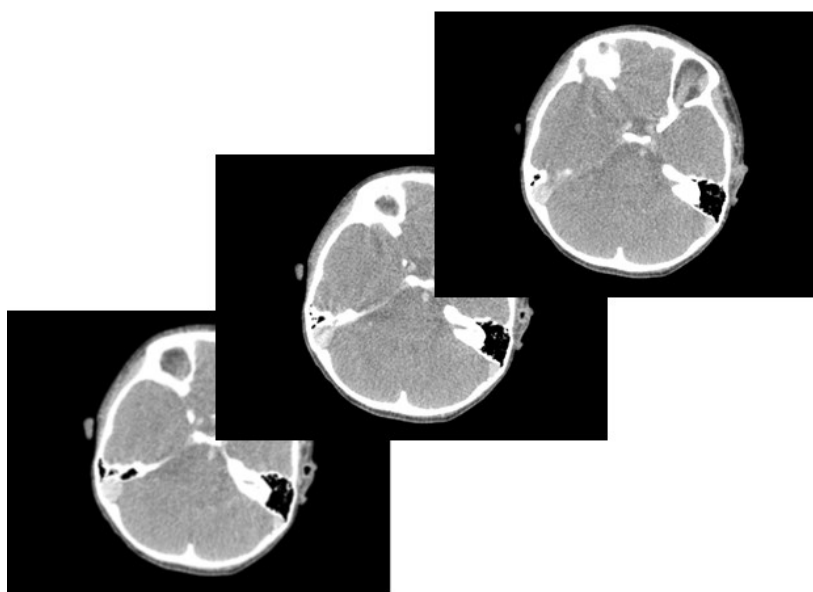


Figura 21 Fatias bidimensionais 2D com intervalo de 1mm.

A construção do modelo 3D iniciou pela escolha da Limiarização onde o usuário testa os níveis entre o mínimo e o máximo da intensidade da imagem até obter um resultado satisfatório para visualização do alvo desejado. Nesta avaliação foi percebido o impacto que diferentes escolhas nos limiares de segmentação, por exemplo, do osso têm na espessura do crânio modelado.

Na Figura 22a, foram adotados limiares de identificação de tecidos mais adequados para a segmentação de tecidos menos densos (limite mínimo -200 e máximo 200). Com esta decisão, as imagens dos tecidos mais densos (por exemplo: os ossos) ficam saturadas e esses tecidos seriam modelados com dimensões maiores, os tecidos dos ossos ficam mais grossos.

Na Figura 22b foram adotados limites de visualização mais adequados para a segmentação de tecidos mais densos (limite mínimo -255 e máximo 1240), desta forma os tecidos dos ossos ficam mais nítidos e com espessura menor. Neste caso, é possível identificar a medula óssea.

Fonte: Autoria Própria.

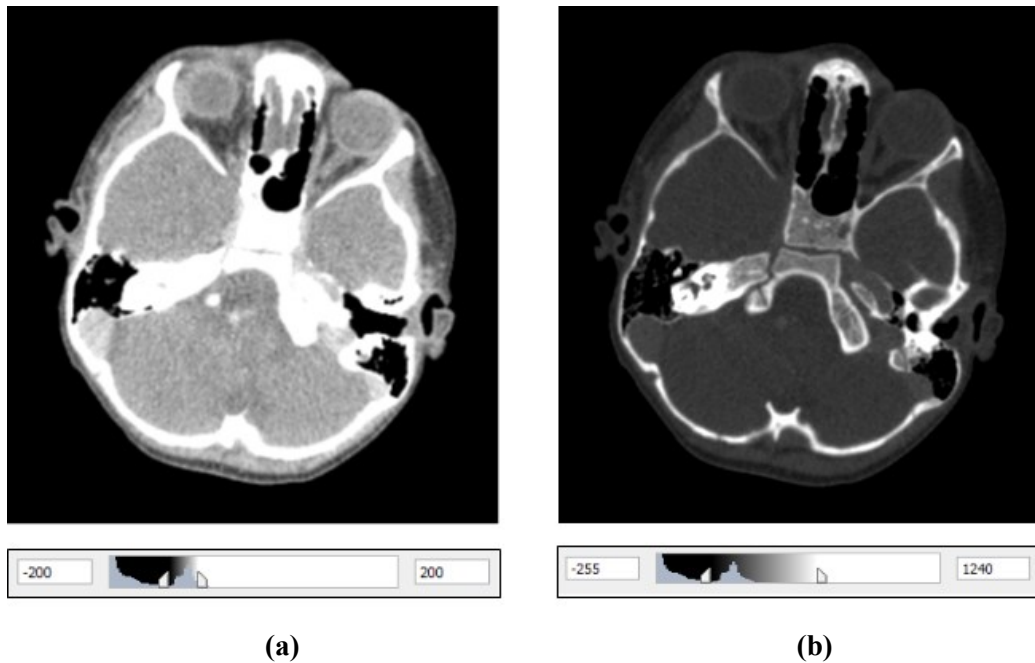


Figura 22 Limiarização: Contrastes que permitem a visualização de detalhes nos tecidos menos densos (a), e mais densos (b).

Como é mostrado na equação 1, o cálculo da SAR é inversamente proporcional a densidade do tecido, a decisão foi escolher o limiar que leva em consideração o contraste mais adequado para a visualização dos tecidos mais densos, resultando em um osso mais fino, onde a massa do tecido é menor.

Antes de começar a seleção de cada imagem, teve que ser definido o tecido que seria identificado (ver Figura 23). Dependendo da quantidade de radiação inserida no momento da

realização da tomografia computadorizada, considerando que se tratava de pacientes vivos, em alguns casos, fica impossível fazer a identificação de determinados tecidos, pois os mesmos não possuem alta resolução não sendo perceptíveis e/ou nítidos. Por exemplo, neste modelo o cérebro foi definido como um todo, não sendo possível, por exemplo, distinguir a matéria branca do cérebro da matéria cinzenta.

Fonte: Autoria Própria.

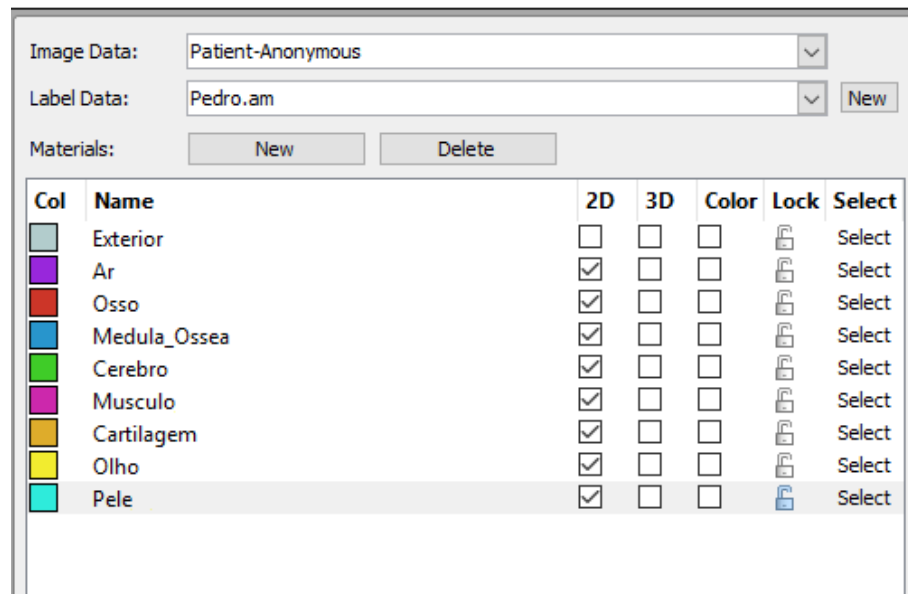


Figura 23 Indicação dos tecidos que serão selecionados.

Para a seleção de imagens são usadas as seguintes ferramentas como mostrado na Figura 24:

Fonte: Autoria Própria.

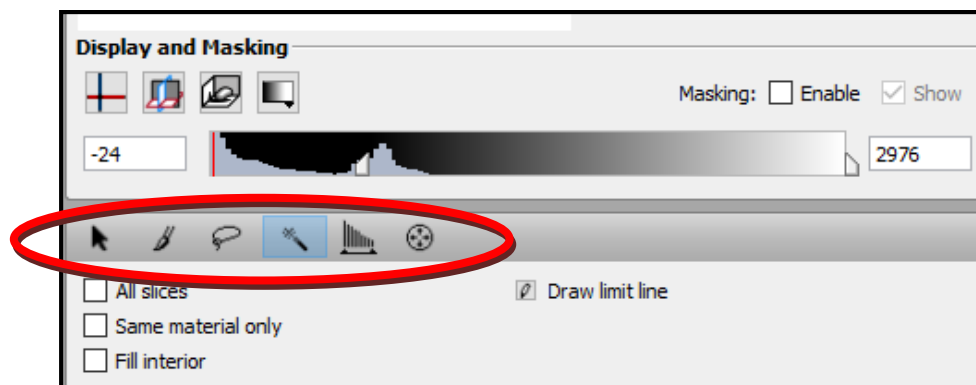







Figura 24 Barra de ferramentas de seleção do software AMIRA.


 **PICK & MOVE** = quando clicamos num voxel, ele seleciona todos os voxels adjacentes até encontrar uma fronteira de material. Vantagem: Mais rápido. Desvantagem: Outros tecidos pequenos, porém diferentes, dentro dessa fronteira são selecionados.

 **BRUSH** = seleção manual do operador. Vantagem: Maior confiabilidade. Desvantagem: Processo mais lento.

 **LASSO** = o operador fará um contorno manual ao redor do tecido e o mesmo será selecionado, pressionando a tecla shift a seleção posterior poderá ser feita em clics distanciados mantendo a seleção anterior. Desvantagem: O uso do mouse não permite um contorno uniforme do tecido.

 **MAGIC WAND** = no local que o operador clicar, será feita uma seleção indicando os valores de mínimo e máximo, após o operador escolherá o limiar entre esses valores que não ultrapasse o contorno do tecido. Vantagem: Mais rápido. Desvantagem: Em algumas seleções os limites não englobam todo o tecido e é necessária a utilização da seleção manual com o Brush apenas para pequenos retoques. Esta ferramenta pode ser aplicada a todo o conjunto DICOM, quando selecionada a opção “All slices”.

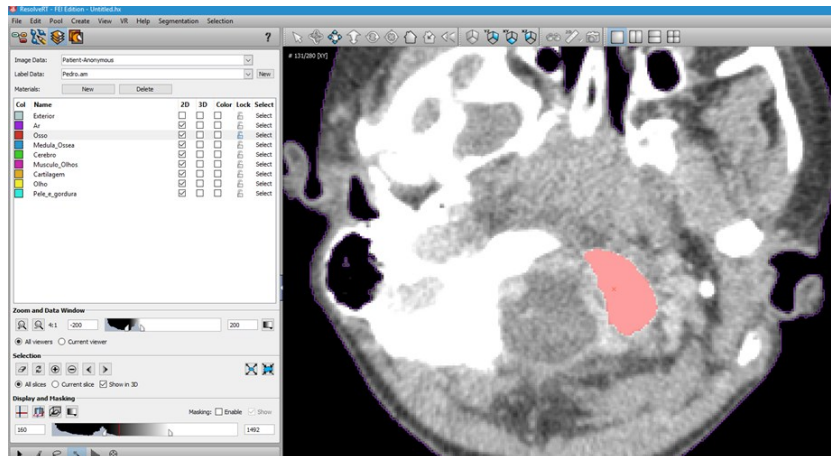
 **THRESHOLD** = o operador escolhe o intervalo de intensidade do pixel e a ferramenta seleciona todos os pixels dentro deste intervalo, independente de continuidade. Desvantagem: Pixels de outros tecidos são selecionados. Esta ferramenta pode ser aplicada a todo o conjunto DICOM, quando selecionada a opção “All slices”.

 **BLOW TOOL** = o operador seleciona o tecido clicando e arrastando o mouse até o fim do contorno. Vantagem: Mais rápido. Desvantagem: Pixels de outros tecidos são selecionados.

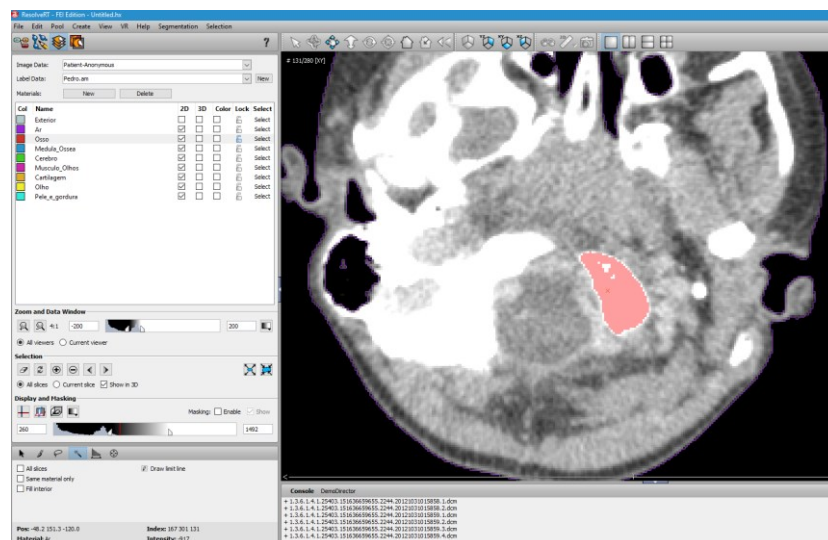
Na Figura 25 são mostradas algumas limitações da ferramenta, indicando que com a escolha de limites errados não é possível a seleção total do tecido. Exemplo com a ferramenta *Magic wand*:

- (a) com limites de seleção entre 160 e 1492, o tecido é todo selecionado.
- (b) com limites entre 260 e 1492, o tecido não é totalmente selecionado, apresentando pequena descontinuidade. Necessário pequeno retoque com o *Brush*.
- (c) com limite entre 427 e 1942, o tecido não é totalmente selecionado, com grande descontinuidade. Neste caso a ferramenta não foi eficaz.

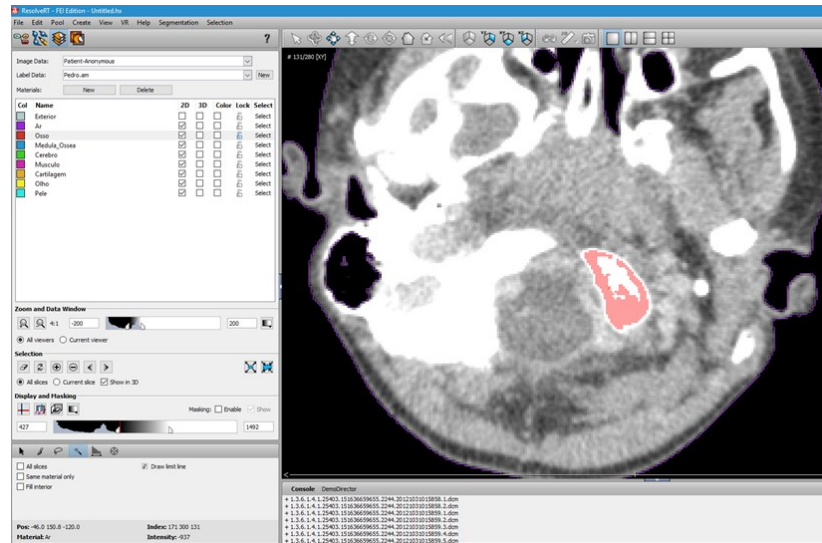
Fonte: Autoria Própria.



(a)



(b)



(c)

Figura 25 Magic Wand. (a) Limites de seleção entre 160 e 1492, (b) Limites de seleção entre 260 e 1492, (c) Limites de seleção entre 427 e 1942.

O recurso a processos manuais de extração de elementos pode ocorrer a qualquer momento, mas principalmente quando o grau de interferência e/ou ruído é significativo e se sobrepõe à textura do órgão ou objeto, como exemplo disso temos o ouvido médio (Figura 26), que é uma imagem com complexidade superior que raramente permite ser tratada por técnicas automáticas ou semiautomáticas.

Fonte: Autoria Própria.

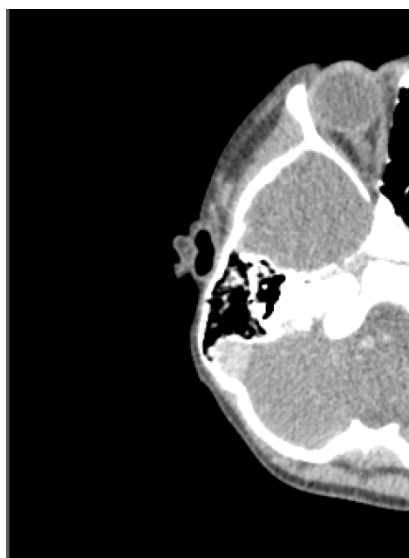


Figura 26 Ouvido Médio.

No momento do tratamento das imagens, além dos tons de cinza, que correspondem às densidades dos diferentes tecidos, o algoritmo ou o operador devem considerar a posição para identificar corretamente a estrutura em questão, este é um princípio básico de segmentação de imagens. No caso da operação manual isto é feito analisando projeções ou vistas disponíveis (ver Figura 27) em conjunto com imagens médicas e atlas de anatomia (E-ANATOMY; W-RADIOLOGIA).

Fonte: Aatoria Própria.

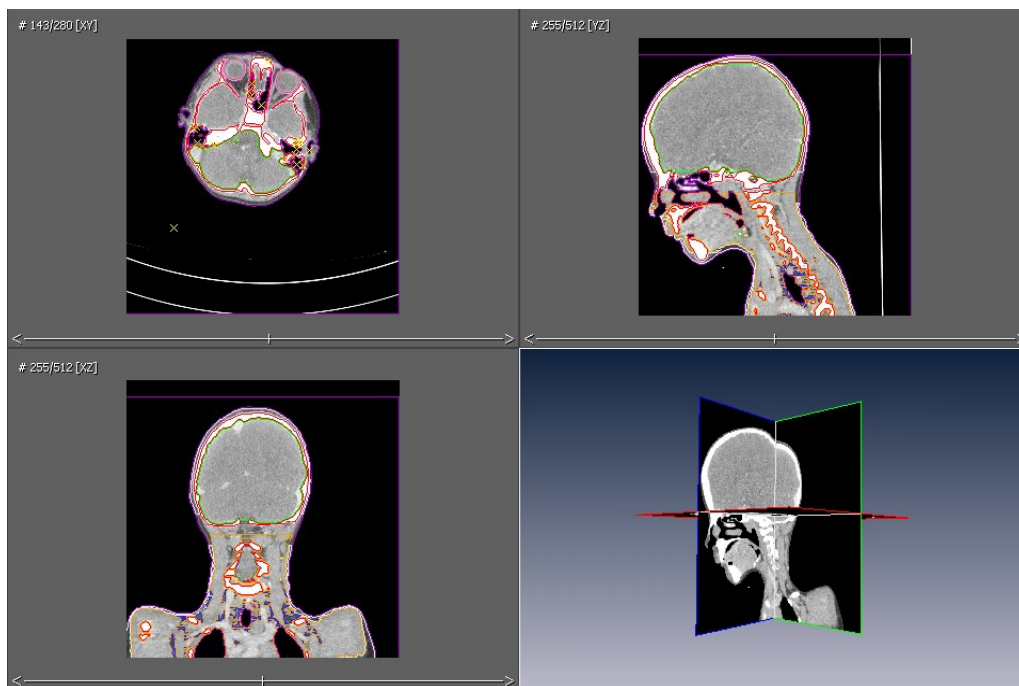


Figura 27 Projeções do SEMCAD X.

Observando a anatomia do cérebro podemos identificar também outros tecidos que, nas imagens têm tons de cinza muito semelhantes, a delimitação do cérebro por exemplo (em verde na Figura 28) não poderia ser identificados unicamente pela limiarização, pois a densidade é semelhante à de outros tecidos com por exemplo a medula espinhal e músculos.

Fonte: Autorial Própria

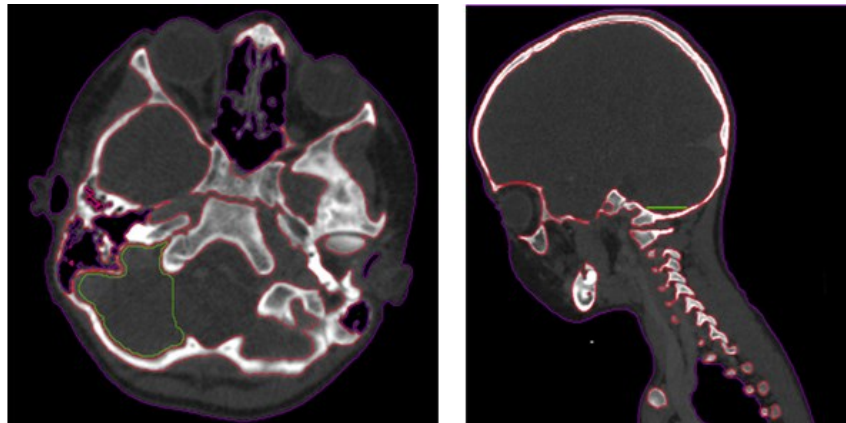


Figura 28 Delimitação do tecido do cérebro.

Após a identificação de todos os tecidos possíveis, o modelo 3D estará finalizado e a exportação para o software SEMCAD X poderá ser feita.

O arquivo “.hx” do AMIRA pode ser exportado no formato “.raw” (Figura 29) usando o próprio AMIRA. Esse arquivo “.raw”, juntamente com os dados das dimensões do modelo, pode ser importado no SEMCAD X e então convertido o formato “.sem” do SEMCAD X. No SEMCAD X também deverão ser acrescentadas as propriedades dielétricas de cada um dos tecidos, assim como o modelamento da fonte, etc...

Fonte: Autorial Própria.

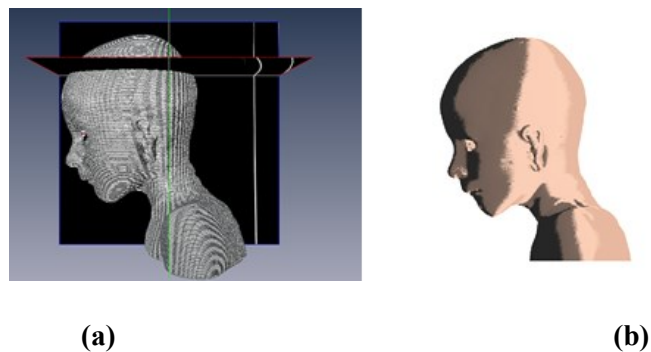


Figura 29 Modelo PEDRO em diferentes formatos. (a) Formato “.hx” (AMIRA), (b) Formato “.sem” (SEMCAD X).

Na Tabela 4 constam os tecidos identificados na segmentação do modelo PEDRO e uma comparação com os tecidos do modelo THELONIOUS.

Tabela 4 Comparação entre os tecidos segmentados dos modelos de criança.

Modelo 7 anos PEDRO (Autoria Própria - UFRGS)	Modelo 6 anos THELONIOUS (Virtual Family)
Osso	Osso
Cartilagem	-
Medula Óssea	-
Sutura	-
Cérebro	Matéria Cinzenta
-	Matéria Branca
-	Fluído Cérebro Espinhal
Pele	Pele
Músculo	Músculo
Nervo Ótico	Nervo
Gordura	Gordura
Cordão Espinhal	Cordão Espinhal
Esclera	Esclera
Córnea	-
Humor Vítreo	Humor Vítreo
Cristalino	Cristalino
Humor Aquoso	Humor Aquoso
Ar	Ar

Fonte: Autoria Própria.

Da Figura 30 a Figura 41 estão sendo mostradas as imagens 3D dos 16 tecidos após o processo de segmentação.

Fonte: Autoria Própria.

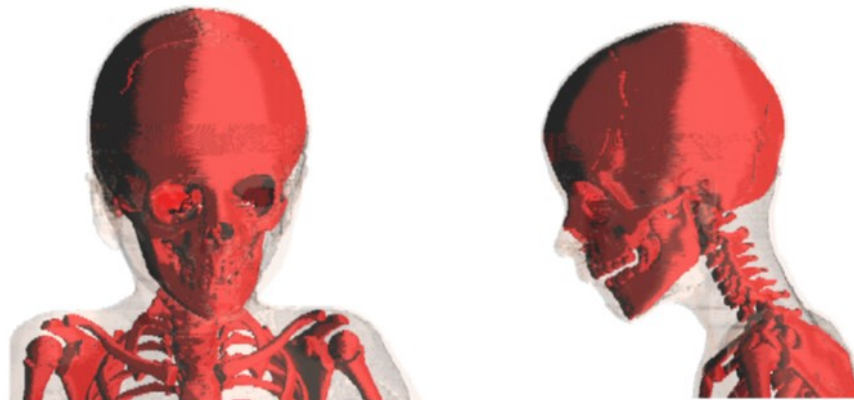


Figura 30 Segmentação do OSSO.

Fonte: Autorial Própria.

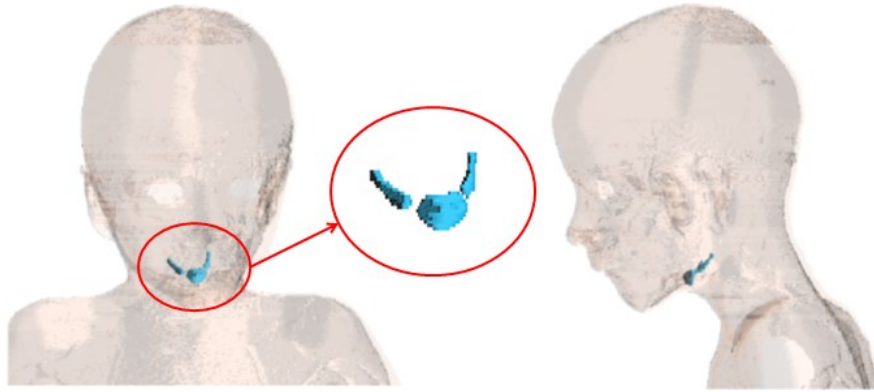


Figura 31 Segmentação da CARTILAGEM.

Fonte: Autorial Própria.

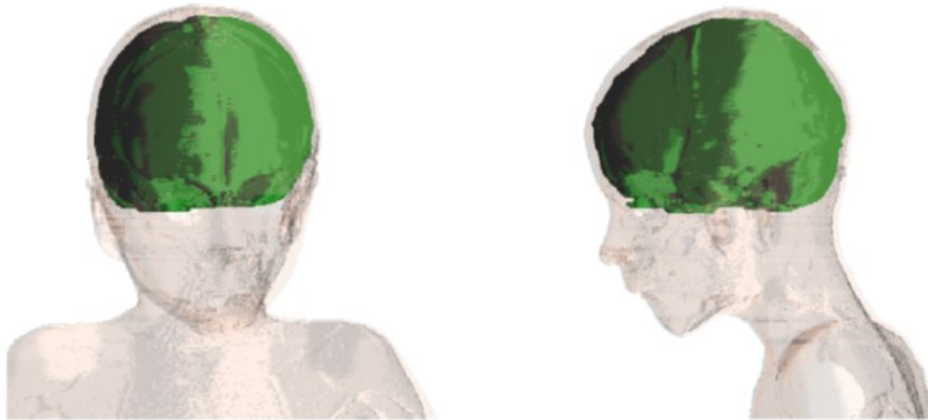


Figura 32 Segmentação do CÉREBRO.

Fonte: Autorial Própria.

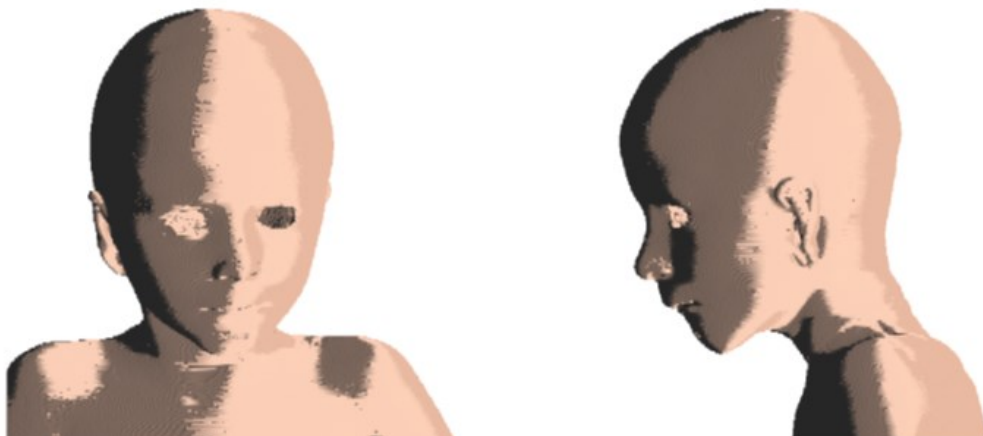


Figura 33 Segmentação da PELE.

Fonte: Autoria Própria.

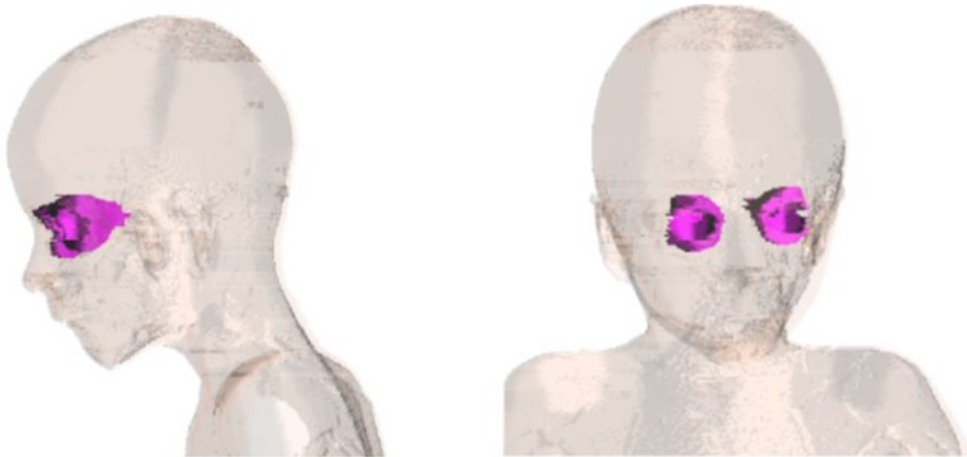


Figura 34 Segmentação dos MÚSCULOS da área dos olhos.

Fonte: Autoria Própria.

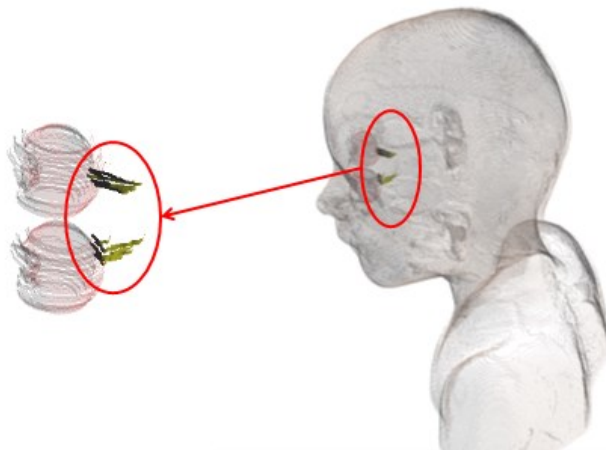


Figura 35 Segmentação do NERVO ótico.

Fonte: Autoria Própria.

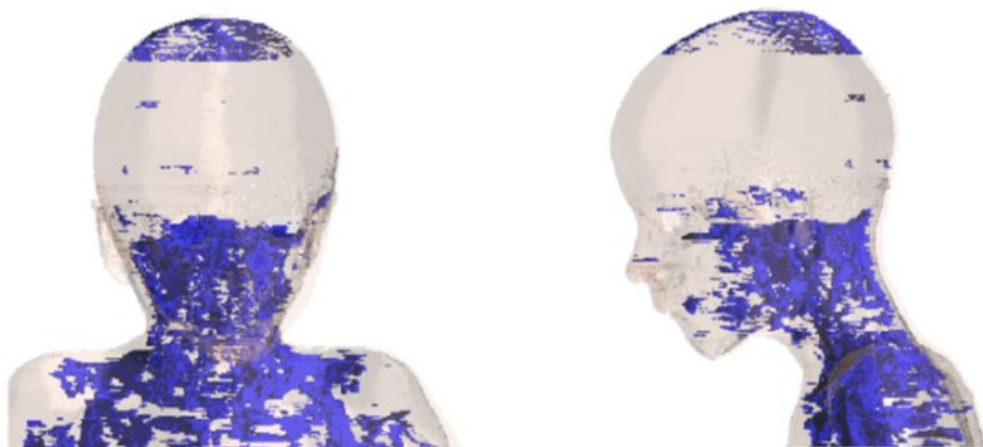


Figura 36 Segmentação da GORDURA.

Em determinada faixa da cabeça, a segmentação da gordura não é mais possível, pois a camada de pele se torna muito fina.

Fonte: Autoria Própria.



Figura 37 Segmentação dos MÚSCULOS.

Com relação aos músculos, cabe também esclarecer que o corte na imagem não se refere a um erro no projeto do modelo, é que a partir de um determinado ponto superior da cabeça, a identificação do tecido se torna impossível, devido ao início de uma fina camada de pele.

Fonte: Autoria Própria.

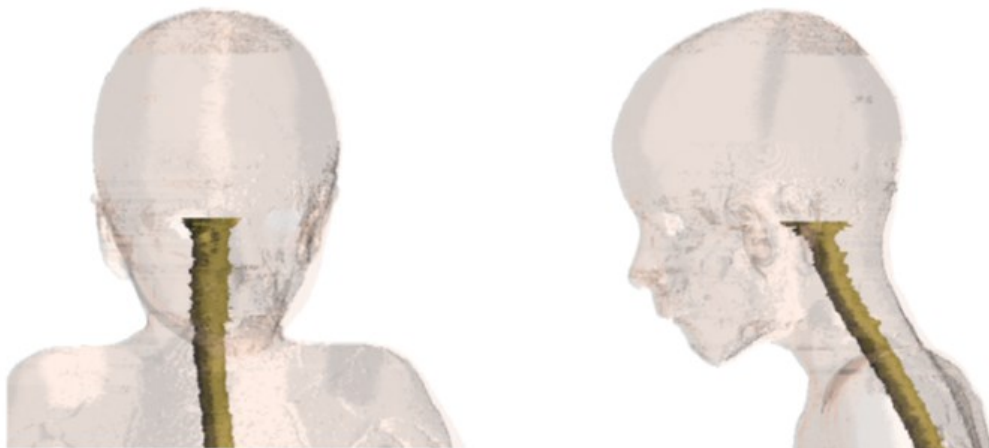


Figura 38 Segmentação do CORDÃO ESPINHAL.

Para um melhor entendimento, juntamente com as imagens segmentadas dos tecidos dos olhos, está sendo mostrada na Figura 39 uma imagem realista da anatomia de um olho humano. Este procedimento de consulta a atlas de anatomia é realizado também no momento da segmentação para a correta identificação dos tecidos.

Fonte: Autoria Própria.

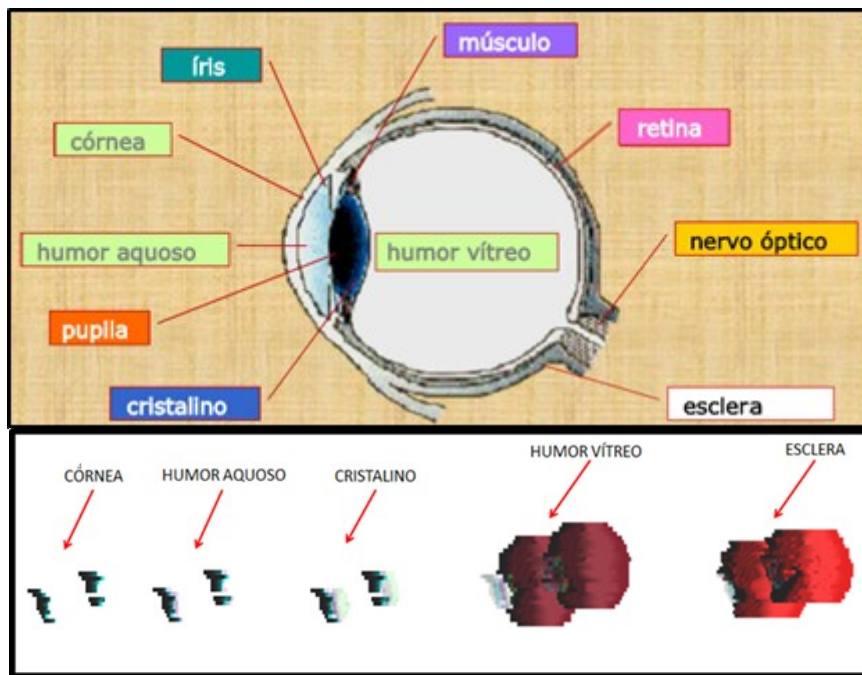


Figura 39 Anatomia do olho humano e Segmentação dos tecidos do olho.

Fonte: Autoria Própria.



Figura 40 Segmentação da MEDULA ÓSSEA.

Fonte: Autorial Própria.

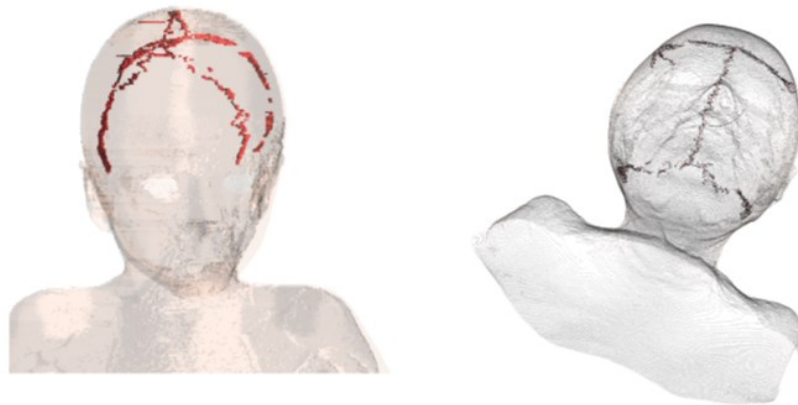


Figura 41 Segmentação das SUTURAS do crânio.

O processo de segmentação mostrou as dificuldades e os efeitos que as tomadas de decisões podem causar no momento da seleção dos tecidos. Uma modelagem menos criteriosa poderá levar a erros nas simulações de dosimetria de SAR.

No desenvolvimento do novo modelo computacional de cabeça PEDRO, foi possível avaliar sua aplicabilidade e limitações (atingindo assim o objetivo do item 1.2 (b)).

3.5. PROPRIEDADES DIELÉTRICAS

Nas simulações, os parâmetros dielétricos de permissividade relativa e condutividade equivalente atribuídos aos diferentes tecidos do modelo foram obtidos da base de dados de (GABRIEL, 1996) e estão listados na Tabela 5.

Para as densidades dos tecidos foram usados os mesmos valores apresentados em (SALLES, 2006).

Esses parâmetros foram utilizados nas simulações realizadas nos modelos DUKE, THELONIOUS e PEDRO.

Tabela 5 Propriedades dielétricas dos tecidos dos modelos heterogêneos @ 2,45 GHz.

Tecido	σ [S/m]	ϵ_r	ρ (kg/m ³)
Gordura	0,104	5,280	920
Osso	0,394	11,381	1810
Matéria Cinzenta do Cérebro	1,807	48,911	1040
Matéria Branca do Cérebro	1,215	36,167	1040
Fluído Cérebro Espinhal	3,457	66,243	1010
Músculo	1,738	52,729	1040
Pele	1,464	38,007	1010
Cristalino	1,504	44,625	1100
Esclera	52,628	2,033	1170
Humor Vítreo (tecido do olho)	2,478	68,208	1010
Cordão Espinhal	1,088	30,145	1040
Nervo	1,088	30,145	1040
Medula Óssea	0,394	11,381	1810
Ar	0	1	1,225

Fonte: Autoria Própria.

As Suturas existentes no crânio foram inseridas no software SEMCAD X com as propriedades dielétricas do osso, pois no banco de dados de Gabriel (GABRIEL, 1996) este tecido não é encontrado, porém em trabalhos futuros poderão ser usados valores diferentes.

O Humor Aquoso existente na região dos olhos foi inserido com as propriedades dielétricas do Humor Vítreo, pois no banco de dados de Gabriel (GABRIEL, 1996) este tecido não é encontrado.

Como o tecido do Cérebro foi segmentado como um todo, não sendo possível distinguir entre matéria branca, matéria cinzenta e cerebelo, as propriedades dielétricas utilizadas foram a da matéria cinzenta por ser o tecido mais abrangente.

Já os tecidos Cartilagem, Córnea e Medula Óssea, existentes no banco de dados de Gabriel (GABRIEL, 1996), foram inseridos com as propriedades dielétricas dos tecidos indicados nas simulações dos outros modelos DUKE e THELONIOUS, que são Nervo e Esclera e Osso, respectivamente.

3.6. RECURSOS COMPUTACIONAIS UTILIZADOS

Todas as simulações neste trabalho foram desenvolvidas utilizando um computador Intel Core i5 3470 e 3.4 GHz equipado com 32 GB of RAM, cartão NVidia Tesla C1060 GPU e sistema operacional Windows 7 Professional x64, disponível no Laboratório de Comunicações (LACOM) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Para uso da placa Tesla foi selecionada a função aXware accelerator do SEMCAD X.

3.7. DESCRIÇÃO DAS SIMULAÇÕES

Neste capítulo serão indicados todos os diferentes conjuntos de simulações realizados, bem como os parâmetros utilizados. Todas as simulações foram elaboradas com o software SEMCADX baseado no método FDTD. A frequência central utilizada foi de 2,45 GHz o que corresponde aproximadamente ao centro da banda de Wi-Fi.

O sinal de excitação escolhido foi de banda larga “*Broadband*” que é um pulso gaussiano senoidal modulado no domínio do tempo, cuja simulação é terminada quando a excitação do sinal é desprezível (acaba), sendo esta uma condição necessária para convergência (Figura 42). No caso de ter sido escolhida uma simulação harmônica, o sinal excitado é um sinal senoidal com envoltória retangular que termina somente após um período de tempo definido pelo usuário, o que não garante a convergência, a menos que se façam vários testes em períodos bem distanciados para verificação da estabilização do sinal a partir do balanço de potência: outra condição necessária para a convergência, que deve ser

verificada para que a potência de alimentação seja aproximadamente igual a potência dissipada em todo o espaço de simulação incluindo as suas bordas (potência irradiada).

Fonte: Autoria Própria.

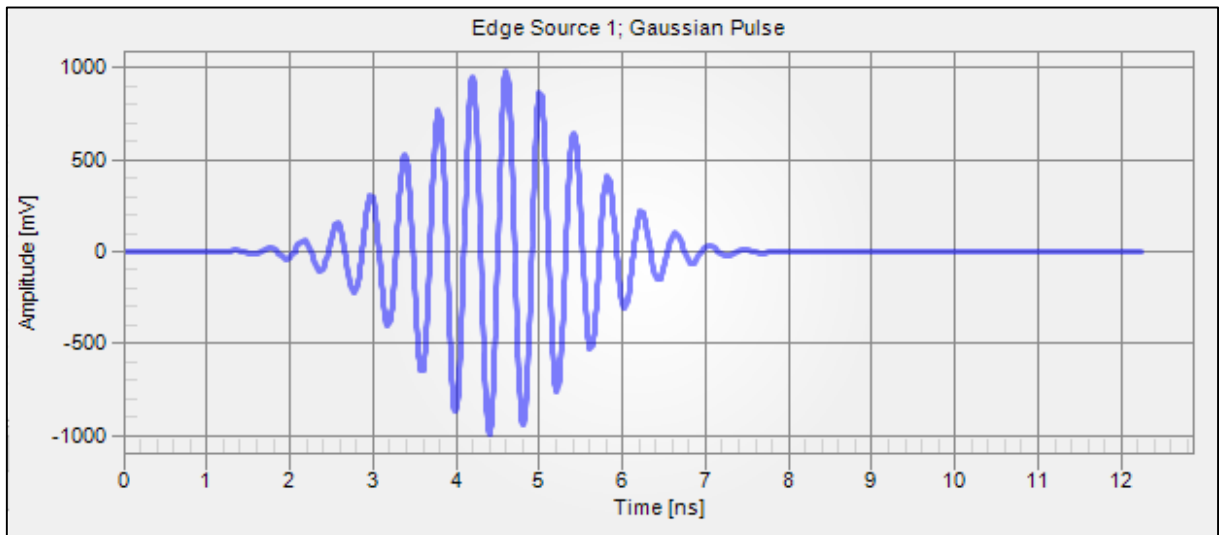


Figura 42 Final do pulso Gaussiano garantindo a convergência.

Como escolhemos excitação banda larga temos que definir também a largura de banda “*Bandwidth*” para a excitação, de tal modo que a forma de onda de excitação vai ter um espectro de frequência a partir de (Frequência - largura de banda / 2) até (Frequência + largura de banda / 2). A largura de banda escolhida foi de 1 GHz para alcançar um tempo de simulação viável.

Com base na observação da convergência sobre o final do pulso gaussiano de 1 GHz, diversas quantidades de períodos foram testadas e então foi definido que o número de 30 períodos iria atender a convergência e ainda sobriam uns instantes de tempo como margem de segurança. Se a largura de banda escolhida fosse menor (por exemplo, de 83,5MHz, que corresponde a largura de banda da canalização de Wi-fi no Brasil, conforme Anexo A) o número de períodos necessários para a convergência seria maior (mais do que 10 vezes), resultaria em um tempo de simulação inviável. A duração de cada simulação com 1GHz de largura de banda (30 períodos) era de 1 a 2 horas. Como se estava prevendo fazer em torno de

100 simulações (contando as simulações de ajuste dos parâmetros), diminuir a largura de banda e conseqüentemente aumentar o número de períodos aumentaria a utilização do recurso computacional e impediria a utilização do mesmo em outros projetos.

As bordas absorvedoras tipo CPML (Convolutional Perfectly Matched Layer) foram estabelecidas em um nível de absorção elevado (opção *high* do SEMCAD X) para minimizar as reflexões.

Todo o conjunto da simulação (modelo de cabeça, modelo tablet e região do espaço livre “*background*”) foi discretizado utilizando entre $0,1\lambda$ (correspondente a $\lambda/10$) e $0,01\lambda$ (correspondente a $\lambda/100$), para os maiores e menores voxels respectivamente.

Para poder escolher os valores máximos de discretização que seriam utilizados na malha foi desenvolvido um código FDTD com o software MATLAB (ver apêndice A) onde foram testados os passos do algoritmo Δt com $\lambda/40$, $\lambda/20$, $\lambda/10$ e $\lambda/5$. Os testes com $\lambda/5$ mostraram que a forma de onda apresentou distorção significativa sendo essa possibilidade descartada pois sua utilização causaria o efeito da dispersão. A amostragem com o valor limite de 10 pontos por comprimento de onda foi então escolhida porque não causaria significativa distorção nas simulações e atenderia a condição de Courant em (3).

O tamanho total da malha é gerado pelo software em cada situação de exposição, levando em consideração os modelos adotados. Como exemplo, está sendo mostrada a malha utilizada na simulação com o modelo THELONIOUS a uma distância de 150 mm do tablet (Figura 43), para este caso o valor total de malha foi de 9,98 milhões de células.

Fonte: Autorial Própria.

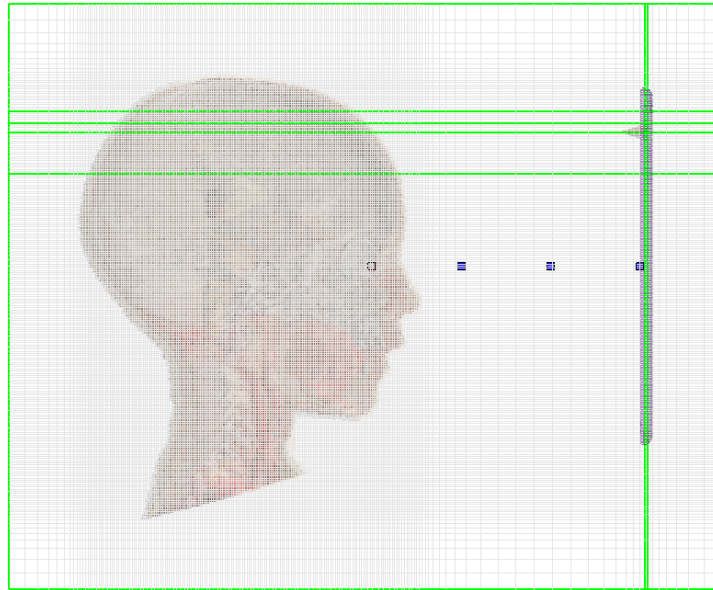


Figura 43 Exemplo da malha utilizada no modelo THELONIOUS com 150 mm de distância do tablet.

As propriedades dielétricas utilizadas no modelo SAM phantom estão indicadas na Tabela 3 e para os modelos DUKE, THELONIOUS e PEDRO indicadas na Tabela 5.

A partir da definição desses parâmetros, que são comuns a todas as seguintes simulações, foram então montados os cenários com os objetivos a seguir:

3.7.1. Cálculo da dose (psSAR) alterando as distâncias de exposição entre os modelos e o tablet

Em simulações preliminares (FERREIRA, 2015), o SAM não se mostrou conservador para algumas distâncias em relação a alguns modelos. Para ter uma avaliação mais abrangente desse efeito foram verificados os (psSAR) variando a distância entre os modelos e o tablet.

As distâncias foram variadas em 50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 250 mm e 300 mm. Os modelos utilizados foram: o manequim SAM phantom que é utilizado nos

processos de certificação dos equipamentos, o modelo de adulto DUKE, e dois modelos de crianças PEDRO e THELONIOUS, conforme Figura 44, totalizando 24 simulações.

As distâncias bem próximas, como por exemplo 50 mm entre o tablet e o cristalino do olho (em alguns casos, como no SAM PHANTOM, o modelo fica com o nariz em contato com o tablet), foram utilizadas para testar os valores de dosimetria no pior caso, e também porque em casos reais as crianças muitas vezes utilizam o tablet muito próximo da cabeça, como por exemplo colocando o tablet na boca ou dormindo sobre ele.

Para os modelos heterogêneos que possuem o tecido do olho, o ponto central da superfície da tela do tablet situado na posição vertical, foi alinhado com um ponto médio entre os dois olhos de cada um dos modelos, seguindo uma linha ortogonal com a superfície do cristalino do olho. Para o SAM phantom, foi utilizado o mesmo procedimento, porém na extremidade da cabeça foi utilizado um ponto aproximado da superfície do olho, pois como o modelo é homogêneo, o mesmo não possui tecidos. A posição da antena, com o tablet situado na vertical, foi mantida no canto superior direito conforme indicado na Figura 16, sendo que o plano de terra da antena ficou virado para a frente do tablet, ou seja, em direção ao rosto dos modelos.

Fonte: Autoria Própria.

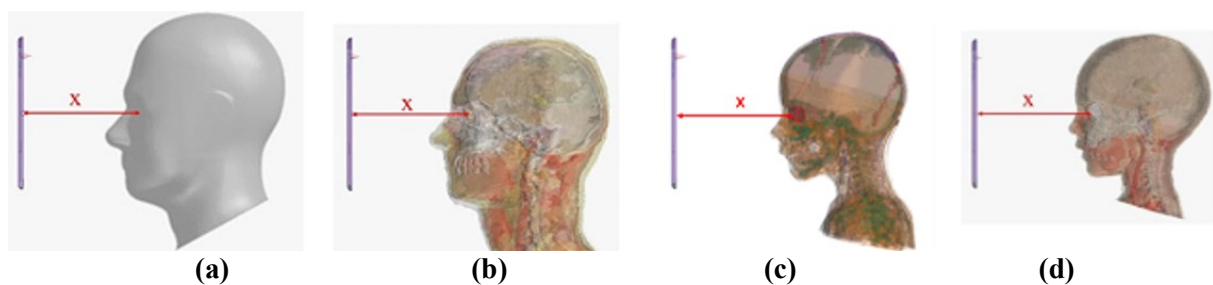


Figura 44 Simulação dos modelos com o tablet variando a distância entre os mesmos, sendo $x = 50$ mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 250 mm e 300 mm: (a) SAM, (b) DUKE, (c) PEDRO e (d) THELONIOUS.

3.7.2. Cálculo da dose (psSAR) alterando a posição da antena no tablet

Essas simulações foram feitas com o propósito de confirmar se a posição mais usual da antena no tablet (superior direita conforme citado em artigos relacionados a tablet no item 3.2), é a que gera menor SAR nos usuários. Para esse cálculo foram usados os modelos SAM phantom, DUKE e THELONIOUS na distância de 150 mm. Foram testadas 14 posições diferentes da antena no tablet, totalizando 42 simulações.

Com o tablet situado na posição vertical, a antena foi colocada em 7 posições diferentes: central, superior esquerda, superior central, superior direita, inferior esquerda, inferior central e inferior direita, conforme indicado na Figura 45. A posição da antena no tablet foi mantida no canto superior direito conforme indicado na Figura 16.

Com o tablet situado na posição horizontal, a antena foi colocada também em 7 posições diferentes: central, superior esquerda, superior central, superior direita, inferior esquerda, inferior central e inferior direita, conforme indicado na Figura 47. Nesta situação a polarização da antena foi alterada, conforme mostrado na Figura 46.

Fonte: Autoria Própria.

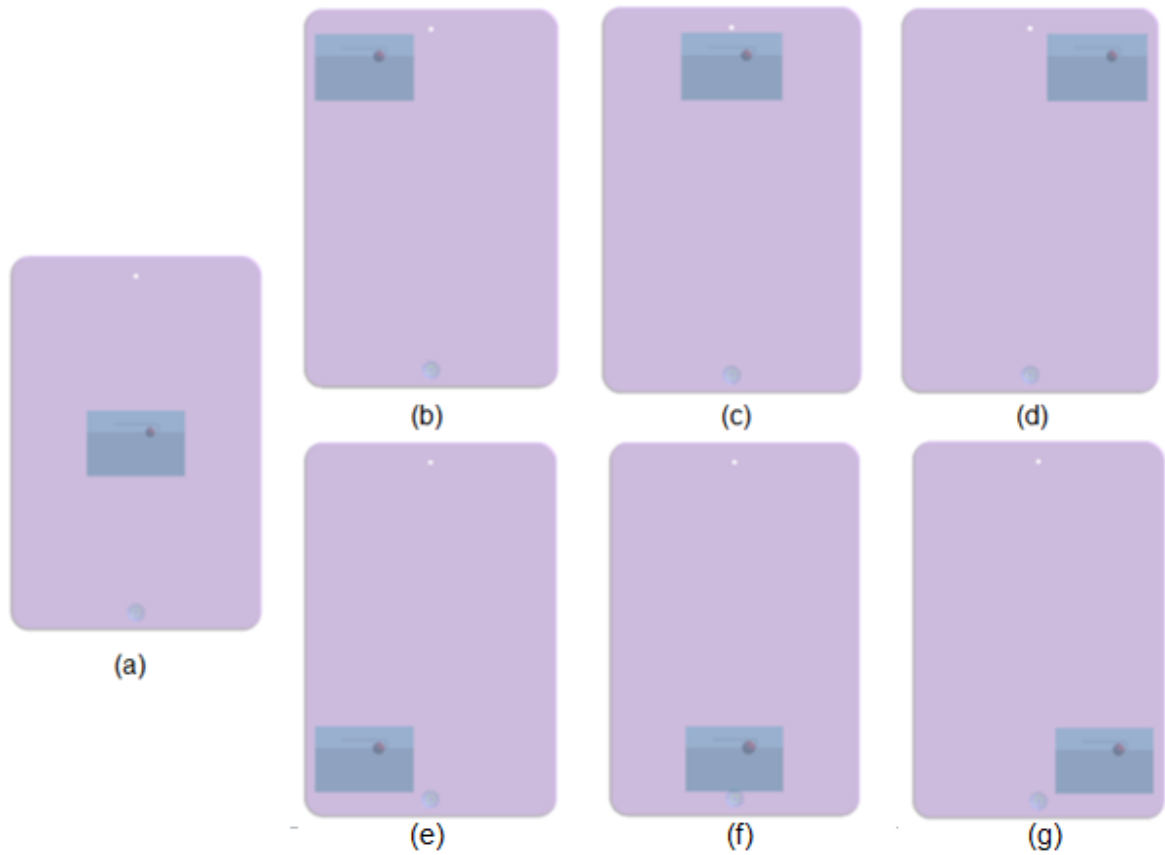


Figura 45 Posições da antena com o tablet situado na vertical: (a) central, (b) superior esquerda, (c) superior central, (d) superior direita, (e) inferior esquerda, (f) inferior central e (g) inferior direita.

Fonte: Autoria Própria.

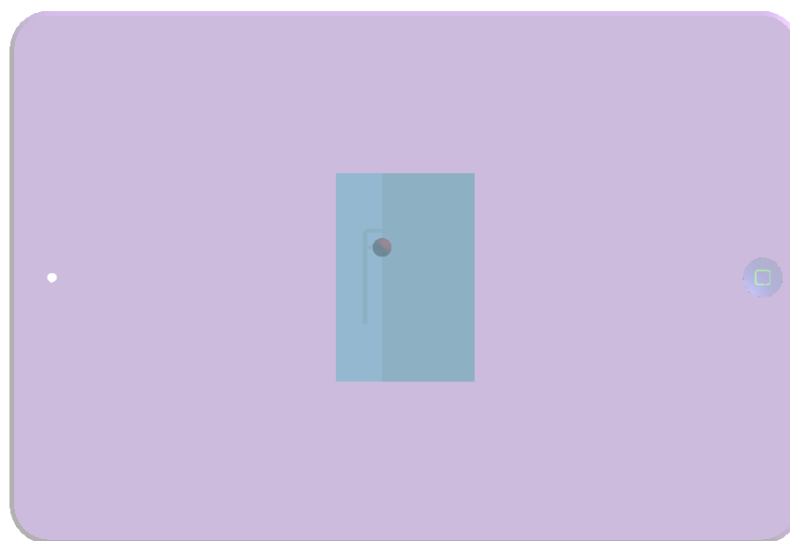


Figura 46 Nova orientação do tablet (situado na horizontal) e polarização da antena.

Fonte: Autoria Própria.

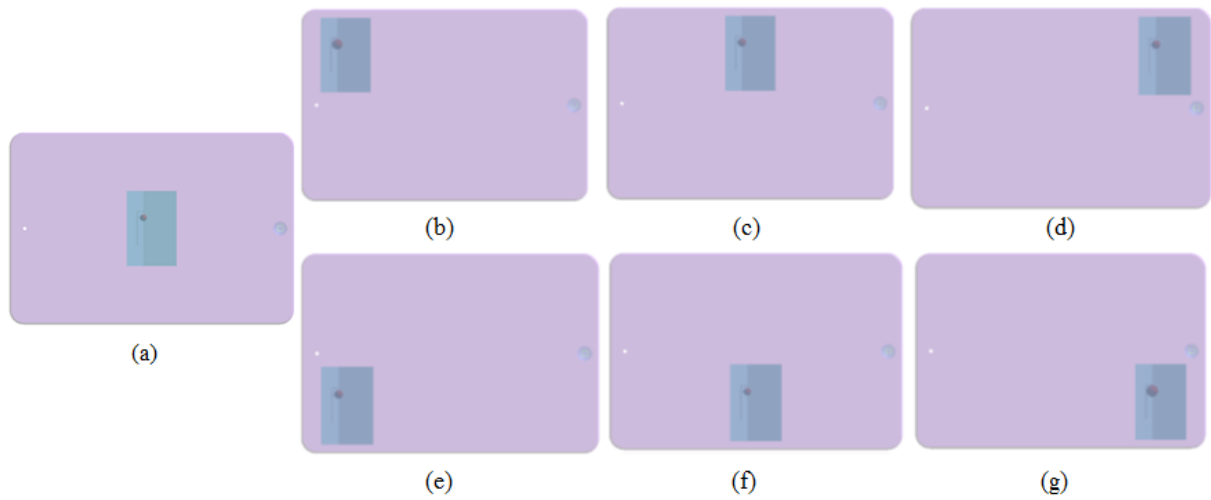


Figura 47 Posições da antena com o tablet situado na horizontal: (a) central, (b) superior esquerda, (c) superior central, (d) superior direita, (e) inferior esquerda, (f) inferior central e (g) inferior direita.

4. RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES

Neste capítulo são indicados os resultados obtidos nas simulações com o tablet e diferentes modelos de cabeça descritos no capítulo anterior nos itens 3.7.1 e 3.7.2.

O processo de extração dos valores do psSAR nos tecidos da cabeça dos modelos foi feito com a utilização dos dados obtidos no sensor de campo total “*Overall Field*” através da ferramenta *SAR Statistics (with Spatial Peak SAR [IEEE])* do SEMCADX para cubos de massa de 1 g e 10 g.

Conforme certificado do equipamento na ANATEL referente à potência máxima do tablet (Anexo A), a potência entregue aos elementos irradiadores foi normalizada em 30 mW (ANATEL, 2013).

Os resultados da dosimetria de psSAR obtidos nas simulações são comparados com os limites permitidos pela (FCC, 1997) para cubos de 1 g e pelo (IEEE C95.1) e (ICNIRP, 1998) para cubos de 10 g.

4.1. RESULTADO DA DOSE (psSAR) ALTERANDO AS DISTÂNCIAS DE EXPOSIÇÃO ENTRE OS MODELOS E O TABLET

Conforme cenário descrito no item 3.7.1, os resultados da simulação mostraram os valores da dose (psSAR) nos modelos SAM phantom, DUKE, THELONIOUS e com o novo modelo segmentado PEDRO, irradiados pelo tablet em diferentes distâncias. Na Tabela 7 estão mostrados os valores do psSAR para 1 g e 10 g de tecido. Na Figura 48 está sendo mostrado o diagrama para o psSAR em 1 g e na Figura 49 está sendo mostrado o diagrama para o psSAR em 10 g.

Tabela 6 Valores do psSAR para 1 g e 10 g [W/kg]

Distância (mm)	SAM phantom		DUKE		PEDRO		THELONIOUS	
	SAR 1 g	SAR 10 g	SAR 1 g	SAR 10 g	SAR 1 g	SAR 10 g	SAR 1 g	SAR 10 g
50	0,0396	0,0261	0,0189	0,0108	0,0410	0,0323	0,0352	0,0264
100	0,0118	0,0081	0,0094	0,0048	0,0123	0,0100	0,0113	0,0083
150	0,0075	0,0042	0,0074	0,0033	0,0099	0,0046	0,0102	0,0043
200	0,0054	0,0026	0,0052	0,0021	0,0071	0,0026	0,0070	0,0030
250	0,0038	0,0018	0,0036	0,0015	0,0050	0,0018	0,0049	0,0021
300	0,0027	0,0013	0,0026	0,0012	0,0036	0,0014	0,0035	0,0015

Fonte: Autorial Própria.

Os valores obtidos nas simulações se mostraram extremamente baixos e em nenhum caso ultrapassaram os limites permitidos pela (FCC, 1997) para 1 g de tecido, e (IEEE C95.1) e (ICNIRP, 1998) para 10 g de tecido.

Para 1g de tecido o valor máximo calculado foi em torno de 97% abaixo da norma (FCC, 1997), e para 10 g de tecido o valor máximo calculado foi em torno de 98% abaixo das normas (IEEE C95.1) e (ICNIRP, 1998).

Os valores do psSAR calculados para cubos de 1 g são maiores do que os valores calculados para massa de 10 g. A dose mais elevada de 1 g indica um aumento de 25% em relação a dose mais elevada de 10 g. A dose menos elevada de 1 g indica um aumento de 116% em relação a dose menos elevada de 10 g, conforme Tabela 7.

Comparando os valores de SAR do modelo SAM com o modelo DUKE, os valores mais altos de SAR apresentados em todas as 12 comparações para 1 g e 10 g foram no SAM, indicando assim que para este caso o SAM se mostra conservador.

Comparando os valores de SAR do modelo SAM com o modelo de criança PEDRO, nas simulações com 1 g e 10 g de tecido o modelo SAM não se mostra conservador em nenhuma das 12 comparações.

Comparando os valores de SAR do modelo SAM com o modelo de criança THELONIOUS, nas simulações com 1 g de tecido o modelo SAM apresentou maiores níveis de psSAR apenas nas distâncias de 50 mm e 100 mm, nas demais distâncias o modelo THELONIOUS apresentou os maiores valores. Nas simulações para 10 g de tecido o modelo THELONIOUS apresentou maiores níveis de psSAR em todas distâncias. O SAM se mostra conservador apenas em duas das 12 comparações.

O modelo de criança PEDRO apresentou valores muito próximos aos valores do modelo THELONIOUS. Como o PEDRO é um pouco mais velho que o THELONIOUS, a princípio poderia se esperar que o psSAR no PEDRO ficasse entre os valores obtidos para o THELONIOUS e o DUKE.

Isto não se verifica talvez porque o modelo PEDRO foi segmentado com a visualização que permitiu a seleção de um osso mais fino, o que corresponderia a uma criança de menor idade. Ainda como mostram as Figuras 50 (a-d) nas distâncias de 50 mm e Figuras 50 (a-c) nas distâncias de 100 mm, os modelos apresentaram psSAR na testa, neste caso na presença do osso, o fato do PEDRO ter sido segmentado com o osso mais fino pode ter alterado o resultado.

Fonte: Autorial Própria.

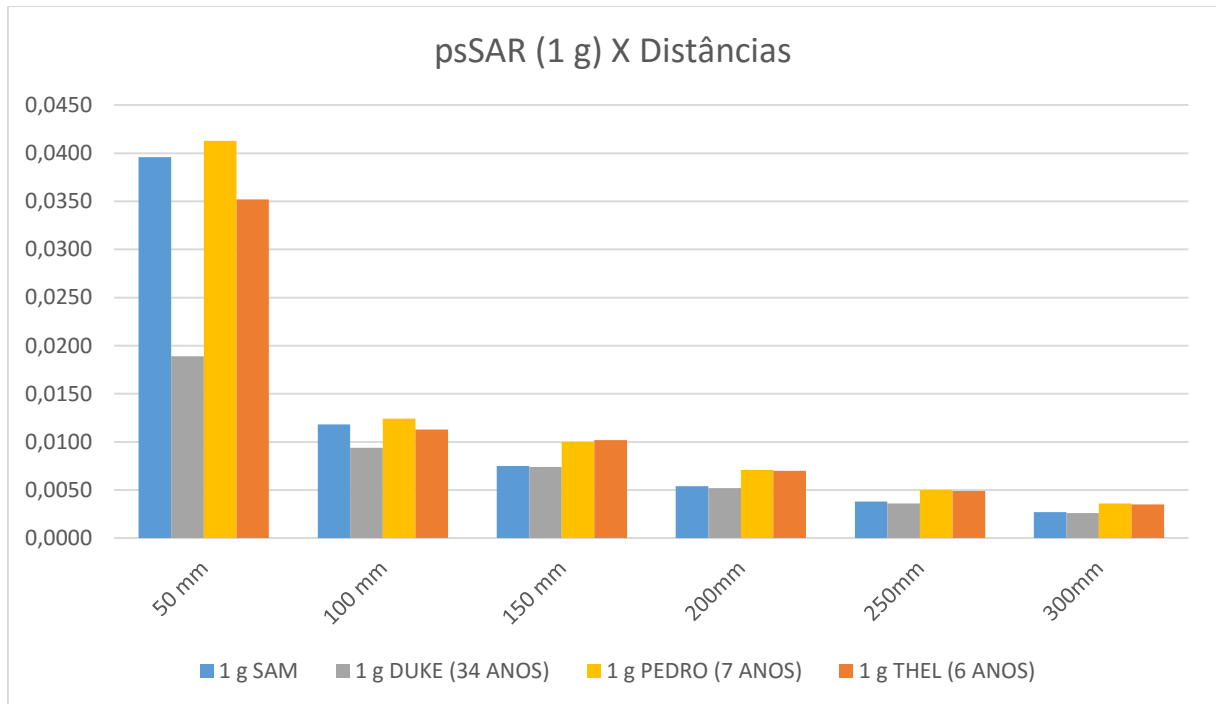


Figura 48 psSAR 1 g

Fonte: Autorial Própria.

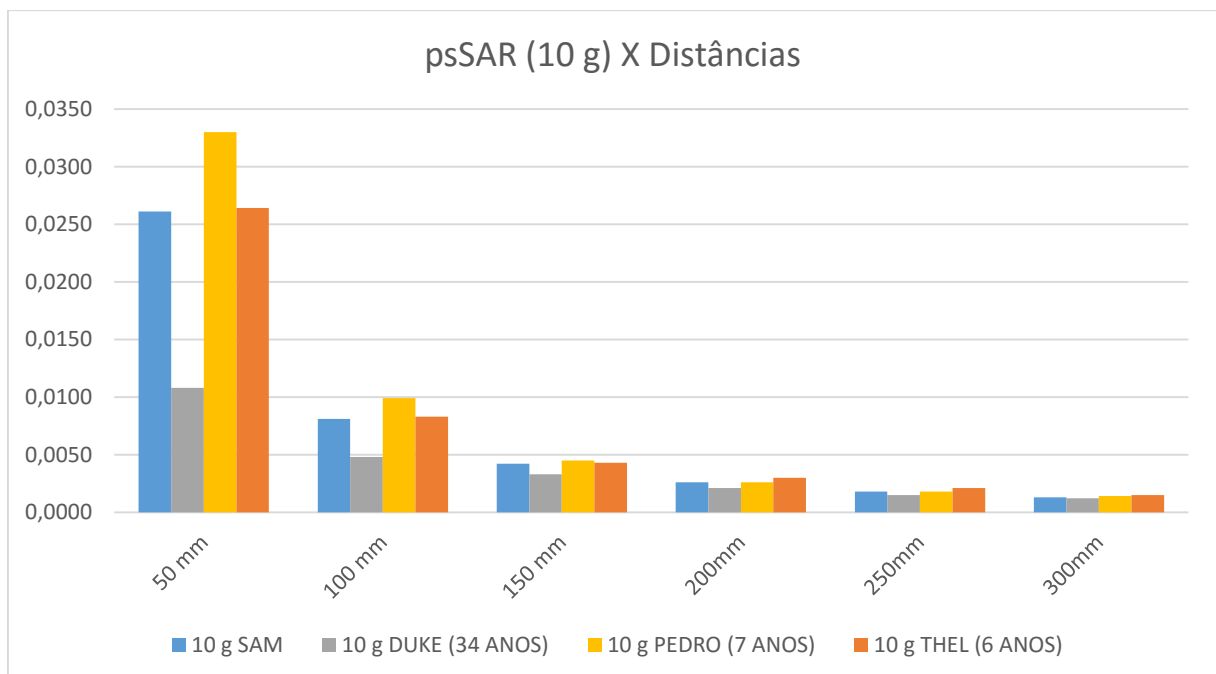
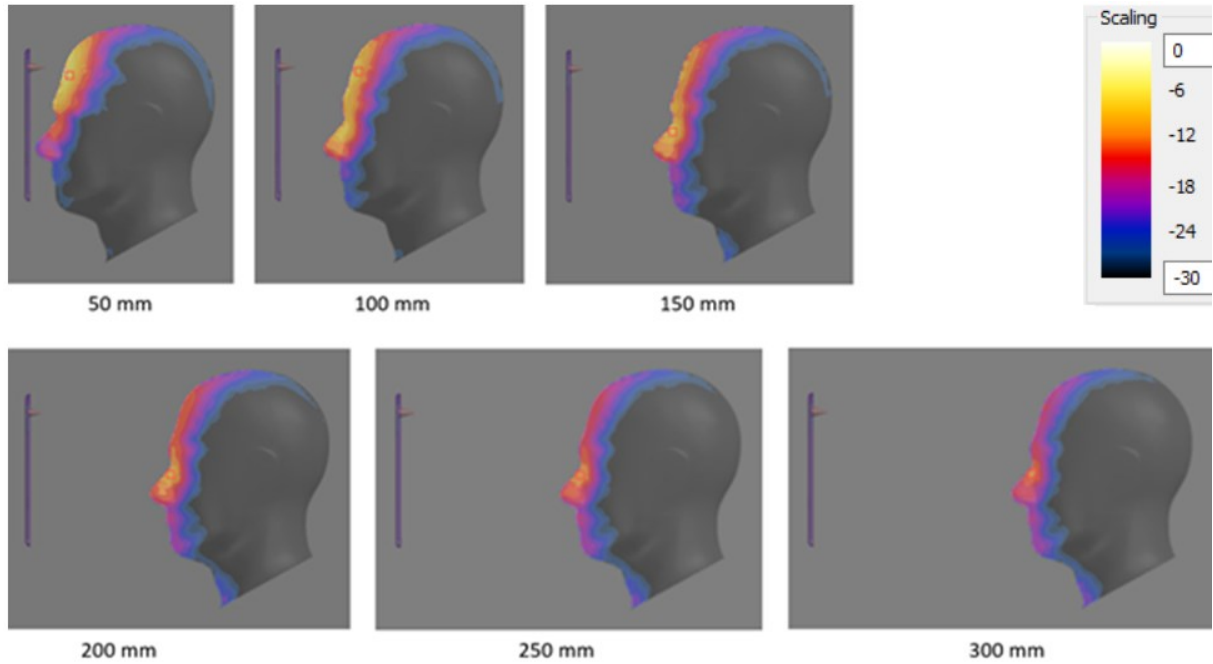


Figura 49 psSAR 10 g

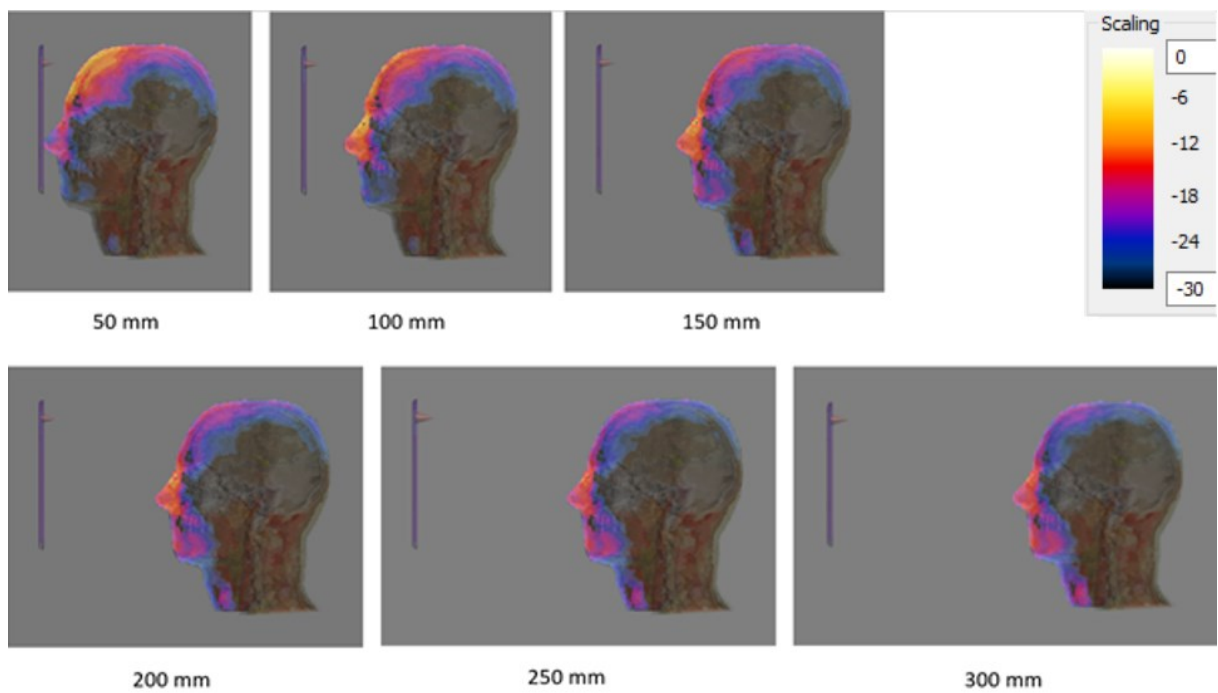
O parâmetro de distribuição de SAR para cubos de 1 g para cada um dos modelos está mostrado na Figura 50. Para a extração dos cortes foi utilizada a ferramenta *slice field view* do

SEMCAD X, o valor de normalização de 0dB foi escolhido em 0,042 W/kg que foi o valor máximo verificado entre todas as medidas realizadas, e 30 dB de variação na escala de cor.

Fonte: Autorial Própria.



(a)



(b)

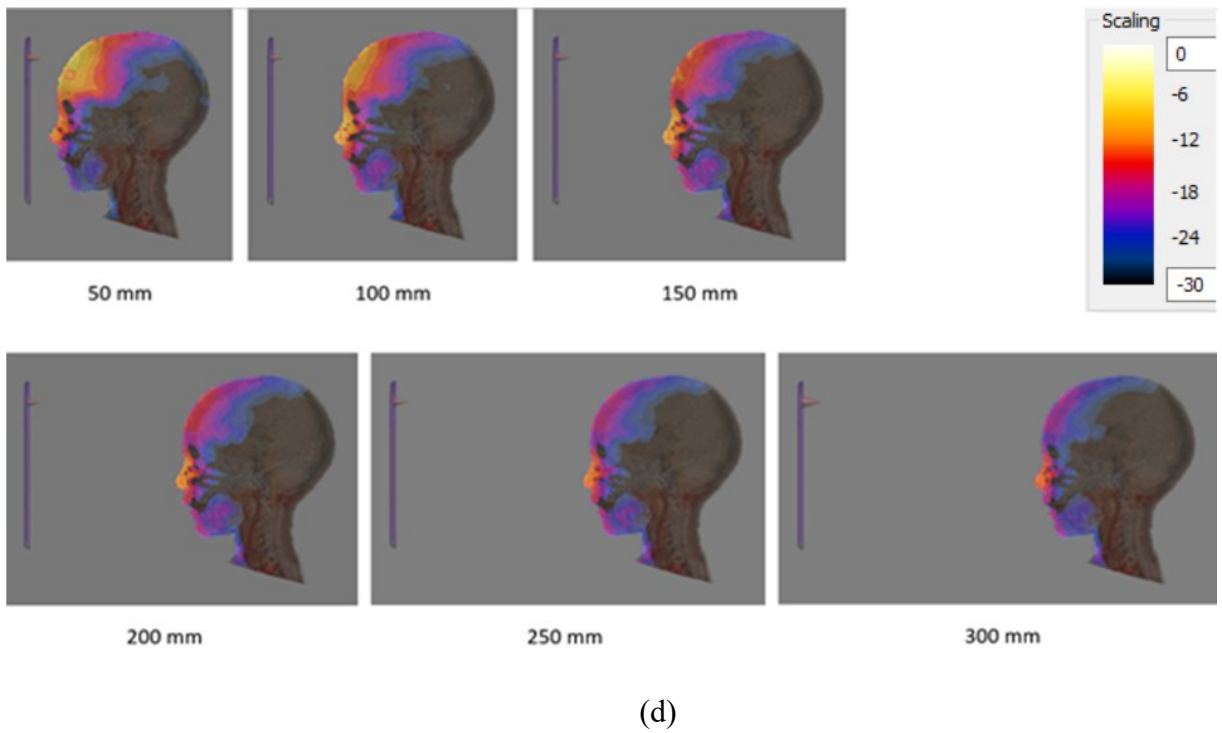
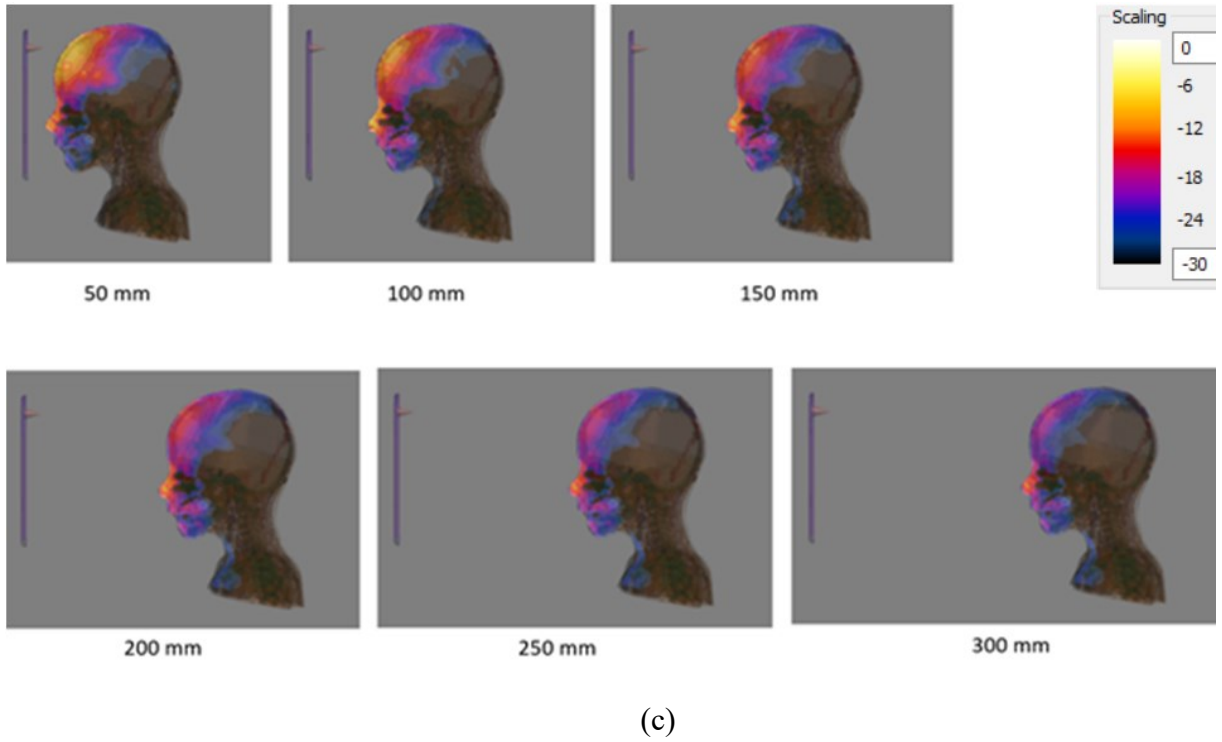


Figura 50 Distribuições do psSAR $0,042 \text{ W/kg} = 0 \text{ dB}$, com 30 dB na escala de cor: (a) SAM phantom, (b) DUKE, (c) PEDRO e (d) THELONIOUS.

Com a finalização dos cálculos da SAR nos modelos utilizando o tablet em diferentes distâncias, foi possível verificar que em alguns casos o SAM não se mostrou conservador (atingindo assim o objetivo do item 1.2 (c)).

4.2. RESULTADO DA DOSE (psSAR) NOS MODELOS IRRADIADOS POR TABLET A UMA DISTÂNCIA DE 150 MM, ALTERANDO A POSIÇÃO DA ANTENA NO TABLET

Para as posições da antena indicadas no item 3.7.2, com o tablet no sentido vertical e horizontal os valores do psSAR para 1 g de tecido medidos com os modelos SAM phantom, DUKE e THELONIOUS na distância de 150 mm são indicados nas Tabelas 8 e 9, respectivamente.

Com o tablet situado na vertical, as posições que mostraram menores valores do psSAR foram as posições superiores. Para os modelos SAM phantom e THELONIOUS os menores níveis do psSAR foram na posição superior esquerda. Para o modelo DUKE o menor nível do psSAR foi na posição superior direita.

Com o tablet situado na horizontal, a posição que apresentou menor valor do psSAR foi a posição superior esquerda em todos os modelos.

Esses resultados mostram que a posição mais usual dos tablets (superior direita) não representa a posição de menor psSAR na maioria dos casos. Apenas para o modelo DUKE com o tablet na posição vertical o menor valor do psSAR confere com a posição utilizada nas simulações.

Tabela 7 Valores do psSAR para 1 g [W/kg] tablet na posição VERTICAL

POSIÇÕES DA ANTENA (TABLET VERTICAL)	SAM phantom	DUKE	THELONIOUS
	SAR 1 g	SAR 1 g	SAR 1 g
CENTRAL	0,0149	0,0150	0,0166
INFERIOR CENTRAL	0,0161	0,0184	0,0136
INFERIOR DIREITA	0,0136	0,0146	0,0132
INFERIOR ESQUERDA	0,0158	0,0142	0,0127
SUPERIOR CENTRAL	0,0082	0,0084	0,0100
SUPERIOR ESQUERDA	0,0072	0,0080	0,0090
SUPERIOR DIREITA	0,0076	0,0074	0,0102

Fonte: Aatoria Própria.

Tabela 8 Valores do psSAR para 1 g [W/kg] tablet na posição HORIZONTAL.

POSIÇÕES DA ANTENA (TABLET HORIZONTAL)	SAM phantom	DUKE	THELONIOUS
	SAR 1 g	SAR 1 g	SAR 1 g
CENTRAL	0,0157	0,0148	0,0170
INFERIOR CENTRAL	0,0150	0,0178	0,0172
INFERIOR DIREITA	0,0133	0,0148	0,0127
INFERIOR ESQUERDA	0,0090	0,0097	0,0095
SUPERIOR CENTRAL	0,0117	0,0109	0,0134
SUPERIOR ESQUERDA	0,0070	0,0067	0,0072
SUPERIOR DIREITA	0,0105	0,0103	0,0138

Fonte: Aatoria Própria.

Com a finalização dos cálculos da SAR nos modelos alterando a posição e orientação/polarização da antena no tablet, foi possível verificar em qual posição/orientação são encontrados os menores valores do psSAR (atingindo assim o objetivo do item 1.2 (d)).

5. MEDIÇÕES FEITAS NO TABLET PARA ANÁLISE DA POTÊNCIA

As medições de intensidade de campo elétrico foram feitas para confirmar os valores de potência do tablet indicados no certificado do equipamento emitido pela ANATEL (ver Anexo A).

Neste capítulo serão mostrados os equipamentos utilizados para o teste, bem como a descrição da montagem, procedimentos experimentais e os resultados obtidos.

As medidas foram feitas no LACOM da UFRGS, e o cenário de teste foi montado conforme mostra a Figura 51, utilizando como medidor de campo o EMR-300 da Narda com ponteira de prova isotrópica banda larga tipo 18.0 2244/90.72 que opera em frequências desde 100 kHz até 3 GHz.

Fonte: Autoria Própria.

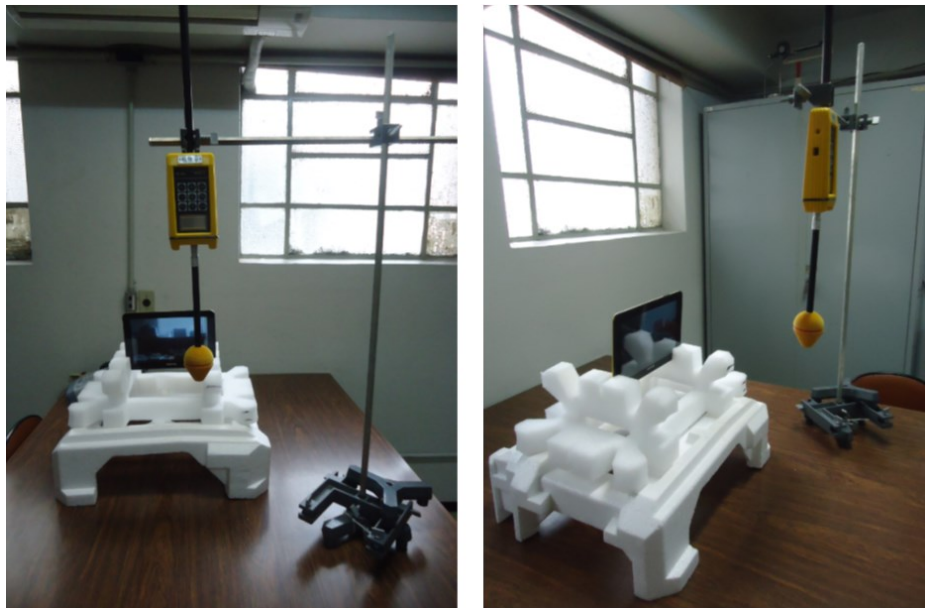


Figura 51 Ilustração da montagem.

O medidor de campo foi posicionado em todas as distâncias descritas nas simulações com o software SEMCAD X (50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 250 mm e 300 mm). Na Figura 52, são mostradas duas dessas posições: 50 mm e 300 mm de distância da tela do

tablet. O sensor do medidor foi posicionado em frente ao canto superior direito do tablet, onde foi verificada a posição da antena através de medições com o próprio medidor Narda.

Fonte: Autorial Própria.



Figura 52 Posições do medidor Narda

Para calcular a intensidade do campo elétrico gerada pelo tablet foram feitas chamadas de vídeo via aplicativo Skype, com duração de 5 minutos cada, pois se espera que para esse tipo de conexão se verifiquem taxas de transmissão elevadas comparadas com outros serviços de dados, embora não se consiga saber se sua taxa de transmissão foi a máxima.

Foram feitas várias medidas, em horários alternados, com lâmpadas e equipamentos celulares desligados, na temperatura indicada para operação do medidor ($23^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$), porém muitas medições foram descartadas, pois apresentavam saltos de valores elevados. Devido a este fator foi escolhido um período fora do horário de expediente da universidade, e só assim, os valores medidos tiveram uma média uniforme. A falta de reprodutibilidade das medições feitas em outros horários pode ser devida à presença de interferências radiadas ou conduzidas (por exemplo pela fiação elétrica do prédio), originadas por diferentes fontes considerando que o sensor é sensível a sinais entre 100 kHz e 3 GHz.

A Tabela 9 mostra os resultados médios de intensidade de campo elétrico registrados pelo medidor, num período de 5 minutos, medidos em distâncias diferentes.

Tabela 9 Valores registrados no medidor de campo localizado a diferentes distâncias do tablet.

Distância entre o medidor de campo e o tablet (mm)	1ª MEDIÇÃO Intensidade de Campo (V/m)	2ª MEDIÇÃO Intensidade de Campo (V/m)	3ª MEDIÇÃO Intensidade de Campo (V/m)	4ª MEDIÇÃO Intensidade de Campo (V/m)
50	1,77	1,68	1,67	1,73
100	1,09	1,08	1,15	1,06
150	0,78	0,80	0,80	0,75
200	0,67	0,64	0,63	0,63
250	0,56	0,54	0,54	0,53
300	0,53	0,49	0,52	0,47

Fonte: Autoria Própria.

O piso de ruído no ambiente verificado com o tablet desligado foi de 0,3 V/m, o que limitou os ensaios até uma distância de 300 mm. Os valores medidos foram compatíveis com potências de alimentação menores que o limite máximo de 30 mW de potência indicado para esse equipamento no certificado da ANATEL. Por exemplo, na distância de 300 mm foram medidos cerca de 0,5 V/m, que aproximando para uma situação de campo distante (Equação 11), corresponde a uma densidade de potência de 0,66 mW/cm². Usando a equação 12, com ganho unitário e desprezando as perdas por descasamento de impedância, isto corresponde a uma potência de alimentação de 0,75 mW. Com o ganho é cerca de 3 dBi verificado na seção 3.1, podemos estimar que a potência de alimentação nas condições das medições foi cerca de 0,3 mW ou 20 dB abaixo do limite máximo certificado pela ANATEL.

Densidade de Potência:

$$S = \frac{E^2}{\eta_0} \quad (11)$$

onde

E: intensidade do campo elétrico [V/m]

S: Densidade de potência [W/m^2]

η_0 : Impedância característica do vácuo = 377Ω

Potência de Alimentação:

$$P = S \cdot A \quad (12)$$

onde

P: Potência [W]

A: Área da casca esférica [m]

Nas Figuras 53 e 54 duas simulações são comparadas. Na Figura 53 foi usado 30 mW de alimentação como pior caso do limite da norma e na Figura 54 foi usado 0,3 mW de alimentação como estimado a partir das medições. Distâncias de referência são sinalizadas por pontos quadrados a cada 50 mm. Quando a alimentação é de 30 mW se verifica que a 100 mm do tablet (terceiro ponto da direita para a esquerda) a intensidade de campo elétrico é de cerca de 10 V/m (ou 0 dB, cor branca na escala da figura) enquanto que quando a alimentação é de 0,3 mW o campo no mesmo ponto a 100 mm do tablet cai para cerca de 1 V/m (como verificado na Tabela 10) ou -20 dB (cor laranja na escala da figura).

Fonte: Aatoria Própria.

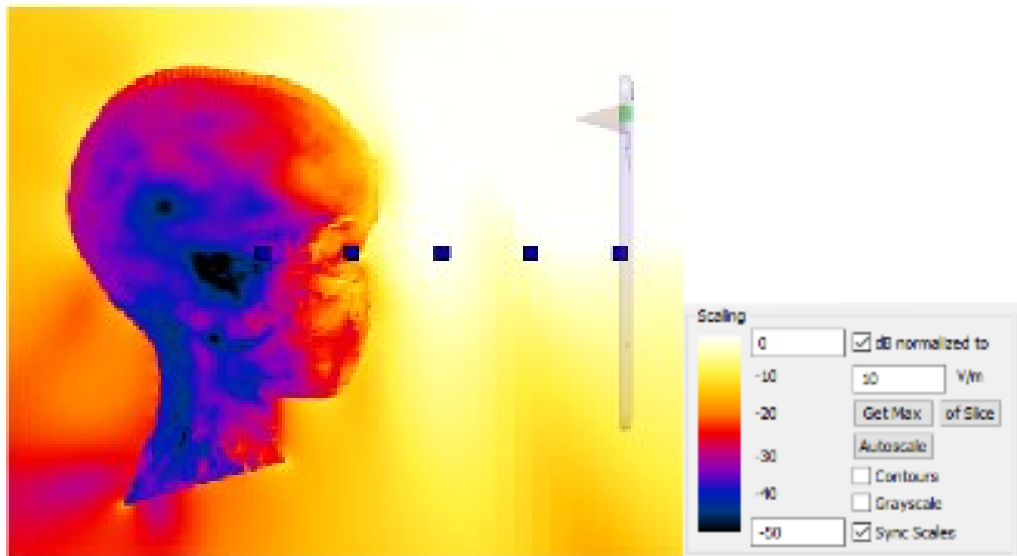


Figura 53 Distribuição do campo elétrico quando a potência de alimentação é 30 mW (valor máximo) normalizado para 10V/m = 0 dB, com uma escala de cores de 50 dB.

Fonte: Aatoria Própria.

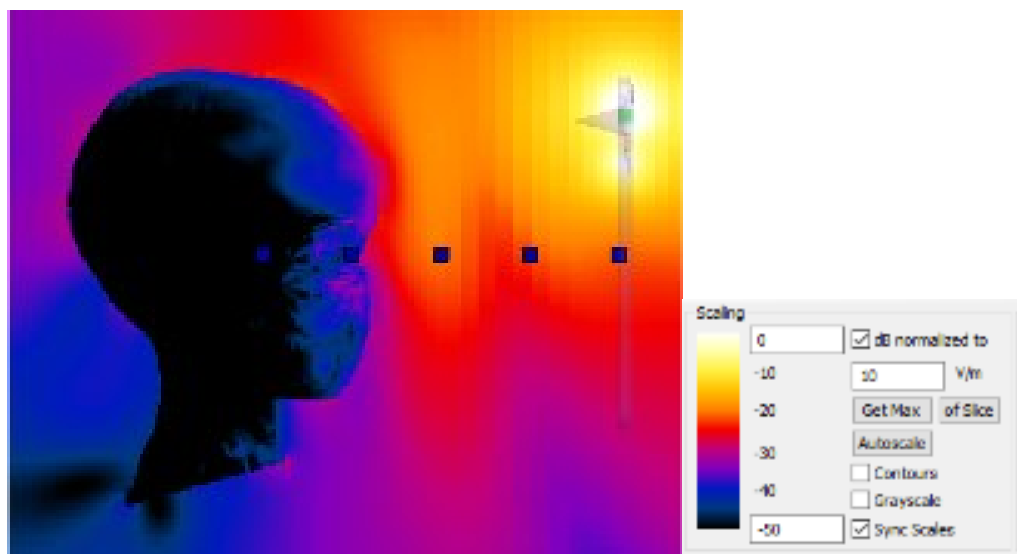


Figura 54 Distribuição do campo elétrico quando a potência de alimentação é 0,30 mW (valor medido aproximado) normalizado para 10V/m = 0 dB, com uma escala de cores de 50 dB.

Com a finalização das medidas foi possível verificar a densidade de potência emitida pelo tablet (atingindo assim o objetivo do item 1.2 (e)).

6. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

Usuários quando expostos a irradiação não ionizante estão sujeitos não somente a efeitos biológicos conhecidos, mas também a efeitos biológicos ainda desconhecidos. Alguns desses efeitos já consolidados são os efeitos térmicos que aumentam a temperatura dos tecidos expostos. Os limites de exposição das normas consideram que aquecimentos acima de 1°C podem provocar efeitos teratogênicos degenerativos. Os limites de exposição de radiofrequência para usuários são dados em termos da Taxa de Absorção Específica (SAR) que é a taxa de absorção de energia de radiofrequência por unidade de massa do corpo, considerando apenas o efeito térmico da radiação.

Neste contexto, foram realizadas simulações e medidas com um dos equipamentos mais utilizados atualmente, que é o tablet, com o objetivo de medir o psSAR em adultos, crianças e no modelo adotado pelas normas para emissão de certificação.

6.1. CONCLUSÕES DAS ANÁLISES DOS RESULTADOS

O valor máximo do psSAR obtido nas simulações foi de 0,042 W/kg (modelo PEDRO 50 mm) para 1 g de tecido. Este valor é muito menor do que os limites indicados pelas normas, sendo 0,042 W/kg correspondente a 16dB abaixo do limite da FCC. Isto é de se esperar pois a norma deve ser atendida também por telefones celulares que emitem potências maiores (por exemplo 250 mW, o que significa 9 dB a mais de potência) e são operados muito mais próximos da cabeça (o que seria responsável por parte da margem adicional de 7 dB).

Os valores do psSAR calculados para cubos de 1 g apresentaram valores entre 25% e 116% maiores (dose mais elevadas e menos elevadas respectivamente) do que os valores calculados para massa de 10 g de tecido.

Apesar do SAM IEEE 1528 ter sido projetado para apresentar valores do psSAR maiores que na “maioria das pessoas” (conservador) isto parece não considerar as crianças,

pois os valores simulados para os dois modelos de criança foram muitas vezes maiores que os valores do SAM nas mesmas condições.

O modelo de criança construído no presente trabalho (PEDRO) apresentou resultados próximos aos do modelo da Virtual Family de idade aproximada (THELONIOUS). Observa-se que no momento da realização da segmentação, não se tinha conhecimento dos critérios utilizados para a construção dos modelos da VF. Tendo em vista a grande quantidade de decisões necessárias no ato da segmentação e a variação natural entre as dimensões e formatos das cabeças das crianças, era esperado um certo grau de discordância nestes resultados. Deve então haver uma atenção especial no sentido de reduzir o impacto das incertezas devidas a estes fatores.

Dos resultados com a tablet em diversas posições, se observa que quando a antena está nas posições superiores em relação à cabeça é que são verificados os menores valores de SAR. Com a antena em outras posições a SAR aumenta até 155 %.

Dos resultados obtidos na fase experimental, foi possível comprovar que a potência utilizada na comunicação testada foi menor que o limite máximo autorizado pela certificação. Os valores medidos ficaram cerca de 16 dB abaixo do limite, portanto o nível de exposição média real seria 16 dB abaixo do simulado. Esse valor pode variar significativamente dependendo do tipo de comunicação e das condições de teste.

6.2. COMENTÁRIOS E RECOMENDAÇÕES

Considerando a redução da exposição, foi verificado que o melhor posicionamento da antena do tablet seria aquele que na maior parte dos usos fique em uma posição superior (posição superior esquerda quando o tablet é utilizado na vertical).

As simulações mostraram que em alguns casos, em especial nos modelos de criança o manequim SAM não se mostrou conservador. É recomendado, portanto que o processo de certificação dos equipamentos móveis considere as particularidades das crianças. Isto pode ser

feito se o processo é complementado com simulações numéricas, por exemplo FDTD, e usando modelos baseados na anatomia humana, incluindo modelos realistas de crianças.

Também foi verificado que o valor de SAR calculado em médias de 1 g é maior que o valor calculado em médias de 10 g. Cabe pensar se não seria mais adequado que as normas todas usassem média de 1g.

Dentre as normas adotadas FCC e ICNIRP, as últimas alterações foram feitas há mais de 10 anos. Sabe-se que naquele tempo a quantidade de equipamentos móveis não abrangia uma quantidade tão grande de pessoas como se mostra atualmente, e também o tempo de utilização era bem menor. Devido a esses fatos, a atualização das normas deve ser considerada.

As recomendações e advertências sobre a SAR deviam ser mais abrangentes. Por exemplo, muitas vezes as distâncias de segurança entre os equipamentos e a cabeça do usuário constam em algum lugar nos manuais escritos em letras bem pequenas, o que certamente nada estimula a leitura.

É muito importante lembrar que as recomendações e os padrões normalmente adotados em diferentes países somente consideram os efeitos da saúde em curtos tempos de exposição. Também, na revisão e atualização das recomendações internacionais que limitam a exposição, deveriam ser considerados os efeitos de longo tempo de exposição, tendo em vista a larga utilização desses dispositivos, especialmente nos últimos anos, e em presença das recomendações da OMS quando classificou essas radiações como possivelmente cancerígenas. Isto não foi ainda considerado na revisão das recomendações internacionais.

6.3. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

No presente trabalho foi avaliado o tablet na posição paralela ao plano coronal, situada em frente à cabeça do usuário, uma análise mais completa requereria o cálculo da dose (psSAR) alterando o ângulo entre o tablet e os modelos de cabeça.

Também é sugerida a avaliação do psSAR no cérebro analisando especialmente o impacto do tecido sutura que já foi segmentado.

Neste trabalho foi feita uma avaliação inicial do impacto dos procedimentos de segmentação. Como já foi feita uma análise com a segmentação de um modelo com o osso com espessura menor, outra possibilidade seria avaliar o psSAR em outro modelo segmentado com contraste de visualização, cuja imagem forneça o tecido do osso com uma espessura maior. Isto proporcionaria uma avaliação do impacto do processo de segmentação nos resultados obtidos.

REFERÊNCIAS

- AGÊNCIA NACIONAL DE TELECOMUNICAÇÕES. **Homologação produto YPY AB10E. 2013.** Disponível em: <<http://sistemas.anatel.gov.br/sgch/HistoricoCertificado/Homologacao.asp?NumRFGCT=179913&idtHistoricoCert=9976638>>. Acesso em: 10 fev. 2015.
- AGÊNCIA NACIONAL DE TELECOMUNICAÇÕES. **Resolução nº 303, de 2 de julho de 2002.** Disponível em: <<http://www.anatel.gov.br/legislacao/resolucoes/17-2002/128-resolucao-303>>. Acesso em: 05 abr. 2015.
- AMIRA. **3D software for life sciences:** v. 5.4.3. Disponível em: <<http://www.fei.com/software/amira-3d-for-life-sciences/>>. Acesso em: 12 fev. 2015.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Exposição ambiental a campos magnéticos e elétricos.** Rio de Janeiro, 2000. 9p. Disponível em: <<http://www.abricem2.com.br/web3/pdfs/normas/60hz.pdf>>. Acesso em: 22 jul. 2015.
- BALBANI, A. P. S.; KRAWCZYK, A. L. Efeitos da exposição aos campos eletromagnéticos do telefone celular. **Revista Brasileira de Medicina ORL**, [S. l.], v. 4, n. 3, p. 87-96, nov. 2009.
- BAN, Y. L. et al. Compact eight-band frequency reconfigurable antenna for lte/wwan tablet computer applications. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, [S. l.], v. 62, n. 1, p. 471-475, oct. 2013.
- BERENGER, J. P. A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. **Journal of Computational Physics**, [S. l.], v.114, n. 2, p. 185-200, oct. 1994.
- BRASIL. Lei nº 9.394, de 20 de dezembro de 1996. Estabelece as diretrizes e bases da educação nacional. **Diário Oficial da República Federativa do Brasil**. Brasília, DF, v. 134, n. 248, seção I, p. 27834-27841, 23 dez. 1996.
- BULLA, G. **Cálculo de taxa de absorção específica e aumento de temperatura em modelos de cabeça de adulto e criança.** 2006. 98 p. Tese (Mestrado em engenharia) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.
- CANNEVA, F. et al. New reconfigurable small antenna for DVB-H and GPS standard. In: IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ANTENNAS AND PROPAGATION (APSURSI), 2011, Spokane, WA. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2011. p. 1549-1552.
- CHALANA, V.; SANNELLA, V. M.; HAYNOR, D. R. General-purpose software tool for serial segmentation of stacked images. **SPIE**, [S. l.], v. 3979, p. 192-203, jun. 2000.
- CHANG, Y. L.; Li, X. Adaptive Image Region-Growing. **IEEE Transactions on Image Processing**, [S. l.], v. 3, n. 6, p. 868-872, nov. 1994.

CHANG, S. H.; LIAO, W. J. A broadband lte/wwan antenna design for tablet PC. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, [S. l.], v. 60, n. 9, p. 4354-4359, sept. 2012.

CHEN, W. S.; LIN, H. Y.; JHANG, W. C. A WWAN monopole antenna for tablet computer. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON MICROWAVE AND MILLIMETER WAVE TECHNOLOGY (ICMMT), 2012, Shenzhen. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2012. p. 1-4.

CHRIST, A. et al. A numerical and experimental comparison of human head phantoms for compliance testing of mobile telephone equipment. **Bioelectromagnetics**, [S. l.], v. 26, n. 2, p. 125-137, feb. 2005.

CHRIST, A. et al. The virtual family: development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. **Physics in Medicine and Biology**, Zurich, v. 55, p. 23-38, oct. 2010.

DIAS, M. H. C.; SIQUEIRA, G. L. Considerações sobre os efeitos à saúde humana da irradiação emitida por antenas de estações rádio-base de sistemas celulares. **Revista Científica Periódica - Telecomunicações**, [S. l.], v.5, n. 1, p. 41-54, jun. 2002.

DICOM. **Digital imaging in communications in medicine**. Disponível em: <<http://dicom.nema.org>>. Acesso em: 18 mar. 2015.

E-ANATOMY. **Atlas interativo da anatomia humana**. Disponível em: <<https://www.imaio.com/br/e-Anatomy>>. Acesso em: 25 jun. 2015.

ELSHARBENI, A.; DEMIR, V. **The finite-difference time-domain method for electromagnetic with Matlab Simulations**. Raleigh: Scitech, 2008. 425 p. ISBN: 1891121715, 9781891121715.

FENG, M.; SHAOWEI, X. A multiscale approach to automatic medical image segmentation using self-organizing map. **Journal of Computer Science and Technology**, [S. l.], v. 13, n. 5, p. 402-409, sept. 1998.

FEDERAL COMMUNICATIONS COMMITTEE. Office of Engineering and Technology. **Evaluating compliance with FCC guidelines for human exposure to radiofrequency electromagnetic fields**. Washington, jun. 2001.

FERNANDEZ, C. E. R. ; BONADIMAN, M.; SALLES, A. A. A. FDTD simulations and measurements for cell phone with planar antennas. **Annales des Telecommunications**, Paris, v. 59, n.9, p. 1012-1030, sept. 2004.

FERNANDEZ, C. E.; SALLES, A. A. A.; DAVIS, D. L. Dosimetric simulations of brain absorption of mobile phone radiation: the relationship between psSAR and age. **IEEE ACCESS**, [S. l.], v. 3, p. 2425-2430, nov. 2015.

FERREIRA, A. R. et al. Oxidative stress effects on the central nervous system of rats after acute exposure to ultra high frequency electromagnetic fields. **Bioelectromagnetics**, [S. l.], v. 27, p. 487-493, sept. 2006.

FERREIRA, J. B.; SALLES, A. A. A. Specific Absorption Rate (SAR) in the head of tablet user's. In: LATIN AMERICAN WORKSHOP ON COMMUNICATIONS (LAWC), 2015, Arequipa, Peru. **Proceedings...** Aachen: CEURS-WS, 2015. v. 1538, p. 5-9.

FINDLAY, R. P.; DIMBYLOW, P. J. SAR in a child voxel phantom from exposure to wireless computer networks (Wi-Fi). **Physics in Medicine and Biology**, [S.l.], v. 55, p. 406-412, jun. 2010.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA). **Guidance for Industry and FDA Staff – Criteria for Significant Risk Investigations of Magnetic Resonance Diagnostic Devices**. 2014. Disponível em:

<<http://www.fda.gov/downloads/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm072688.pdf>>. Acesso em: 02 sept. 2015.

FUJIMOTO, K. **Small antennas**. New York: John Wiley & Sons, 1987. 300 p.

FUNDAÇÃO GETÚLIO VARGAS (FGV). **26ª Pesquisa Anual do Uso de TI**. 2015. Disponível em:

<<http://eaesp.fgvsp.br/sites/eaesp.fgvsp.br/files/arquivos/pestigvcia2015ppt.pdf>>. Acesso em: 10 set. 2015.

GABRIEL, C.; GABRIEL, S. **Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwaves frequencies**. 1996. Disponível em:

<<http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/Report.html>>. Acesso em: 12 jan. 2015.

GANDHI, OP.; LAZZI, G.; FURSE, CM. Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, Salt Lake City, v. 44, p. 1884 - 1897, oct. 1996.

GARG, R.; BHARTIA P. **Microstrip antennas design handbook**. London: Artech House, 2001.

GOSSELIN, M. C. et al. Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0. **Physics in Medicine and Biology**, [S. l.], v. 59, n. 18, p. 5287, sept. 2014.

GRABCAD. **Library CAD files**. Disponível em: <<https://grabcad.com/library/ipad-mini-2>>. Acesso em: 16 Jan. 2015.

HIRASAWA K.; HANEISHI M. **Analysis, design and measurements of small and low-profile antennas**. Boston: Artech House, 1992.

HÖHNE, K.H.; HANSON, W. A. Interactive 3D segmentation of MRI and CT volumes using morphological operations. **Journal of Computer Assisted Tomography**, [S. l.], v. 16, n. 2, p. 285-294, mar-apr. 1992.

INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS. **IEEE 1528: recommended practice for determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human head from wireless communications devices**. New York, 2003.

INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS. **IEEEC95.1**: standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz. New York, 2005.

INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION - ICNIRP. Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (Up to 300 GHz). **Health Physics**, [S. l.], v. 74, n. 4, p. 494-522, apr. 1998.

ISHAK, N.H. et al. Biological Effects of Wi-Fi Electromagnetic Radiation. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON CONTROL SYSTEM, COMPUTING AND ENGINEERING (ICCSCE), 2011, Penag. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2011. p. 551-556.

JL, L. L.; SHIH, Y. F.; HUANG, Y. S. A Novel Metal Ground Plane Design Methodology for Optimizing MIMO Antenna Isolation. In: ASIA-PACIFIC SYMPOSIUM ON ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY (APEMC), 2015, Taipei. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2015. p. 290-293.

KUSTER, N. et al. Guidance for Exposure Design of Human Studies Addressing Health Risk Evaluations of Mobile Phones. **Bioelectromagnetics**, [S. l.], v. 25, n. 77, p. 524-529, oct. 2004.

LIN, W. J.; WONG, K. L. Printed WWAN/LTE slot antenna for tablet computer application. In: ASIA-PACIFIC MICROWAVE CONFERENCE (APMC), 2011, **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2011. p. 821-824.

LU, J. H.; TSAI, F. C. Planar Internal LTE/WWAN Monopole Antenna for Tablet Computer Application. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, [S. l.], v. 61, p. 4358-4363, aug. 2013.

LU, J. H.; WANG, Y. S. Planar Small-Size Eight-Band LTE/WWAN Monopole Antenna for Tablet Computers. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, [S. l.], v. 62, p. 4372-4377, aug. 2014.

MATHWORKS. **Matlab for Windows, version 8.3.0.532**: tutorial of optimization toolbox. [S. l.]: The MathWorks Inc., 2004.

MAGUS ANTENNA. **The leading antenna design tool**. Disponível em: <<http://www.antennamagus.com/>>. Acesso em: 9 jan. 2015.

NARDA. **Especificação técnica do equipamento EMR-300**. Disponível em: <http://www.narda-sts.us/pdf_files/DataSheets/EMR300_DataSheet_Discontinued.pdf>. Acesso em: 02 out. 2015.

NOUAILHETAS, Y. **Radiações Ionizantes e a vida**. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2000. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/educativo/radiacoes-ionizantes.pdf>>. Acesso em: 10 aug. 2015.

OCCUPATIONAL SAFETY & HEALTH ADMINISTRATION (OSHA). **Extremely Low Frequency (ELF) Radiation**. Disponível em:

<<http://www.osha.gov/SLTC/elfradiation/index.html>>. Acesso em: 2 aug. 2012.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). **Estabelecendo um diálogo sobre riscos de campos eletromagnéticos**. Genebra, 2002. Disponível em:

<http://www.who.int/peh-emf/publications/Risk_Portuguese.pdf>. Acesso em: 02 out. 2015.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). **Campos eletromagnéticos e saúde pública: exposição a campos de frequência extremamente baixa**. 2007. Disponível em:

<http://www.who.int/pehemf/publications/facts/fs322_ELF_fields_portuguese.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2015.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). **Electromagnetic fields (EMF)**. 2012.

Disponível em: <<http://www.who.int/peh-emf/about/WhatisEMF/en/index.html>>. Acesso em: 17 jul. 2015.

PIZARRO, Y. A. A. **Estudo da taxa de absorção específica e análise de dosimetria em protótipos de óculos e fone de ouvido para dispositivos de comunicação operando próximo da cabeça do usuário**. 2015. 83 p. Tese (Mestrado em Engenharia) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

POHLE, R.; TOENNIES, K. D. Segmentation of medical images using adaptive region growing. **Proceedings of SPIE**, Bellingham, não paginado, v. 4322, July 2001.

RACINI, S. **Caracterização e redução de exposição humana à campos eletromagnéticos em ambientes Wi-Fi**. 2014. 101 p. Tese (Mestrado em Engenharia)- Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

RADIANT. **Manual**. Disponível em: <<http://www.radiantviewer.com/dicom-viewer/manual/>>. Acesso em: 5 jul. 2015.

SALLES, A. Efeitos biológicos dos telefones celulares. **Revista da Sociedade Brasileira de Telecomunicações**, Campinas, SP, v. 11, n. 1, p. 71-80, 1996.

SALLES, A. A. A.; FERNÁNDEZ, C. Riesgos a la salud provocados por los teléfonos celulares móviles - una discusión reabierta: los efectos a largo plazo. **Revista Infosuis**, [S. l], n. 6, p. 2-5, dic. 1999.

SALLES, A. A. A.; FERNANDEZ, C. R.; BONADIMAN, M. Distância da antena e potência absorvida na cabeça do usuário de telefone celular portátil. **Revista da Sociedade Brasileira de Telecomunicações**, Campinas, SP, v. 16, n. 1, p. 16-28, 2001.

SALLES, A. A. A.; RODRIGUEZ, C. E. F. O impacto das radiações não ionizantes da telefonia móvel e o princípio da precaução. **Caderno Jurídico**, São Paulo, SP, v. 6, n. 2, p. 17-46, 2004.

SALLES, A. A. A.; BULLA G.; FERNANDEZ, C. E. Electromagnetic absorption in the head of adults and children due to mobile phone operation close to head. **Electromagnetic Biology and Medicine**, Porto Alegre, v. 25, n. 4, p. 349-360, feb. 2006.

SEMCAD X. **Reference Manual**: version 14.8.6. Zürich, Switzerland: Schmid & Partner Engineering AG., 2009.

SORAS, C. et al. Analysis and design of an inverted-F antenna printed on a PCMCIA card for the 2.4 GHz ISM band. **IEEE Antennas and Propagation Magazine**, [S. l.], vol. 44, n. 1, p. 37-44, feb. 2002.

SULLIVAN, D. M. **Electromagnetic simulation using the FDTD method**. New York: IEEE Press, 2000.

SU, S. W. Linearly-Polarized Patch PIFA for GPS/GLONASS Operation inside a Metal Back Cover Tablet. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ANTENNAS AND PROPAGATION (ISAP), 2014, Kaohsiung. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2014. p. 271-272.

SU, S. W.; CHU, F. H.; Lin, D. Internal two-PIFA system with comparable polarization radiation for metal back cover tablet. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ANTENNAS AND PROPAGATION (ISAP), 2014, Kaohsiung. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2014. p. 313-314.

TAFLOVE, A. **Computational Electrodynamics**: the finite-difference time-domain method. Norwood: ArtechHouse, 1995.

TAFLOVE, A. **Advances in Computational Electrodynamics**: the finite difference time domain method. Norwood: ArtechHouse, 1998.

TATENO, A. et al. Comparison of SAR in human body radiated from mobile phone and tablet computer. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY (EMC), 2014, Tokyo. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2014. p. 186-189.

TSAI, F. C.; LU, J. H. Uniplanar Coupled-Fed U-Shaped Monopole Antenna for LTE/WWAN Operation in a Tablet Computer. In: ASIA-PACIFIC MICROWAVE CONFERENCE (APMC), 2012, Kaohsiung. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2012. p. 794-796.

TSAI, F. C.; LU, J. H. Planar compact tablet computer monopole antenna for 4G mobile communication system. In: ASIA-PACIFIC CONFERENCE ON ANTENNAS AND PROPAGATION (APCAP), 3, 2014, Harbin. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2014. p. 63-66.

TSENG, Y. S.; TSENG, Y. H.; TU, W. H. Wideband internal antenna for Tablet/Laptop applications. In: ASIA-PACIFIC MICROWAVE CONFERENCE PROCEEDINGS (APMC), 2012, Kaohsiung. **Proceedings...** Kaohsiung: IEEE, 2012. p. 310-312.

WANG, Y. S.; LU, J. H. Internal octa-band antenna for WWAN/LTE operation in a tablet computer. In: ASIA-PACIFIC MICROWAVE CONFERENCE (APMC), 2012, Kaohsiung. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2012. p. 607-609.

WHO/IARC Working Group, Carcinogenicity of radiofrequency electro-magnetic fields. **Lancet Oncology**, [S. l.], v. 12, n. 7, p. 624–626, july 2011.

WIART, J. et al. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults. **Physics in Medicine and Biology**, [S. l.], v. 53, n. 13, p. 3681–3695, 2008.

WONG, K. L.; LIN, W. J. Body SAR study of the planar WWAN monopole slot antenna for tablet device application. **Microwave and Optical Technology Letters**, [S. l.], v. 53, n. 8, p. 1721-1727, aug. 2011a.

WONG, K. L.; WEI, W. J.; CHOU, L. C. WWAN/LTE printed loop tablet computer antenna and its body SAR analysis. **Microwave and Optical Technology Letters**, [S. l.], v. 53, n. 12, p. 2912-2919, dec. 2011b.

WONG, K. L.; WU, T. J., LIN P. W. Small-Size Uniplanar WWAN Tablet Computer Antenna Using a Parallel-Resonant Strip for Bandwidth Enhancement. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, [S. l.], v. 61, n. 1, p. 492-496, Jan. 2013.

W-RADIOLOGIA. **Anatomia**. Disponível em: < <http://w-radiologia.pt/index.html>>. Acesso em: 17 ago. 2015.

YEE, K. S. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equation in isotropic media. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, Livermore, v. 14, n. 3, p. 302-307, may 1966.

ZULKEFLI, M. S. et al. A compact peanut-shape printed antenna for bio-telemetric tablet system. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING (ICOBEB), 2012, Penang. **Proceedings...** [S. l.]: IEEE, 2012 p. 454- 457.

APÊNDICE:

Código do algoritmo baseado no método FDTD.

APÊNDICE A: CÓDIGO MATLAB

O código abaixo se refere à simulação de uma onda TE em 2D através do método FDTD, com material sendo o AR, sem bordas absorvedoras. O software utilizado para desenvolvimento desse programa foi o MATLAB (MATHWORKS, 2004)

```

clear all          % limpa as variáveis na memória

clc;              % limpa a janela de comando no Matlab

close all

tic

N = 200;          % número de passos no tempo (iterações), até finalizar a
simulação

lx = 300;         % dimensão do domínio na direção x

ly = lx;          % dimensão do domínio na direção y

pi = 2*acos(0);  % 3.14159267 (utilizado na fórmula da permeabilidade)

u0 = 4*pi*(10^-7); % permeabilidade do ar (utilizado na fórmula da velocidade de
propagação)

e0 =8.85418*(10^-12); % permissividade do ar (utilizado na fórmula da velocidade de
propagação)

v1 = 1/sqrt(e0*u0); % velocidade de propagação da onda no ar

f0 = 850*10^6;    % frequência da onda (utilizado na fórmula do lambda e do tempo
de decaimento)

lambda = v1/f0;   % comprimento de onda no ar (utilizado na fórmula do dx)

dx = lambda/40;   % passo de discretização espacial

dy = dx;

ctee = (999/1000)/1.6; % para atender a estabilidade de Courant

```

```

dt = ctee/(v1*sqrt((1/dx)*(1/dy))); %discretização no tempo (se ctee=1, dt=magic step)
                                (utilizado na determinação do tempo na fonte)

td = 1/(1*(f0)); % tempo de decaimento do sinal a ser simulado, usado nas fontes

t0 = 3*td; % tempo de atraso do sinal a ser simulado para transição suave
(somente usado para pulso gaussiano)

for n = 1:2*N+1; %sinal a ser simulado
    %fonte.
    t = dt*n/2;
    fonte (n) = sin (2*pi*f0*t); %fonte senoidal
end

for j = 1:ly %inicialização dos campos
    for I = 1:lx
        ey (i,j) = 0;
        ex (i,j) = 0;
        hz (i,j) = 0;
    end
end

end

% Algoritmo FDTD para onda TE

for n = 1:N
    t = n*dt;

    % Cálculo do campo elétrico na região de estudo

    for j = 2:ly-1
        for i = 1:lx-2
            ex (i,j) = ex (i,j)+(dt/e0)*((hz (i,j+1)-hz (i,j))/dy);
            ey (i,j) = ey (i,j)-(dt/e0)*((hz (i+1,j)-hz (i,j))/dx);

```

```
end

end

% Simulação da fonte de sinal

hz (150,150)=fonte (2*n);

% Cálculo do campo magnético na região de estudo

for j=2:ly

    for i=2:lx

        hz (i,j)=hz (i,j)+(dt/u0)*(((ex(i,j)-ex(i,j-1))/dy)-((ey(i,j)-ey(i-1,j))/dx));

    end

end

imagesc (hz',[-0.03,0.03]); colorbar;

title (['FDTD 2D (onda TE) passo no tempo = ',num2str(n)]);

xlabel ('dimensão no espaço x','FontSize',16);

ylabel ('dimensão no espaço y','FontSize',16);

set (gca,'FontSize',16);

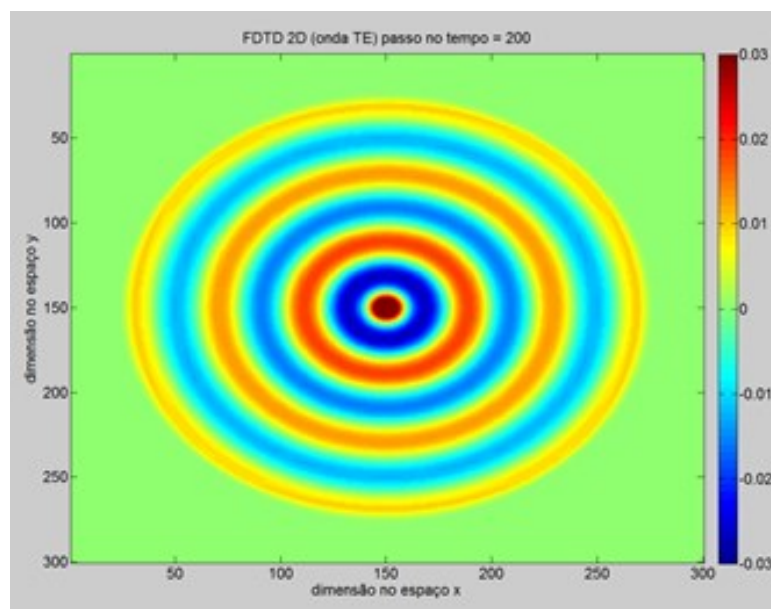
getframe;

drawnow

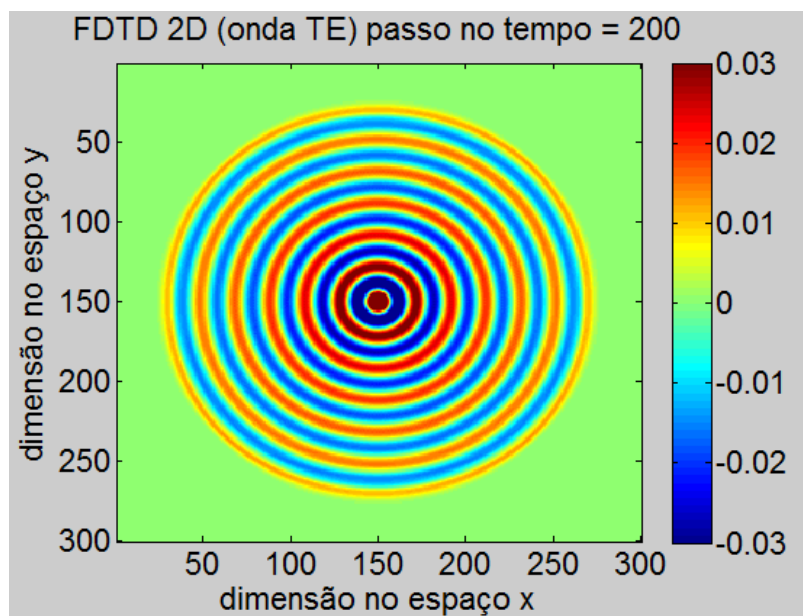
end
```

DADOS DA SIMULAÇÃO:

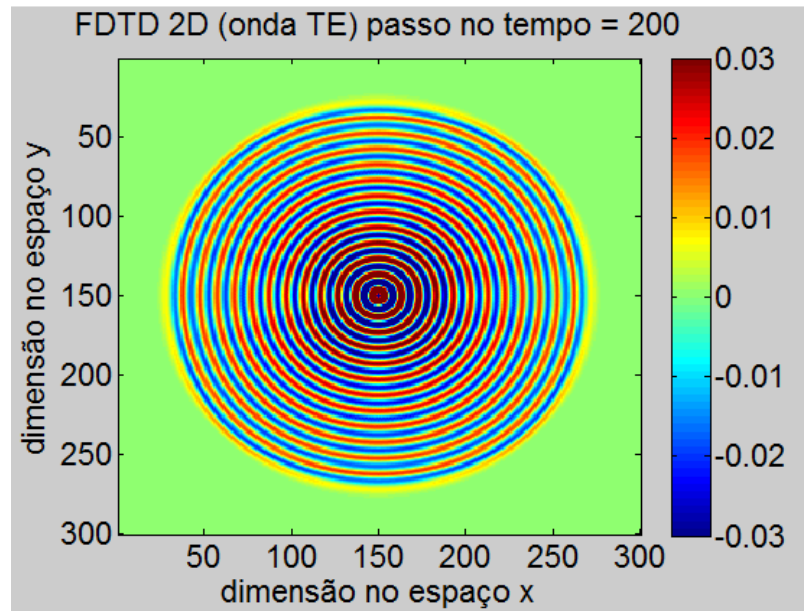
Para $dx = \lambda/40$:



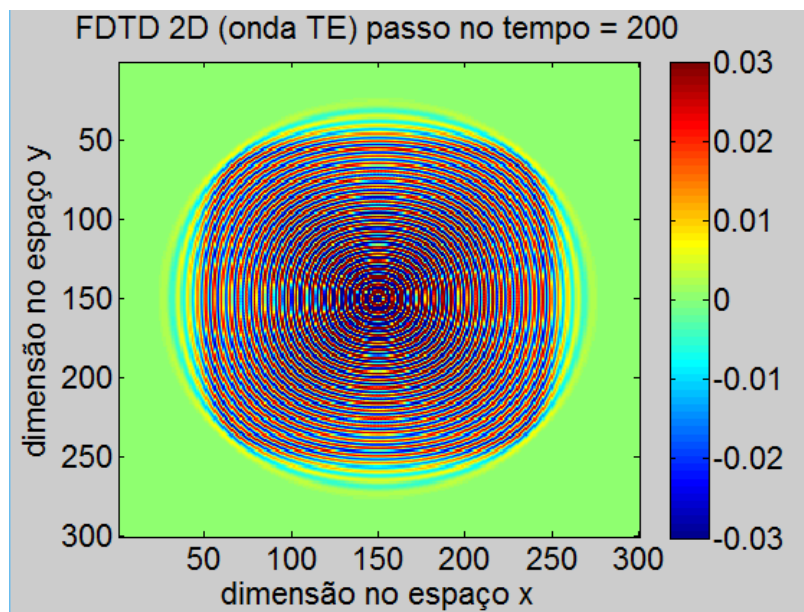
Para $dx = \lambda/20$:



Para $dx = \lambda/10$:



Para $dx = \lambda/5$:



APÊNDICE:

Indicação dos trabalhos publicados.

APÊNDICE B: TRABALHOS PUBLICADOS


FERREIRA, J. B.; SALLES, A. A. A.; FERNANDEZ, C. E. F. SAR simulations of EMF exposure due to tablet operation close to the user's body. In: Microwave and Optoelectronics Conference (IMOC), 2015, Pernambuco, Brasil. **Proceedings ...** New York, USA: IEEE, 2015. p. 1-5.

FERREIRA, J. B.; SALLES, A. A. A. Specific Absorption Rate (SAR) in the head of Tablet user's. In: Latin American Workshop on Communications (LAWC), 2015, Arequipa, Peru. **Proceedings ...** Aachen, Europa: CEURS-WS, 2015. v. 1538, p. 5-9.

ANEXO:

Certificação do Tablet utilizado contendo a informação da potência.

ANEXO A: CERTIFICADO DE HOMOLOGAÇÃO DO TABLET

INSTITUTO BRASILEIRO DE CERTIFICAÇÃO		
		
<small>Matriz: Rua Maestro Francisco Manoel da Silva, nº 85 - Jardim Santa Genebra Campinas - SP CEP: 13080-190 CNPJ: 04.468.737/0001-09 Telefone: +55 (19) 3578-0100</small> <small>Filial: SRTV/SUL, Quadra 701, Centro Empresarial Brasília, Bloco A, Sala 701 Brasília - DF CEP: 70340-907 Telefone: +55 (61) 3225-9220</small>		
CERTIFICADO DE CONFORMIDADE TÉCNICA PARA PRODUTO DE TELECOMUNICAÇÕES CERTIFICATE OF TECHNICAL CONFORMITY FOR TELECOMMUNICATION PRODUCTS INTRANSFERÍVEL (CANNOT BE TRANSFERED)		
Número do Certificado: 07678/13 <small>(Certificate Number)</small>	Data da Certificação: 29/05/2013 <small>(Certification Date DIMY)</small>	Data de Validade: 29/05/2015 <small>(Expiration Date DIMY)</small>
Solicitante (Applicant): Positivo Informática S.A. Rua João Betttega, 5200 CIC 81.350-000 - Curitiba - Paraná - Brasil CNPJ: 81.243.735/0001-48		Fabricante (Manufacturer) / 2ªs unidades fabris no verso (Factory(ies) Unit(s) on the back of Certificate): Positivo Informática S.A. Rua João Betttega, 5200 CIC 81.350-000 - Curitiba - Paraná - Brasil CNPJ: 81.243.735/0001-48
Modelo (Model): YPY AB10E; YPY L1000 Tipo de Produto (Type of Product): Transceptor de radiação restrita Categoria (Category): II Tipo de Serviço (Type of Service): Não aplicável Norma(s) Técnica(s) Aplicável(eis) \ (Technical Standard(s) Applicable): Resolução (Resolution) nº 529; Resolução (Resolution) nº 506; Resolução (Resolution) nº 442		
<p>O IBRACE, no uso das atribuições que lhe confere o Ato de Designação nº 19.436, de 28/09/2001, da ANATEL, concede esta certificação ao(s) produto(s) acima descrito(s), baseado em ensaios de tipo efetuados conforme normas técnicas aplicáveis e documentação fornecida pelo fabricante/distribuidor. Antes da comercialização deste(s) produto(s), deverá ser obtida a homologação deste Certificado junto à ANATEL e efetuar a correta identificação dos produtos com o selo ANATEL, conforme regulamentação vigente.</p> <p>IBRACE, using the powers invested by the Designation Act nº 19.436, of September 28th 2001, from ANATEL, it grants to this Certification of Product (s) above described, based on tests of type performed according to applicable technical standards and documentation sent by Manufacturer/Distributor. Before the commercialization of this(ese) product(s), it shall be obtained the Homologation of this Certificate at ANATEL and apply the correct identification of products with ANATEL Label, according to current Regulations.</p>		
Campinas, 29/05/2014 <small>(Campinas, DIMY)</small>		
 Grupo IBRACE-IBR Revisado <small>Área Excelência em Serviço</small>		 Cesar Crisanti Filho Presidente IBRACE

Rastreabilidade (Tracking): Prop 00063571_R3_VBX

Características Técnicas Básicas (Basic Technical Characteristics):

Faixa de frequência \ Frequency range (MHz)	Potência máxima de transmissão \ Maximum power transmission (W)	Designação de emissões \ Designation of emission	Tecnologia \ Technology	Modulação \ Modulation	Taxa de transmissão \ Transmission rate (Mbit/s)	Padrão \ Standard	SAR cabeça \ SAR head (W/kg)	SAR corpo (pior caso) \ SAR body (worst case) (W/kg)
2400 a 2483,5	0,00027	964KF7D	FHSS - Salto em Frequência	GFSK	1	Bluetooth	---	---
2400 a 2483,5	0,00056	1M30G7D	FHSS - Salto em Frequência	M4DQPSK e 8DPSK	2 e 3	Bluetooth+EDR	---	---
2400 a 2483,5	0,010	9M04X9D	DSSS - Sequência direta	DQPSK, QPSK e CCK	1, 2, 5,5 e 11	802.11b	---	---
2400 a 2483,5	0,030	15M1X9D	OFDM	BPSK, QPSK, 16 QAM, 64 QAM	6, 9, 12, 18, 24, 36, 48 e 54	802.11g	---	---
2400 a 2483,5	0,024	16M3X9D	OFDM	BPSK, QPSK, 16 QAM, 64 QAM	até 72,2	802.11n BW 20 MHz	---	---

- Transceptor de Radiação Restrita - Modulação Digital.
 - Possui antena integrada.

Ensaio de SAR não aplicável: o equipamento possui potência em um tempo médio de 6 (seis) minutos menor que 20mW e potência de pico menor que 20W.

Dados Complementares da Certificação do Produto

(Complementary Information of Product Certification)

Laboratório de Ensaio: CertLab - Laboratório de Ensaos Elétricos e Magnéticos
(Testing Laboratory)

Endereço do Laboratório: Rua Maestro Francisco Manoel da Silva, 71
(Laboratory Address)

Telefone(s) \ Telephone(s): +55(19) 32591450


 Grupo IBRACE-ICBR
Revisado
 Área Excelência em Serviços

Número do Relatório (Report Number)	Emissão do Relatório (Report Issuance)	Número(s) de Série(s) (Serial Number)
CertLab-BTH-12583-14-01-Rev0	01/04/2014	NA
CertLab-CAM-12583-14-01-Rev0	04/02/2014	NA
CertLab-CAM-12583-14-02-Rev0	19/03/2014	NA
CertLab-EMC-12583-14-01-Rev0	20/03/2014	NA
CertLab-EMC-12583-14-02-Rev0	20/03/2014	NA
CertLab-EMC-9978-13-01-Rev0	16/04/2013	NA
CertLab-EMC-9978-13-03-Rev0	27/05/2013	NA
CertLab-POT-12583-14-01-Rev0	02/05/2014	NA
CertLab-SEG-12583-14-01-Rev0	20/03/2014	NA
CertLab-SEG-12583-14-02-Rev0	20/03/2014	NA
CertLab-SEG-9978-13-01-Rev0	19/04/2013	NA
CertLab-SEG-9978-13-03-Rev0	05/06/2013	NA
CertLab-WIF-12583-14-01-Rev0	02/05/2014	NA

Observações (Comments):

Os Produtos classificados nas categorias I e II estão sujeitos à comprovação periódica de que mantém as características originalmente certificadas.

(The Products in the ANATEL Classification under Category I and II are subjected to periodic evaluation that it keeps the characteristics originally certified.)

Comentários Adicionais (Additional Comments):

- Este certificado substitui o de mesmo número emitido em 06/08/2013. Motivo: Alteração no produto.
- A justificativa de família dos produtos se encontra no item 16 do RACT.
- Para certificação dos modelos YPY AB10E e YPY L1000 foram utilizados os relatórios de ensaios funcionais do modelo YPY L1050, pois os modelos apresentam a mesma plataforma e utilizam o mesmo módulo Bluetooth/WiFi, distinguindo-se apenas pela ausência do módulo 3G, presente no modelo YPY L1050.
- O produto é alimentado por bateria interna.
- O produto é comercializado com os seguintes carregadores de bateria:
- Modelo: WA-10P05FB; Fabricante: Asian Power Devices Inc. ; Entrada: 100-240 VAC / 50-60 Hz / 0,3 A; Saída: 5 VDC / 2 A;
- Modelo: SC0718POE; Fabricante: Salcomp. ; Entrada: 90-294 VAC / 47-63 Hz / 0,3 A; Saída: 5 VDC / 2,2 A.
- Sistemas operando na faixa de 2400 MHz a 2483,5 MHz, só poderão operar com potência e.i.r.p. superior a 400 mW, em localidades com população inferior a 500.000 habitantes.
- Caso o equipamento utilize antenas de transmissão com ganho direcional superior a 6 dBi, devem ter a potência de pico máxima na saída do transmissor reduzida para valores abaixo daqueles especificados nos incisos VI, VII e VIII do art. 40 e no inciso II do art. 41 (da Resolução nº 506), pela quantidade em dB que o ganho direcional da antena exceder a 6 dBi.
- Sistemas operando na faixa de 2400-2483,5 MHz e utilizados exclusivamente em aplicações ponto-a-ponto do serviço fixo podem fazer uso de antenas de transmissão com ganho direcional superior a 6 dBi, desde que potência de pico máxima na saída do transmissor seja reduzida de 1 dB para cada 3 dB que o ganho direcional da antena exceder a 6 dBi.

Unidade(s) Fabril(is) (Factory Units(s)):

Positivo Informática da Amazônia Ltda.
Av. Dos Ortis, 2449, Armando Mendes - 69005-000, Manaus, Amazonas, Brasil


Grupo IBRACE-ICBR
Revisado
Área Excelência em Serviços