

UNIVERSIDADE DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA FÍSICA

Christophe Lardon

**SIMULAÇÕES DA SAR EM VIRTUDE DA EXPOSIÇÃO POR MOUSE SEM FIO  
OPERANDO PRÓXIMO À MÃO**

Porto Alegre  
2016

Christophe Lardon

SIMULAÇÕES DA SAR EM VIRTUDE DA EXPOSIÇÃO POR MOUSE SEM FIO OPERANDO  
PRÓXIMO À MÃO

Trabalho de Diplomação ao curso de Engenharia Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Física.

Orientador: Prof. Claudio Fernández

Porto Alegre

2016

## RESUMO

Hoje em dia existe um grande número de equipamentos emitindo ondas eletromagnéticas, o “sem fio” está se tornando inevitável. Muitas das fontes emissoras estão localizadas na proximidade do corpo do usuário e a radiação eletromagnética é hoje considerada como um agente possivelmente cancerígeno, classificação 2B indicada pela Organização Mundial da Saúde (OMS/IARC, 2011). Nesse contexto e devido às preocupações a respeito desses riscos foram recomendadas normas para regular os valores máximos de exposição permitidos (ICNIRP, 1998; FCC, 2001). Consequentemente tornou-se necessário avaliar as doses de emissão. Este trabalho inscreve-se nesse objetivo e tem a finalidade de avaliar o impacto dos resultados do cálculo da dose da Taxa de Absorção Específica (SAR) em usuários expostos à radiação por mouse sem fio operando na faixa de radiocomunicações Bluetooth. Um modelo de mão homogênea e um modelo heterogêneo extraído do modelo Duke da Virtual Family foram utilizados. Foi utilizado um modelo genérico de mouse. Os parâmetros dosimétricos usados para simulação da SAR foram computados pelo software SEMCAD X que é baseado no Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD). Foram estudadas a influência da posição da antena (posição vertical ou horizontal dentro do mouse) e a posição relativa do mouse sobre o corpo (afastado do tronco ou apoiado sobre a perna do modelo). Os resultados da SAR foram comparados com os limites recomendados pelas normas internacionais.

**Palavras-chave: Dosimetria, Mouse, Radiação Não ionizante, Taxa de Absorção Específica (SAR), Método das Diferenças Finitas no Domínio Tempo (FDTD), Antena.**

## ABSTRACT

Nowadays, an increasing number of equipments emitting electromagnetic radiation are present in our daily life, “wireless” being unavoidable. Many sources of emission are localized near human body and electromagnetic radiation is considered as potentially carcinogenic, classification 2B indicated by the World Health Organization (WHO/IARC, 2011). With regards to these concerns national and international stands have been recommended to regulate the maximum values of allowed exposition (ICNIRP, 1998; FCC, 2001). Therefore, evaluating radiation doses became necessary. This study is carried out as part of this objective and aims at evaluating the impact of the results of the calculation of Specific Absorption Rate (SAR) doses on wireless mice, operating in the Wi-Fi band, users. A homogeneous model of a human hand and a heterogeneous one from the model Duke of the Virtual Family will be used. A generic model of mouse is used. Dosimetric parameters used for simulation of the SAR are computed using the SEMCAD X software, based on the Finite Difference Method in Time Domain (FDTD). The influence of the position inside the mouse (horizontal or vertical) and the position of the mouse relatively to the body (moved away from the trunk of the body or lying on the leg). The results will be compared to the international standards.

**Keywords: Dosimetry, Mouse, Non-ionizing radiation (NIR), Specific Absorption Rate (SAR), Finite Differences-Time Domain (FDTD) Method, Antenna.**

## SUMÁRIO

1	Motivações.....	7
1.1	Contexto.....	7
1.2	Objetivos.....	7
2	Considerações sobre as interações entre ondas eletromagnéticas e matéria organica.....	9
2.1	Ondas eletromagnéticas.....	9
2.2	Os tecidos vivos.....	9
2.3	Interação com um campo eletromagnético não-ionizante.....	10
2.3.1	Efeitos térmicos.....	11
2.3.2	Efeitos não térmicos.....	11
2.4	Dosimetria da exposição (SAR).....	11
2.5	Normas internacionais.....	11
3	Antenas.....	13
3.1	Características elétricas.....	13
3.2	Características de radiação.....	14
3.3	Antena PIFA/Planar Inverted F Antennas.....	15
3.4	Norma Bluetooth.....	15
4	Dosimetria numérica.....	16
4.1	Método FD-TD em uma dimensão.....	16
4.2	Dispersão numérica.....	17
4.3	Formulação dos campos.....	19
5	Metodologia do estudo numérico.....	21
5.1	Modelo de mão homogênea.....	21
5.2	Modelo de mão heterogênea (Virtual Family).....	21
5.3	Modelo da fonte.....	23
5.4	Simulações executadas.....	26
6	Resultados.....	30
6.1	Resultado da dose (psSAR) no modelo de mão homogênea.....	30
6.2	Resultado da dose no modelo de mão heterogênea do modelo Duke afastada do corpo.....	31
6.3	Resultado da dose no modelo de mão heterogênea do modelo Duke apoiada sobre a perna..	32
6.4	Análise comparativa dos modelos.....	33
7	Conclusão.....	37
7.1	Conclusões das análises dos resultados.....	37
7.2	Comentários sobre o estudo.....	37

## REFERÊNCIAS

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Valores da permissividade relativa e da condutividade elétrica dos tecidos em função da frequência ...	9
Figura 2 Estrutura de uma antena PIFA.....	15
Figura 3 Célula de Yee.....	19
Figura 4 modelo 3D de mão homogênea.....	21
Figura 5 Modelo DUKE da Virtual Family (mão afastada).....	22
Figura 6 Domínio de propagação da onda numérica.....	23
Figura 7 Modelo de Antena PIFA.....	23
Figura 8 (a) Coeficiente de reflexão S11 da antena (b) Relação de onda estacionária (c) Impedância de entrada da antena.....	25
Figura 9 Mouse com antena.....	25
Figura 10 Final do pulso Gaussiano.....	26
Figura 11 Mouse com antena em posição horizontal e vertical.....	27
Figura 12 Modelo de mão homogêneo próximo ao mouse com antena PIFA.....	27
Figura 13 Modelo Duke sentado com mão apoiada sobre a perna.....	28
Figura 14 Domínio de propagação da onda numérica.....	29
Figura 15 psSAR 1g no modelo homogêneo.....	30
Figura 16 psSAR 1g no modelo heterogêneo, afastado do corpo.....	31
Figura 17 psSAR 1g maxSAR no modelo de mão heterogênea apoiada.....	32
Figura 18 Comparação dos três modelos.....	33
Figura 19 Distribuições do psSAR $0,016 \text{ W/kg} = 0 \text{ dB}$ , com 50 dB na escala de cor.....	36
Figura 20 Diagramas de irradiação da antena no mouse (a) em posição horizontal, (b) em posição vertical, com modelo homogêneo de mão.....	37

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Tecidos e características dielétricas (2,45GHz).....	29
Tabela 2 Dose no modelo homogêneo irradiado por mouse.....	30
Tabela 3 Dose no modelo heterogêneo, afastado do corpo, irradiado por mouse.....	31
Tabela 4 Dose da região da mão heterogênea apoiada sobre a perna, irradiada por mouse.....	32
Tabela 5 Potência absorvida pelos tecidos (em mW).....	33
Tabela 6 Porcentagem da potência absorvida pelos tecidos.....	33

# 1. Motivações

## 1.1 Contexto

Em junho de 2016 a ANSES (Agência Nacional de Segurança Sanitária da Alimentação, do Meio ambiente e do Trabalho, órgão do ministério da saúde na França) publicou um relatório sobre a exposição às radiofrequências, e chama a atenção sobre os efeitos nocivos das ondas emitidas por aparelhos eletrônicos, particularmente sobre as crianças (ANSES, 2016). De fato, as pessoas são expostas a um número sempre crescente de dispositivos e desde uma idade cada vez menor (tabletes, videogames, celulares). Nos 20 últimos anos, por causa da aparição dessas novas tecnologias de comunicações, vários projetos de pesquisa estudaram as interações entre campos eletromagnéticos e tecidos biológicos.

O conhecimento da influência desses campos sobre o corpo humano tem importância soberana, tanto no meio médico quanto industrial. De um lado, os campos eletromagnéticos são usados em análises medicas para diagnósticos, imagiologia (por exemplo, em Imagens por Ressonância Magnética IRM) ou tratamentos (eletro quimioterapia). Por outro lado, os equipamentos eletromagnéticos são submetidos a regulamentações e normas impostas em virtude do princípio de precaução. De fato, existem normas que definem limites de exposições (medidas em W/kg) impostas aos construtores de objetos transmissores de ondas eletromagnéticas. O valor de exposição medido é a taxa de absorção específica (SAR, SpecificAbsorption Rate), limitado a 2W/kg para qualquer equipamento emitindo radiação eletromagnética. A radiação eletromagnética induz vários efeitos biológicos no corpo humano, em particular aquecimento dos tecidos, e poderia ser responsável por causar câncer segundo a OMS (WHO/IARC, 2011). Respeitar as normas internacionais indicadas parece então de primeira importância, mas nem sempre são respeitadas.

Assim controles são necessários e podem ser realizados por medições físicas (difíceis e caras) ou por simulações numéricas. Portanto, uma modelização detalhada da distribuição dos campos eletromagnéticos dentro do corpo humano é necessária, a fim de avaliar os valores do campo absorvido pelos tecidos e verificar se eles estão conformes às recomendações. Essa modelização deve tomar em conta as características do objeto de estudo:

- As propriedades eletromagnéticas dos tecidos orgânicos são diferentes em relação às dos materiais geralmente estudados em eletromagnetismo, e são parcialmente conhecidas.
- A geometria dos tecidos é complexa e é modelizada com dificuldades, de um ponto de vista matemático ou numérico.

## 1.2 Objetivos

Vários estudos de avaliação do impacto da radiação de equipamentos eletromagnéticos já foram realizados e mostraram resultados ultrapassando as normas internacionais de proteção (SALLES *et al.*, 2004). As normas sendo reavaliadas devido às pesquisas nessa área, este trabalho pode participar na verificação da aplicação dessas normas.

Na literatura existem vários estudos simulando a radiação de diversos equipamentos, irradiando várias partes do corpo. No entanto, não se encontram estudos sobre a radiação emitida pelo mouse sem fio de computador, apesar de emitir em uma frequência comparável à do Wi-Fi e do forno micro-ondas. Por isso será realizado nesse estudo a simulação da absorção dos campos eletromagnéticos na mão de um usuário, usando um mouse sem fio com norma de emissão Bluetooth. Portanto o objetivo desse trabalho é calcular a dose de Taxa de Absorção Específica (SAR) em modelo homogêneo e heterogêneo de mão de usuários de mouse sem fio, por meio de um software comercial, SEMCAD X, baseado no método das diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD).

Os objetivos específicos são:

- 1) Projetar um modelo de mouse incluindo uma antena planar com formato F invertido (PIFA) para atuar na faixa de frequência de 2,45GHz, onde opera o padrão *Bluetooth*.
- 2) Projetar um modelo de mão homogênea por meio do site de banco de dados de imagens 3D “grabCad” e um modelo de mão heterogêneo por meio do banco de dados de modelos humanos realistas (Virtual Family) disponível no LACOM.
- 3) Calcular a SAR no modelo da mão homogênea e no modelo “Duke” da Virtual Family em duas configurações, mão afastada do corpo e mão apoiada sobre a perna, utilizando o mouse com a antena em duas posições, horizontal e vertical. Comparar os resultados obtidos nas simulações com os valores recomendados pelas normas internacionais.

## 2. Considerações sobre as interações entre ondas eletromagnéticas e matéria orgânica

### 2.1 Ondas eletromagnéticas

As ondas eletromagnéticas são definidas por características físicas tais como frequência, comprimento de onda e potência, que determinam a energia das ondas e o modo de interação com a matéria (no nosso caso o corpo humano). O campo eletromagnético propagado com a onda é constituído por duas componentes: o campo elétrico, expresso em Volt por metro (V/m), e o campo magnético, em Ampère por metro (A/m). As ondas eletromagnéticas são classificadas em função da frequência e podem ser separadas entre a radiação ionizante, com frequência superior a 300THz, e não-ionizante, frequência inferior a 300GHz. A radiação ionizante pode quebrar ligações químicas nas moléculas dentro do corpo. No nosso estudo, as ondas estudadas são as radiofrequências (RF), com frequência entre 10MHz e 300GHz e usadas em sistemas de comunicação sem fio. Essas ondas são não-ionizantes.

O aumento de equipamentos emissores de ondas eletromagnéticas no nosso dia a dia levou a problemática das interações entre essas ondas e o nosso corpo. Discutimos alguns conceitos relativos à matéria orgânica que constitui o corpo humano em 2.2.

### 2.2 Os tecidos vivos

O corpo humano, contrariamente a muitos materiais estudados, é altamente heterogêneo, constituído por várias componentes com propriedades específicas. Durante os últimos 50 anos as propriedades dielétricas desses materiais foram estudadas no intervalo das frequências entre 10Hz e 1GHz, o estudo de referência sendo o de Gabriel (GABRIEL, 1996). As pesquisas realizadas fornecem as propriedades dielétricas de mais de 45 tecidos diferentes.

Os tecidos biológicos são principalmente constituídos por água e se comportam como dielétricos com perdas. Gabriel *et al.* mostraram que os parâmetros elétricos dependem fortemente da frequência na qual os fenômenos elétricos são estudados.

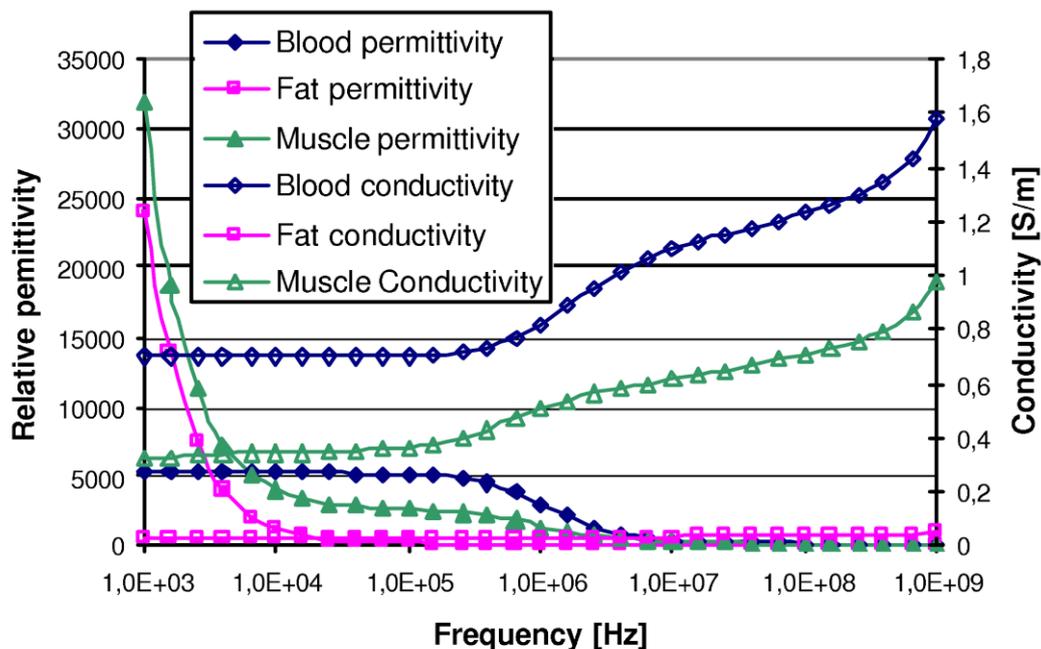


Figura 1 Valores da permissividade relativa e da condutividade elétrica dos tecidos em função da frequência. (GABRIEL, 1996)

É importante lembrar que as condutividades e permissividades dos tecidos medidas por (GABRIEL, 1996) são valores macroscópicos, e, portanto, não descrevem a heterogeneidade microscópica dentro do tecido. Além disso, na literatura se podem encontrar dados diferentes de um artigo para outro. A dificuldade dessas medições vem da impossibilidade de realizar medições *in vivo*, ou seja, diretamente sobre o tecido dentro do corpo de uma pessoa. Geralmente as medições são realizadas *in vitro*, ou seja, após ablação do tecido e separado do sujeito. Se podem esperar então, conseqüentemente à preparação do tecido e à data da medição depois da morte do tecido, mudanças metabólicas no tecido morto. Ademais, as propriedades dos tecidos podem ser diferentes segundo os indivíduos. A caracterização dos tecidos por esses valores dielétricos é então uma aproximação do funcionamento elétrico real do tecido (BERNARD, 2007).

Contudo, essas medições fornecem a base da simulação numérica dessas matérias orgânicas e permitem um entendimento da interação com as ondas eletromagnéticas, discutidas em 2.3.

### 2.3 Interação com um campo eletromagnético não-ionizante

As interações dos campos eletromagnéticos não-ionizantes com os organismos vivos podem ser de tipos diferentes: circulação de correntes e aquecimento dos tecidos (DIAS, 2002). Os fenômenos biológicos tomados em conta para prevenir os possíveis danos à saúde dependem da frequência da onda interagindo com a matéria.

Até 100 kHz, os campos e as correntes podem causar uma estimulação de tecidos excitáveis tais como o sistema nervoso e os músculos. Acima de 10 MHz, a absorção das radiofrequências se torna predominante. O aquecimento é o mecanismo mais conhecido para essa faixa de frequências. Os campos de radiofrequências (RF) podem deslocar cargas elétricas ou orientar moléculas polarizadas. Os sistemas biológicos contendo um número alto de íons e moléculas polares são susceptíveis de serem perturbados por essas interações. A densidade de corrente elétrica induzida é relacionada ao campo elétrico por (BERNARD, 2007):

$$\vec{J} = (\sigma + j\omega\epsilon_r\epsilon_0)\vec{E} \quad (1)$$

Onde  $\vec{J}$  é a densidade de corrente elétrica induzida,  
 $\sigma$  a condutividade elétrica do tecido,  
 $\omega$  a frequência da onda eletromagnética,  
 $\epsilon_r$  e  $\epsilon_0$  as permissividades relativa do tecido e absoluta do ar, respectivamente,  
 $\vec{E}$  o campo elétrico  
 $j$  o número complexo

Quando um tecido for submetido a um campo RF, apenas uma parte da radiação é absorvida (o resto sendo refletido ou transmitido). Quanto à radiação que penetra no tecido, a velocidade de absorção da onda varia com as características dielétricas (constante dielétrica e condutividade) da matéria atravessada e com o comprimento de onda da radiação incidente. Quanto maior o comprimento de onda, maior a distância de alcance. Os parâmetros geométricos da matéria influem também sobre a absorção. Em particular, existem frequências de ressonância de cada órgão (quando o comprimento de onda for um múltiplo das dimensões características desse).

A observação de um efeito biológico não significa que esse efeito provoca danos ou efeito sobre a saúde. O corpo humano é permanentemente sujeito a um conjunto de estímulos internos e externos, provocando às vezes reações biológicas de adaptação, influenciando sobre células, o funcionamento dos órgãos e a saúde. O impacto sobre a saúde aparece somente quando os limites de adaptação do sistema biológico são ultrapassados.

### 2.3.1 Efeitos térmicos

Para as radiofrequências podem-se distinguir os efeitos térmicos e os efeitos não térmicos. Os efeitos térmicos são os efeitos biológicos que podem ser destacados em culturas celulares, animais ou humanas quando se observe um aumento da temperatura consequente a uma exposição às radiofrequências. O efeito térmico resulta da alta concentração em água da matéria viva. A absorção decorre do movimento dos dipolos de água e de íons dissolvidos no tecido. Vários estudos experimentais definiram o valor limite para a detecção de um efeito térmico como um aumento de 1°C da temperatura corporal para o homem, o que representa aproximadamente uma SAR para o corpo inteiro de 4W/kg. Abaixo desse valor, o sistema de termo regulação do organismo exposto é capaz de manter a temperatura corporal. Um fator importante que condiciona o efeito térmico da irradiação é o grau de vascularização da região exposta. Tal ocorre pelo fato de a 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 e têmpera, especialmente o cristalino (DIAS, 2002).

### 2.3.2 Efeitos não-térmicos

Os efeitos não-térmicos são efeitos observados em sistemas biológicos sem aumento de temperatura, a quantidade de energia absorvida é menor. Vários mecanismos podem causar efeitos não-térmicos e nem todos são conhecidos com certeza. 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, a exemplo do desenvolvimento de neoplasias malignas (BALBANI, 2009; DIAS, 2002). Esses efeitos podem ser celulares, endócrinos, imunológicos, neurobiológicos.

## 2.4 Dosimetria da exposição

A taxa de absorção específica SAR é a grandeza usada em dosimetria de radiação eletromagnética. Essa grandeza mede a potência absorvida por massa de tecido, então expressa em W/kg (Watt por quilograma de tecido). A SAR mede a energia absorvida pelo corpo sob radiação. 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 ( $\rho$ ) (IEEE,2003):

$$SAR = \frac{dW}{dt m} = \frac{dW}{dt \rho dV} \quad (2)$$

E pode ser relacionada com o campo elétrico por:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (3)$$

Onde  $\sigma$  é a condutividade elétrica equivalente do tecido (S/m)

$\rho$  é a densidade do tecido (kg/m<sup>3</sup>)

$|E|$  é o módulo do campo elétrico

A SAR pode ser medida em campo próximo (uso de equipamentos portáteis) ou em campo afastado (torres de telefonia, por exemplo). A SAR quantifica a potência eletromagnética do campo elétrico no tecido do corpo humano. Nessa medida podem ser separadas as medidas “globais” e “locais”, ou seja, sobre o corpo inteiro ou só uma parte. A SAR global é a potência eletromagnética

absorvida no corpo inteiro sobre a massa do corpo inteiro. Existem duas definições locais da exposição, conhecidas como SAR 1g e SAR 10g. Essas grandezas são uma média numérica de valores de SAR em cubos de 1g ou 10g de tecidos.

A SAR é medida por meio de uma sonda, complicando assim as medições “in vivo” sobre seres vivos. No caso do celular, esse é geralmente grudado a um modelo de cabeça enchido de um líquido com características de propagação das ondas que pretendem ser semelhantes às do cérebro humano. O celular emite ao máximo da sua potência em várias direções. Sensores medem a potência absorvida pela cabeça via o campo elétrico ou a temperatura. Na prática, o nível de exposição real é inferior ao valor limite.

O Peak Spatial-average SAR (psSAR) é o valor máximo das médias realizadas no objeto de estudo. Essa grandeza é a mais pertinente e mais usada, pois ela dá informações sobre as regiões mais expostas à radiação e então mais suscetíveis de receber danos. O psSAR é a grandeza usada nas recomendações relativas à limitação das emissões eletromagnéticas.

## **2.5 Normas internacionais**

Após a tomada de consciência de que as ondas eletromagnéticas emitidas por equipamentos do nosso dia-a-dia podiam ter efeitos nocivos sobre o corpo, surgiu a vontade de limitar esses efeitos através da recomendação de valores limites de radiação. Essas normas podem ser nacionais ou internacionais. Algumas das seguintes figuram entre as mais importantes.

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 2W/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.

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 a 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 e 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, 2009) adotando os limites da ICNIRP enquanto não forem estabelecidas novas recomendações pela Organização Mundial de Saúde.

Na prática, o estudo da exposição pode ser feito diretamente pela quantificação do campo elétrico nos tecidos, ou indiretamente pela quantificação do campo incidente emitido pelos equipamentos (celular, antena...) e comparada às normas da ICNIRP, por exemplo. Hoje em dia os fabricantes de celulares estão obrigados a indicar a SAR dos equipamentos que eles produzem. Esse valor deve ser inferior a 2W/kg no tronco e na cabeça segundo as normas internacionais.

### 3) Antenas

No processo de comunicação de rádio (sem fio) o circuito de emissão fornece à saída uma corrente de alta frequência, geralmente modulada, que vai ser transformada em ondas eletromagnéticas, capazes de propagar no canal de transmissão. A antena realiza essa função. Do lado da recepção a antena realiza a função inversa, ou seja, converter uma onda eletromagnética em corrente elétrica. Isto é, a antena é um transdutor passivo convertendo grandezas elétricas em grandezas eletromagnéticas, e vice-versa.

#### 3.1. Características elétricas

##### 3.1.1. Impedância de entrada

Um canal de transmissão de radiofrequência é sempre composto, no mínimo, por um gerador e uma carga. Para a emissão, o gerador é constituído pela saída do emissor e a carga pela antena irradiando os sinais eletromagnéticos. De um ponto de vista circuito, uma antena é um componente caracterizado por uma impedância, chamada “impedância de entrada” da antena. A expressão de impedância é complexa e pode ser escrita como:

$$Z_{ant} = R_{ant} + jX_{ant} \quad (4)$$

A parte real é o conjunto da resistência de irradiação  $R_{ir}$  e da resistência de perda  $R_{perd}$ . A resistência de irradiação corresponde à energia emitida pela antena enquanto a resistência de perda corresponde às perdas de condução, às perdas dielétricas e às perdas de onda de superfície da antena.

##### 3.1.2. Coeficiente de reflexão

De modo geral, quando uma onda incidente mudar de meio de propagação uma parte da onda é refletida e outra parte é transmitida no novo meio. Os coeficientes de reflexão e de transmissão são relacionados por:

$$|\Gamma|^2 + |T|^2 = 1 \quad (5)$$

Onde  $\Gamma$  é o coeficiente de reflexão e  $T$  o coeficiente de transmissão.

Para maximizar a potência transmitida entre elementos de um circuito é preciso que o coeficiente de reflexão seja o mais baixo possível. Em vista disso os diferentes componentes de um canal de transmissão radiofrequência são concebidos para ser adaptados a uma impedância característica  $Z_0$ . Muitas vezes o valor de  $Z_0$  é fixado a 50 ohms.

O coeficiente de reflexão é então definido por:

$$\Gamma = \frac{Z_{ant} - Z_0}{Z_{ant} + Z_0} \quad (6)$$

Onde  $Z_{ant}$  é a impedância da antena

Esse coeficiente também pode ser expresso em decibel, então chamado de  $S_{11}$ , definido por:

$$S_{11} = 20 \log (\Gamma) \quad (7)$$

### 3.1.3. Relação de onda estacionária

A relação de onda estacionária (ROE) é outro coeficiente que traduz o casamento, ou não, de impedância entre dois elementos. Quando a adaptação não for perfeita, parte da onda refletida se superpõe à onda incidente, formando assim uma onda estacionária. É definido o coeficiente como a relação entre os valores máximos e mínimos da amplitude da onda estacionária. A ROS, em inglês VSWR (Voltage Standing Wave ratio), pode ser expressa a partir do coeficiente de reflexão:

$$VSWR = \frac{1+|\Gamma|}{1-|\Gamma|} \quad (8)$$

Esses três parâmetros, a impedância, o coeficiente de reflexão e a relação de onda estacionária auxiliam na avaliação de um modelo numérico de antena na hora da simulação.

### 3.1.4. Frequência de ressonância e banda larga

A maioria das antenas é concebida para funcionar com uma única norma. Essa norma impõe à antena um intervalo de frequências no qual ela pode trabalhar. A banda larga de uma antena é definida como o intervalo de frequências para as quais o coeficiente de reflexão é inferior a um valor arbitrariamente escolhido, geralmente inferior a -10dB. A frequência de ressonância corresponde à frequência de menor coeficiente de reflexão. É possível observar várias frequências de ressonância para uma mesma antena.

## 3.2. Características de radiação

Além das características antes citadas, as antenas são diferenciadas segundo suas capacidades a irradiar, que pode ser definida por meio de parâmetros apresentados nessa seção.

O espaço cercado uma antena pode ser dividido em três regiões distintas: o campo próximo, a região de Fresnel e a região de Fraunhofer. A estrutura do campo é diferente segundo as regiões. A região cercada diretamente a antena é chamada de região de campo próximo reativo. Nessa região, também chamada região de Rayleigh, o campo reativo é dominante. Para uma antena de dimensões pequenas a região é geralmente incluída em uma esfera de raio  $\lambda/2\pi$ .

A região intermediária, de Fresnel, ou região de campo próximo radiativo, é caracterizada por uma distribuição do campo eletromagnético irradiado dependente da distância com a antena. A região de Fraunhofer, enfim, é a região de campo distante. A distribuição do campo é independente da distância com a antena. As ondas são consideradas como planas nessa região.

### Diagrama de radiação

O diagrama de irradiação é uma representação geométrica da distribuição em energia eletromagnética no espaço em campo distante. Essa representação pode ser feita em duas ou três dimensões. O diagrama permite localizar as zonas do espaço cercado a antena e as direções onde a radiação é intensa ou fraca. Existem três grandes formas típicas de diagramas: isotrópico, onidirecional e diretivo.

Uma antena isotrópica irradia sua energia uniformemente em todas as direções do espaço. Essa antena é teórica, não existe antena perfeitamente isotrópica. Ela é usada como referência para estabelecer a diretividade ou o ganho de uma antena real.

Uma antena onidirecional pode irradiar de maneira igual em todas as direções incluídas num plano. A antena dipolo é um exemplo de antena onidirecional.

Enfim, uma antena diretiva concentra energia de radiação numa direção do espaço.

#### *Angulo de abertura*

O ângulo de abertura representa o ângulo entre os pontos cuja densidade de potência irradiada é igual à metade da potência máxima de radiação. Corresponde então a uma atenuação de 3dB. Essa informação existe apenas nas antenas diretivas com lóbulo principal de radiação.

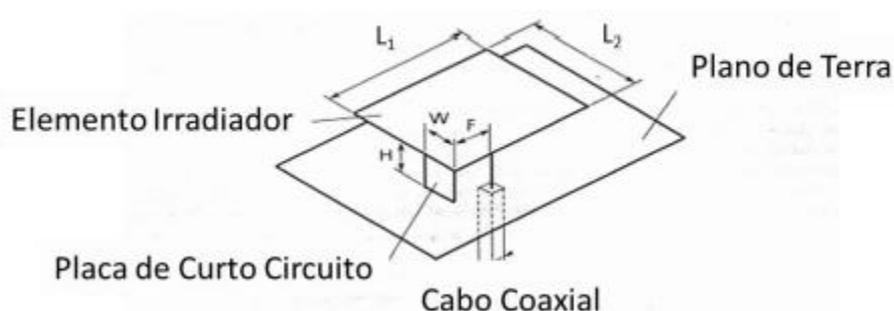
#### *Ganho e diretividade*

A antena sendo um componente passivo, o ganho não representa uma ampliação da potência recebida, mas sim a capacidade a concentrar essa potência e fazer com que, em algumas direções, a potência esteja maior em relação a uma distribuição isotrópica da energia irradiada. Para definir um ganho direcional ou de potência, a antena de interesse é comparada a uma antena de referência, geralmente uma antena isotrópica por razões de simplicidade.

### **3.3. Antena PIFA/Planar Inverted F Antennas**

Hoje em dia são as antenas mais usadas em celulares e equipamentos comunicando por Bluetooth ou Wi-Fi. Uma antena PIFA é constituída por um plano metálico irradiante, paralelo ao plano de terra. Um curto liga os dois planos. O plano irradiante é excitado por uma alimentação vertical em um ponto do plano. Uma camada dielétrica, geralmente o ar, é colocada entre os dois planos metálicos. O uso do ar como dielétrico permite limitar as perdas dielétricas.

Fonte: HIRASAWA et al., 1992.



**Figura 2 Estrutura de uma antena PIFA**

As vantagens desse tipo de antena são que elas são compactas e que o custo de fabricação é limitado. A radiação da antena depende da forma do plano irradiante, mas geralmente a radiação se faz em todas as direções do espaço.

### **3.4. Norma Bluetooth**

O sistema de mouse sem fio geralmente funciona com Bluetooth, de frequência central de 2,45GHz. Essa emissão segue a norma (IEEE 802.15) e tem uma banda larga (2,4GHz-2,4835GHz). Essa frequência também é a do Wi-Fi, mas o sinal Bluetooth tem potência menor. Existem três categorias de sistema Bluetooth: a classe 1, de alcance até 100m e potência de 10mW, a classe 2, de alcance de 15 a 20m de potência 2,5mW e a classe 3, de alcance até 10m de potência 1mW. A classe 2 é a mais comum para os equipamentos sem fio. Consideremos então nesse trabalho a potência de emissão da antena igual a 2,5mW.

## 4. Dosimetria numérica

### 4.1. Método das equações em diferenças parciais

Desde o início dos anos 90, progressos consideráveis foram feitos na resolução numérica das equações em derivadas parciais. Vários métodos foram desenvolvidos e, na área das equações de propagação das ondas eletromagnéticas, Yee desenvolveu o método das diferenças finitas no espaço temporal (FDTD) para a resolução das equações de Maxwell (Yee, 1966). O método FDTD é baseado na resolução explícita das equações às derivadas parciais dependente do tempo. A resolução das equações em diferenças parciais oferece um método sistemático para tratar estruturas com propriedades complexas e não homogeneidades devidas a uma excitação eletromagnética. O problema se resume em malhar (segmentar) um domínio de estudo. No método FDTD o espaço de cálculo  $D \subset \mathbb{R}^3$  é limitado e malhado em paralelepípedos ortogonais  $v \subset D$  de dimensões  $\Delta x(v)\Delta y(v)\Delta z(v)$  que representam o objeto de estudo. Os voxels são os paralelepípedos associados às características dielétricas do objeto no ponto. O cálculo é realizado num intervalo de tempo  $[0, T]$  com passo  $\Delta t$  entre as iterações sucessivas.

Vamos apresentar nesse capítulo o método de resolução numérico Finite Difference-Time Domain. Consideramos a solução numérica FD-TD da equação em diferenças parciais mais simples que descreve o movimento de uma onda, a equação de onda em uma dimensão. Serão apresentados conceitos relativos ao método numérico tais como a dispersão numérica, fase numérica e estabilidade numérica.

#### 4.1.1. Método FD-TD em uma dimensão

A equação de onda em uma dimensão é dada por:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (9)$$

Onde  $u = u(x, t)$  representa uma grandeza associada à onda.

A função  $u(x, t)$  pode ser desenvolvida em segunda ordem em série de Taylor na vizinhança do ponto  $x_i$ :

$$u(x_i - \Delta x, t_n) = u(x_i, t_n) - \Delta x \frac{\partial u}{\partial x}(x_i, t_n) + \frac{\Delta x^2}{2} \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}(x_i, t_n) \quad (10)$$

$$u(x_i + \Delta x, t_n) = u(x_i, t_n) + \Delta x \frac{\partial u}{\partial x}(x_i, t_n) + \frac{\Delta x^2}{2} \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}(x_i, t_n) \quad (11)$$

A soma dessas duas expressões dá a aproximação da derivada segunda:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2}(x_i, t_n) \approx \frac{u_{i+1}^n - 2u_i^n + u_{i-1}^n}{\Delta x^2} \quad (12)$$

Com as notações seguintes:

$$u_i^n = u(i\Delta x, n\Delta t) \quad (13)$$

$$u_{i-1}^n = u((i-1)\Delta x, n\Delta t) \quad (14)$$

$$u_{i+1}^n = u((i+1)\Delta x, n\Delta t) \quad (15)$$

Para a parte direita da equação de onda, com desenvolvimento em  $t$  à segunda ordem da função  $u(x,t)$ , obtém-se a mesma aproximação da derivada segundo de  $u$  em  $t$ :

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2}(x_i, t_n) \approx \frac{u_i^{n+1} - 2u_i^n + u_i^{n-1}}{\Delta t^2} \quad (16)$$

Substituindo (12) e (16) na equação de onda escalar (9) obtém-se a expressão:

$$\frac{u_i^{n+1} - 2u_i^n + u_i^{n-1}}{\Delta t^2} + O[(\Delta t)^2] = c^2 \left\{ \frac{u_{i+1}^n - 2u_i^n + u_{i-1}^n}{\Delta x^2} + O[(\Delta x)^2] \right\} \quad (17)$$

Se pode assim obter a expressão explícita à segunda ordem seguinte:

$$u_i^{n+1} = (c\Delta t)^2 \left[ \frac{u_{i+1}^n - 2u_i^n + u_{i-1}^n}{\Delta x^2} \right] + 2u_i^n - u_i^{n-1} + O[(\Delta t)^2] + O[(\Delta x)^2] \quad (18)$$

Todas as quantidades ao tempo  $n+1$  podem ser calculadas a partir dos valores ao tempo  $n$  e  $(n-1)$ , conservadas na memória do computador.

#### 4.1.2. Dispersão numérica

A dispersão corresponde à variação do comprimento de onda com a frequência de uma onda, ou variação do número de onda  $k=2\pi/\lambda$  com a pulsação angular  $\omega=2\pi f$ . Vamos ilustrar a dispersão com o exemplo de uma onda escalar unidimensional. Uma onda sinuoidal contínua, solução da equação de onda (9), pode ser escrita como:

$$u(x, t) = e^{j(\omega t - kx)} \quad (19)$$

Substituindo (19) em (9) obtém-se:

$$(j\omega)^2 e^{j(\omega t - kx)} = c^2 (-jk)^2 e^{j(\omega t - kx)} \quad (20)$$

O que dá, após fatorização:

$$\omega^2 = c^2 k^2 \text{ ou } k = \pm \omega/c \quad (21)$$

Essa expressão mostra que, para uma onda escalar unidimensional, o comprimento de onda é linearmente proporcional à frequência sinoidal da onda. O sinal, mais ou menos, indica o sentido de propagação da onda.

A partir de (21) obtém-se a fórmula da velocidade de fase:

$$v_p = \frac{\omega}{k} = \pm c \quad (22)$$

Nesse caso, a velocidade de fase é igual a uma constante (a velocidade da luz no vácuo), e é

independente da frequência. A onda é então chamada de não-dispersiva. A forma da onda não muda depois de longas distâncias de propagação.

Da mesma maneira pode ser expressa a velocidade de grupo, definida geralmente por  $v_g = d\omega/dk$ , considerando  $\omega$  como uma função de  $k$  (ou seja,  $\omega = \omega(k)$ ). Derivando (21) obtém-se a expressão da velocidade de grupo.

$$v_g = \frac{d\omega}{dk} = \frac{2c^2k}{2\omega} = \frac{c^2}{\omega} \left( \pm \frac{\omega}{c} \right) = \pm c \quad (23)$$

A velocidade de grupo também é independente da frequência, e, no vácuo, igual a  $\pm c$ .

O mesmo processo pode ser usado para obter a dispersão numérica para a aproximação da onda escalar unidimensional, solução da equação de onda. A onda sinoidal de propagação pode ser avaliada numericamente no espaço discreto no tempo e espaço como:

$$u_i^n = u(x_i, t_n) = e^{j(\omega n \Delta t - \tilde{k} i \Delta x)} \quad (24)$$

Nessas expressões,  $\tilde{k}$  é o número de onda da onda sinusoidal numérica, de frequência angular  $\omega$ , na malha das diferenças finitas. Geralmente,  $\tilde{k}$  é diferente de  $k$ , o número de onda da onda física real, contínua. A diferença entre esses dois valores provoca uma diferença nos valores das velocidades de fase e de grupo com os valores exatos, físicos, provocando então erros numéricos por causa dessa dispersão numérica.

Cálculos (TAFLOVE, 1995) mostram que a relação de dispersão numérica é dada por:

$$\cos(\omega \Delta t) = \left( \frac{c \Delta t}{\Delta x} \right)^2 [\cos(\tilde{k} \Delta x) - 1] + 1 \quad (25)$$

#### *Velocidade de fase e de grupo numérica*

Podemos observar que a expressão (25), relacionando  $\tilde{k}$  e  $\omega$ , é diferente de (21). Isso faz com que a velocidade de propagação da onda numérica não é igual à da onda física real, contínua. Essa velocidade pode ser aproximada e é menor do que a velocidade da onda real. Contudo se observa que para alguns casos (TAFLOVE, 1995), o caso de uma malha muito fina,  $\Delta t \rightarrow 0$  e  $\Delta x \rightarrow 0$ , e no caso particular  $\Delta x = c \Delta t$ , a relação de dispersão tem a mesma expressão que a da onda contínua, ou seja,  $\tilde{k} = \omega/c$ . Intuitivamente, quanto mais fina a malha, quanto mais se aproxima do espaço real, conservando assim as propriedades físicas de propagação da onda.

Igualmente se pode calcular a velocidade de grupo numérica com o mesmo processo de cálculo. Obtém-se então a expressão seguinte (TAFLOVE, 1995):

$$\widetilde{v}_g = \frac{d\omega}{dk} = \frac{c^2 \Delta t \sin(\tilde{k} \Delta x)}{\Delta x \sin(\omega \Delta t)} \quad (26)$$

Novamente cálculos mostram que para os casos limites  $\Delta t \rightarrow 0$  e  $\Delta x \rightarrow 0$ , e o caso particular  $\Delta x = c \Delta t$ , a velocidade de grupo numérica é a mesma que para a onda real.

#### *Estabilidade numérica*

Vimos que a escolha dos incrementos de espaço,  $\Delta x$ , e de tempo,  $\Delta t$ , influenciam a velocidade de propagação da onda dentro da malha de diferenças finitas. Vamos ver agora que o parâmetro  $\Delta t$  deve ser encaixado para evitar uma instabilidade numérica. A instabilidade pode ocorrer para equações diferenças numéricas explícitas, provocando o crescimento dos valores das grandezas calculadas.

Um critério de estabilidade foi estabelecido para limitar esse artefato e assegurar a convergência do cálculo. Esse critério, uma relação entre o passo de tempo e o espaçamento entre as células, é dado pela relação de Courant (TAFLOVE, 1995):

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}} \quad (27)$$

A equação (27) mostra que o valor máximo do passo de tempo deve diminuir à medida que o tamanho das células decresça. Isso quer dizer que para um mesmo tempo de propagação da onda no domínio de estudo, mais iterações são necessárias (no caso de malhas finas), aumentando assim o tempo de cálculo e a duração da simulação. Se o critério não for respeitado durante uma simulação, os valores dos campos calculados crescerão exponencialmente a cada iteração.

A resolução da malha, por seu lado, deve respeitar o critério de estabilidade e o critério de dispersão a fim de favorecer a convergência e limitar a dispersão numérica. O critério é dado por (SULLIVAN, 2000):

$$\frac{\lambda_{min}}{10} \geq \max_{v \in D} (\Delta x(v), \Delta y(v), \Delta z(v)) \quad (28)$$

Com  $\lambda$  o comprimento de onda

O critério impõe então pelo menos dez passos espaciais por comprimento de onda na malha do domínio. Na prática a malha acha-se muito mais fina nos lugares próximos à fonte de emissão. As malhas obtidas no SEMCAD contam entre 10 e 500 pontos por comprimento de onda. Vemos então que se deve encontrar um compromisso entre a redução da malha (que limita os problemas relacionados à dispersão numérica) e o tempo de cálculo (que aumenta para respeitar o critério de estabilidade).

#### 4.1.3. Formulação dos campos

No espaço tridimensional malhado de estudo, as componentes vetoriais dos campos elétricos e magnéticos  $\vec{E}$  e  $\vec{H}$  são posicionadas de maneira que cada componente  $\vec{E}$  é cercada por quatro componentes de  $\vec{H}$  e cada componente de  $\vec{H}$  é cercada por quatro componentes de  $\vec{E}$ . Esse é o algoritmo desenvolvido por Yee (YEE, 1966) e a configuração dos campos forma a célula de Yee.

Fonte : TAFLOVE, 1995.

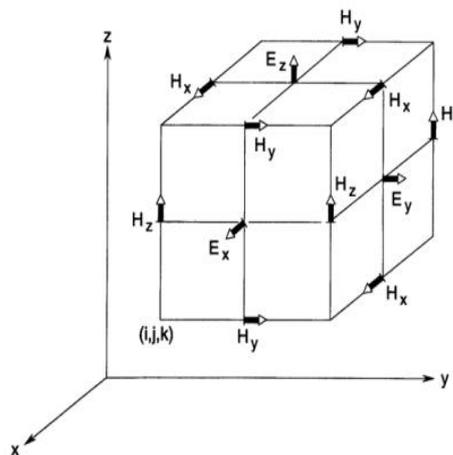


Figura 3 Célula de Yee

### *Fronteira do domínio*

O domínio numérico de propagação é finito enquanto domínio real de propagação é infinito. O domínio numérico não pode ser infinito, pois exigiria memória infinita. Assim a região onde se quer calcular os componentes do campo eletromagnético é truncada. Além disso, uma condição de contorno absorvedora (ABC) é implementada à fronteira do domínio para simular a extensão do domínio ao infinito. Toda a energia que deveria propagar ao infinito é absorvida pela fronteira.

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.

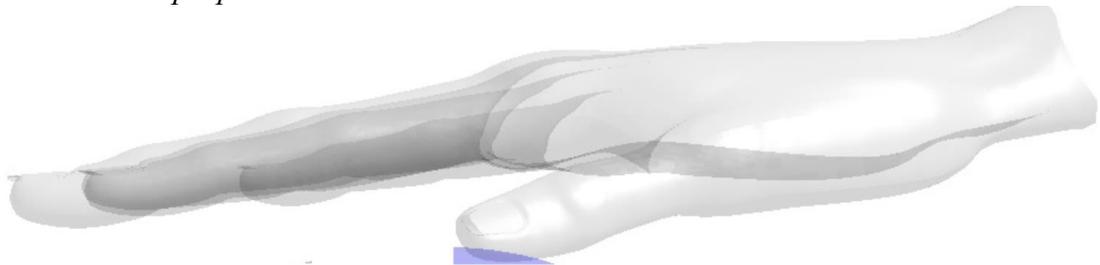
## 5. Metodologia do estudo numérico

Descrevemos nessa parte as simulações realizadas e o método usado para obtê-las. Foram usados nesse estudo dois modelos de mão: um modelo homogêneo e um modelo heterogêneo.

### 5.1. Modelo de mão homogênea

O primeiro modelo usado para as simulações foi um modelo 3D de mão homogênea. Esse modelo foi encontrado no site “GrabCAD”, fornecendo um banco de imagens 3D de vários objetos. Como o modelo é homogêneo foram usados os parâmetros dielétricos da água, principal constituinte do corpo. Os valores usados foram 40 para a permissividade dielétrica e 0,005 S/m para a condutividade elétrica. Esse modelo mais simples tem a vantagem de ser muito leve; permitindo simulações muito rápidas (da ordem de 20 minutos), práticas para testar os parâmetros e conferir a qualidade da fonte e da simulação.

*Fonte: Autoria própria*



**Figura 4 modelo 3D de mão homogênea**

### 5.2. Modelo de mão heterogênea (Virtual Family)

A Virtual Population é um banco de modelos anatômicos de alta resolução gerados por imagens de ressonância magnética de voluntários. Esses modelos são hoje em dia de uso generalizado nas aplicações de simulação numérica de propagação de ondas eletromagnéticas em corpos humanos. Os modelos incluem mais de 300 tecidos e órgãos (<http://www.zurichmedtech.com/>). Os modelos são arquivos CAD, que podem ser usados no software de simulação SEMCAD para as ondas eletromagnéticas.

O modelo Duke (sexo masculino e idade de 34 anos) foi usado para as simulações. O modelo de origem sendo com os braços ao lado do corpo, foi importante isolar os braços do resto do corpo para realizar as simulações. Nesse propósito foi usada a ferramenta Poser, permitindo modificar as articulações entre os diferentes ossos do corpo do modelo. Assim foi esticado para a frente do tronco o braço direito do modelo, como mostrado na figura 5.

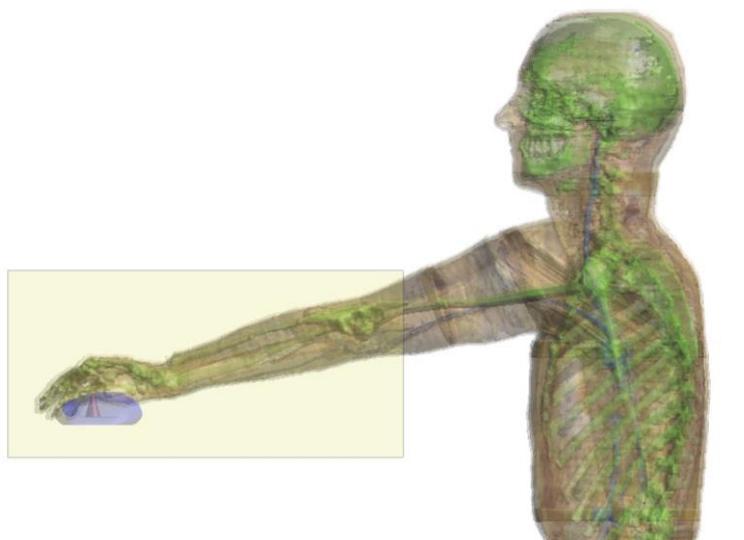
Fonte: Autoria própria



**Figura 5 Modelo DUKE da Virtual Family (mão afastada)**

Como a mão é a parte de interesse da simulação, foram removidos do modelo todos os tecidos, ossos e órgãos fora da área próxima da mão, a não ser os componentes presentes na mão e em todo o corpo (pele, artérias, gordura...). Isso permite “aliviar” o modelo e evita cálculos inúteis. Em efeito, quanto maior o domínio de propagação, maior o número de malha e, então, o tempo de cálculo. Na hora de malhar o modelo é dada prioridade às malhas dos tecidos e órgãos localizados próximos da mão (ossos da mão e do braço). Isso faz com que os outros tecidos são malhados apenas nos arredores, evitando assim uma malha do corpo inteiro (músculos, pele, gordura) e reduzindo o tempo de cálculo. A malha inicial do modelo, ou seja, do corpo inteiro com o mouse e a antena, comportava 1123 MCélulas e o tempo indicado de simulação era de 53 dias. Obviamente, tal simulação não era viável. O domínio reduzido obtido, mostrado na figura 6, comporta 1,5 MCélulas e o tempo de simulação é aproximadamente de 45 minutos.

Fonte: Autoria própria



**Figura 6 Domínio de propagação da onda numérica**

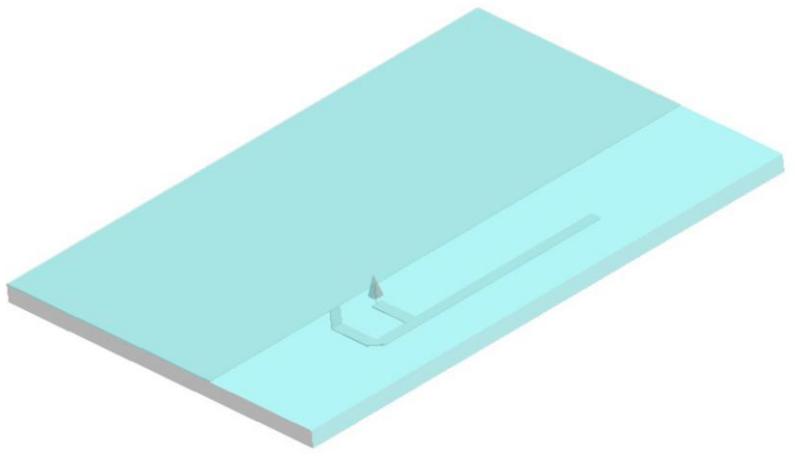
Os tecidos presentes no domínio mostrado na figura 6 figuram na tabela 1, assim como as características dielétricas dos tecidos.

### **5.3. Modelo da fonte**

Nesse estudo a fonte eletromagnética foi uma antena PIFA dentro do mouse, emitindo um sinal com frequência de 2,4GHz. Essa fonte é uma fonte dita “próxima”, ou seja, localizada perto do corpo humano (da ordem da dezena de centímetros, ou menos). Esse tipo de fonte é modelizado dentro do domínio FD-TD. A antena é desenhada e voxelizada (são atribuídas características dielétricas às malhas da antena, segundo o tipo de material) com as características adequadas pelo tipo de emissão desejado. A antena do modelo é depois alimentada eletricamente por correntes durante a simulação, permitindo assim a avaliação do campo que se propaga.

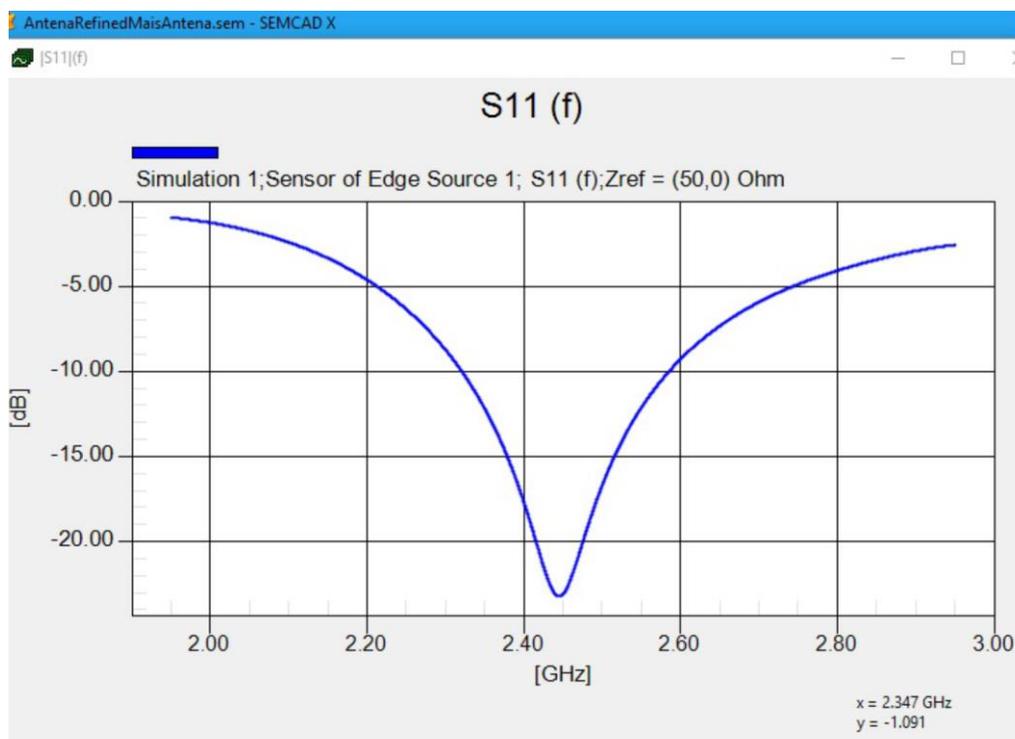
O modelo de antena usado foi obtido a partir de um modelo existente no LACOM. A antena original emitia a uma frequência de 900MHz. Foram realizados ajustes do modelo para uma emissão a 2,45GHz. Basicamente, a frequência de emissão da antena depende das dimensões da antena. Foram então modificadas as dimensões originais para a frequência desejada.

Fonte: Autoria própria

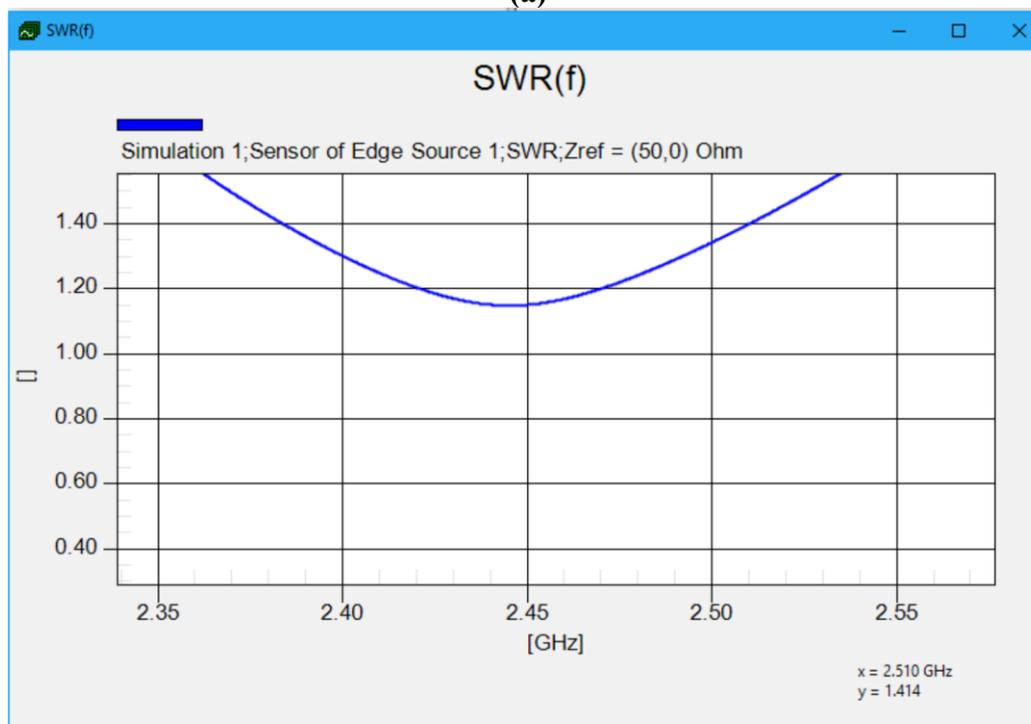


### Figura 7 Modelo de Antena PIFA

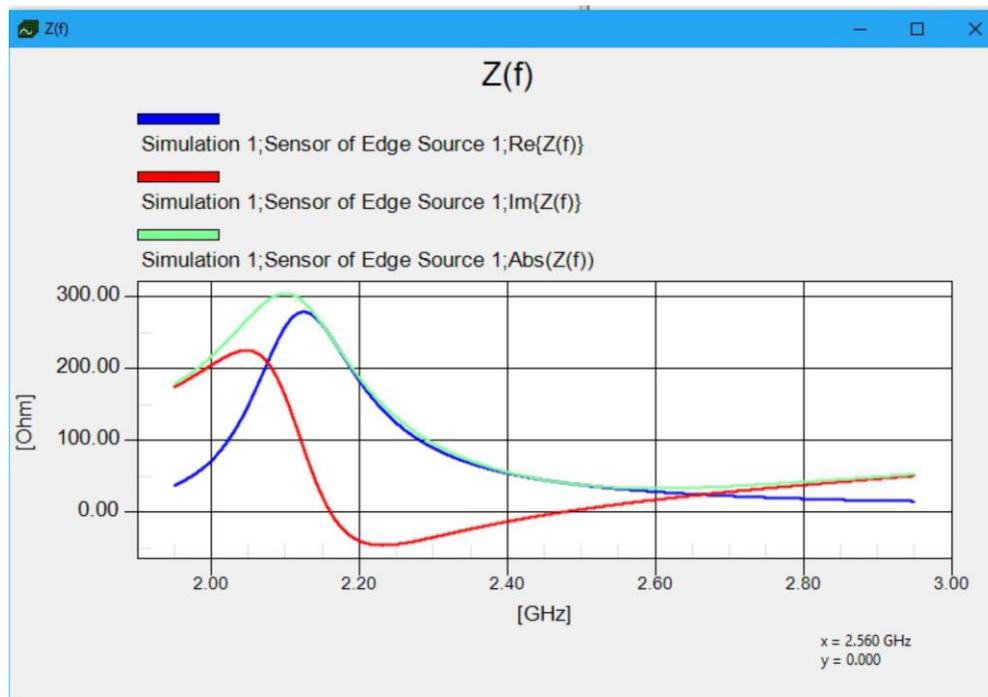
Uma avaliação da qualidade da antena assim obtida foi realizada conferindo os parâmetros descritos na parte 3 sobre as características das antenas. São apresentados na figura 8 os resultados da simulação da antena em posição horizontal dentro do mouse (figura 9). O coeficiente de reflexão S11 mostra um valor de -27dB na frequência desejada (2,45GHz) e uma largura de banda de aproximadamente 255MHz com o critério S11<-10 dB. No centro do pico se observa um SWR<1,2, testemunhando da qualidade de emissão da antena a essa frequência.



(a)



(b)

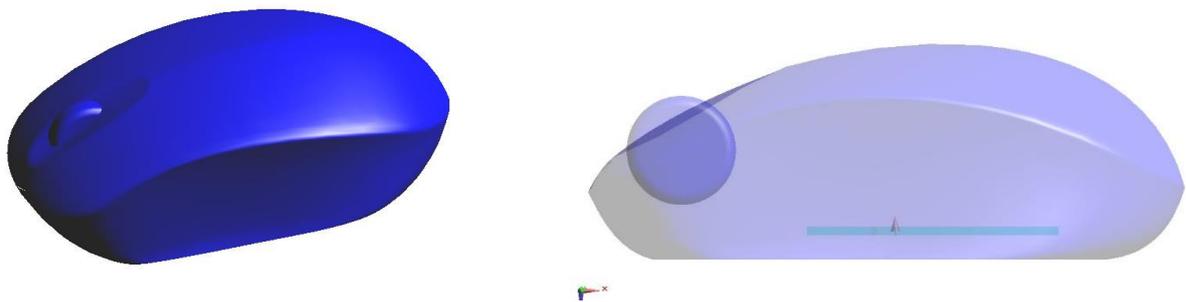


(c)

**Figura 8 (a) Coeficiente de reflexão  $S_{11}$  da antena (b) Relação de onda estacionária (c) Impedância de entrada da antena**

Esses resultados são os da simulação do modelo da antena incluída dentro do modelo do mouse (figura 9). Esse modelo também foi obtido no site “GrabCAD”. Foi importado (em SEMCAD) o modelo do mouse dentro do arquivo contendo o modelo da antena e superposta a essa. Foram dadas as propriedades dielétricas de um plástico (PVC) ao material do mouse, com constante dielétrica relativa de 3 (RFCAFE) e a condutividade elétrica considerada nula. Uma funcionalidade do software permite dar um valor de “prioridade” aos componentes de um modelo, caso haja vários objetos nas mesmas coordenadas. Assim foi dada prioridade a antena no lugar ocupado dentro do mouse.

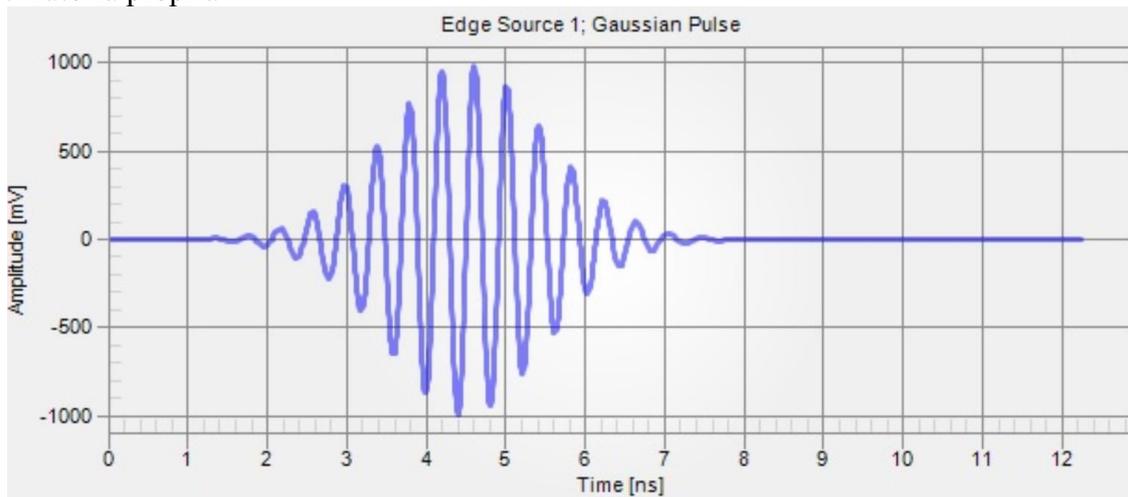
Fonte: Autoria própria



**Figura 9 Mouse com antena**

O sinal de excitação escolhido foi de banda larga “Broadband”, que é um sinal senoidal modulado por um pulso gaussiano no domínio do tempo, cuja simulação é terminada quando a excitação do sinal é desprezível (acaba), sendo esta uma condição necessária para convergência. Uma ilustração de tal sinal é dada pela figura 10:

Fonte: Autoria própria



**Figura 10** Final do pulso Gaussiano

A largura de banda do sinal foi definida por 1GHz. Essa largura permite alcançar um tempo de simulação razoável. Para atingir a convergência da simulação um número de aproximadamente 30 períodos era necessário. Foi então escolhido um tempo de simulação de 35 períodos, permitindo atender a convergência e dar uma margem de segurança. A duração de cada simulação com 1GHz de largura de banda, e para 30 períodos, era de 20 a 55 minutos, dependendo do modelo numérico da mão. Diminuir a largura de banda teria aumentado a duração das simulações e assim reduzindo o número de simulações executáveis. Dado o número alto de simulações que foram realizadas pelo ajuste dos parâmetros e dado que o computador usado pelas simulações era usado por vários usuários dentro do laboratório, foi importante manter um tempo de simulação curto.

#### *Recursos computacionais*

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 UFRGS. Para uso da placa Tesla foi selecionada a função aXware acelerador do SEMCAD X.

#### **5.4. Simulações executadas**

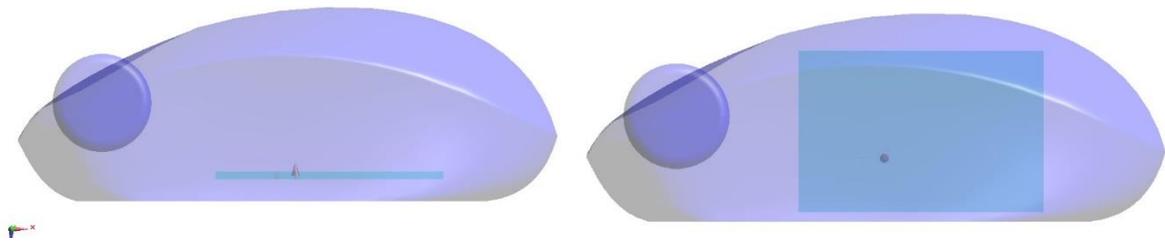
Vamos descrever nessa seção as simulações que foram realizadas no objetivo do estudo dosimétrico das ondas eletromagnéticas emitidas por um mouse sem fio e absorvidas pela mão de um usuário. Todas as simulações foram elaboradas com o software SEMCAD, com frequência da fonte de 2,45GHz, aproximadamente ao centro da banda Wi-Fi/Bluetooth.

Três situações foram testadas:

- Mão homogênea isolada
- Mão heterogênea isolada (afastada do corpo do modelo Duke)
- Mão heterogênea apoiada sobre a perna

Essas variações permitem observar a influência dos materiais, da morfologia da mão e da postura do corpo sobre os resultados da simulação.

Em cada uma dessas situações foram realizadas as simulações com a antena em posição horizontal e vertical dentro do mouse, como mostrado na figura 11, para estudar o impacto da posição da antena.

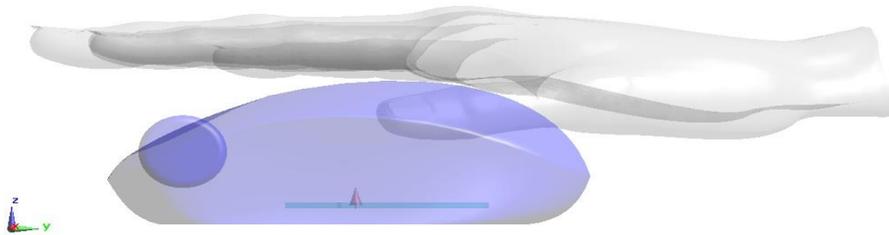


**Figura 11 Mouse com antena em posição horizontal e vertical**

*Cálculo da dose (psSAR) no modelo da mão homogênea*

O modelo da mão homogênea foi importado nos modelos da antena, em posição vertical ou horizontal, incluída dentro do mouse. O modelo obtido no caso da antena em posição horizontal é representado na figura (12):

Fonte: Autoria própria



**Figura 12 Modelo de mão homogêneo próximo ao mouse com antena PIFA**

Uma distância mínima de aproximadamente 1cm sempre foi conservada entre o modelo da mão e o do mouse. Em efeito, contato entre os dois materiais alterava a qualidade da simulação.

*Cálculo da dose (psSAR) no modelo da mão heterogênea*

O modelo usado para essa simulação é mostrado na figura 6. Como foi indicado antes, a ferramenta POSER do SEMCAD foi usada para afastar o braço de tronco do modelo. No entanto não foi possível modificar de uma maneira satisfatória os ossos da mão. Por essa razão a geometria dos dois modelos (homogêneo e heterogêneo) das mãos é diferente. A mão do modelo Duke sendo arqueada em torno do mouse, por essa razão se observe um pico do valor da psSAR mais alto, sendo a mão mais próxima da antena.

*Cálculo da dose (psSAR) no modelo da mão heterogênea apoiada sobre a perna*

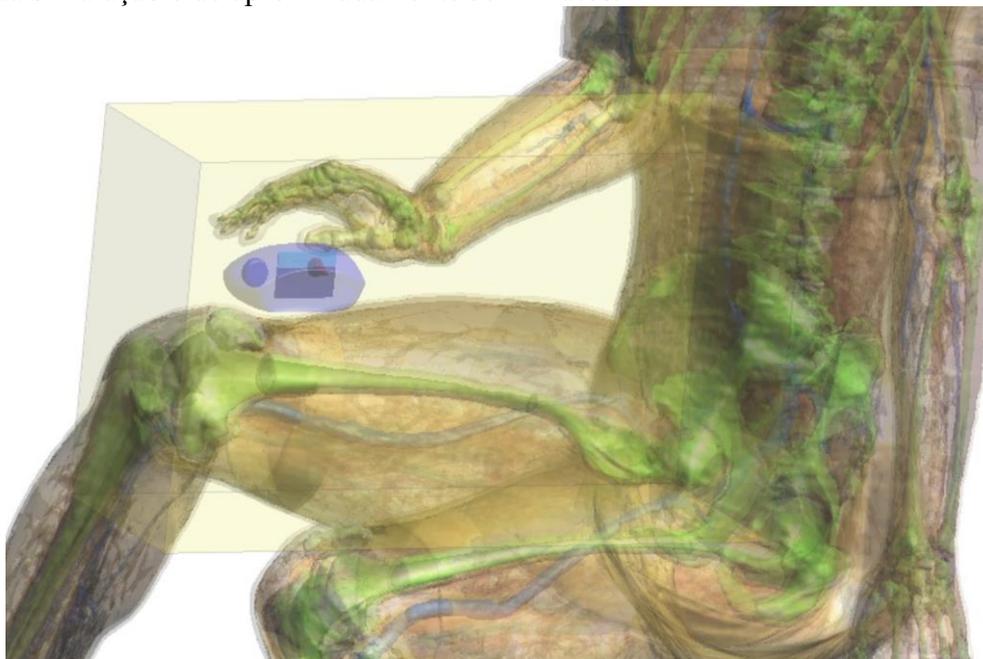
Um uso comum desse tipo de mouse, graças à ausência de fio, é de tomar apoio na perna. Essa configuração, que implica uma zona de irradiação maior do corpo, foi então estudada. Foi usado novamente a ferramenta POSER para modificar a configuração do modelo Duke. O novo modelo acha-se sentado, a mão direita apoiada sobre a coxa da perna direita como mostrado na figura 13.

Fonte: Autoria própria



**Figura 13 Modelo Duke sentado com mão apoiada sobre a perna**

Da mesma maneira que para o modelo com a mão afastada do corpo foi obtido um domínio reduzido de cálculo, dando prioridade aos elementos do corpo em torno do mouse (acrescentando os tecidos da perna direita). O domínio obtido, mostrado na figura 14, comporta 2,4 MCélulas e o tempo de cálculo da simulação é de aproximadamente 55 minutos.



**Figura 14 Domínio de propagação da onda numérica**

São detalhados os tecidos e suas características dielétricas na frequência de 2,45GHz na tabela 1. Todas essas propriedades são acessíveis no portal da IFAC (IFAC), e são baseados nas pesquisas realizadas por (GABRIEL, 1997) sobre as propriedades dielétricas dos tecidos humanos.

**Tabela 1 Tecidos e características dielétricas (2,45GHz)**

<b>TECIDO</b>	<b>Condutividade (S/m)</b>	<b>Persmissividade relativa</b>
Artery	1,4353	42,531
Bones/Hand,arm and leg	0,39431	11,381
Fat	0,10452	5,2801
Muscle	1,7388	52,729
SAT	1,464	38,007
Skin	1,5919	42,853
Vein	1,4353	42,531
Nerve	1,0886	30,145
Tendon_Ligament	1,6847	43,121
Cartilage	1,7559	38,77

Fonte: Autoria própria

(Em laranja estão os tecidos presentes na perna do modelo Duke, em azul os tecidos presentes no modelo com a mão afastada do corpo ou apoiada sobre a perna)

Após a descrição dos modelos usados e das simulações realizadas, apresentamos no capítulo 6 os resultados dessas simuações.

## 6. Resultados

Apresentamos nesse capítulo os resultados das simulações descritas no capítulo anterior.

O processo de extração dos valores do psSAR nos tecidos da mão 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 SEMCAD para cubos de massa de 1g.

A potência entregue aos elementos foi normalizada em 2,5mW, pois o mouse sem fio pertence aos objetos Bluetooth chamados de “classe II”, objetos com alcance curto (5 a 10m) e cuja potência é de 2,5mW.

Os resultados da dosimetria de psSAR obtidos nas simulações são comparados com os limites permitidos pela (FCC, 1997) para cubos de 1g e pelo (IEEE C95.1). Vimos que existiam duas normas para avaliar o valor da SAR, valor limite para cubos de 1g ou para cubos de 10g. No entanto, trabalhos anteriores (BORGES, 2016) aconselham limitar-se ao estudo do valor para cubos de 1g pois esse valor é sempre superior ao valor para cubos de 10g. Parece mais pertinente então conferir que as recomendações sejam respeitadas para cubos de 1g, desse fato decorrendo o respeito também das recomendações para cubos de 10g.

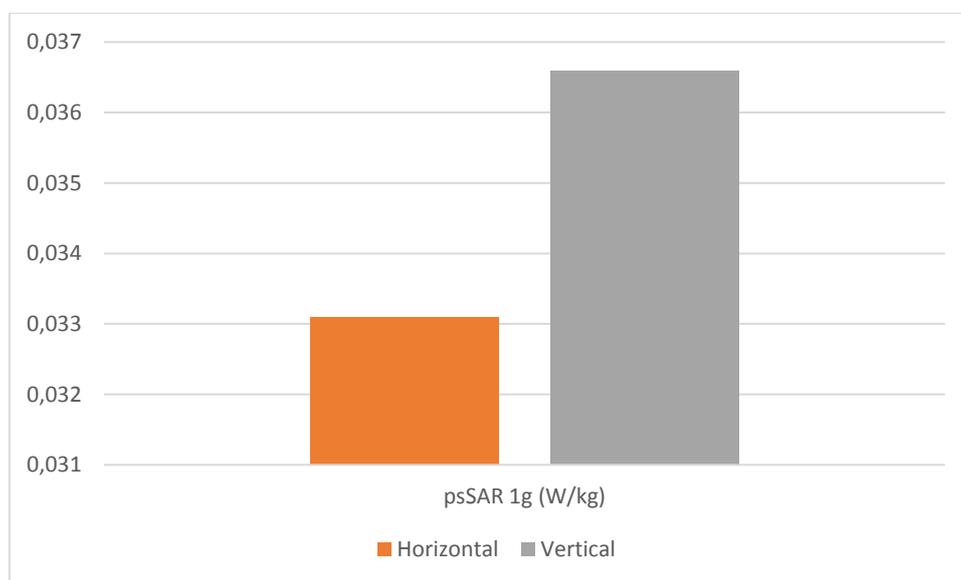
### 6.1.Resultado da dose (psSAR) no modelo de mão homogênea

Na tabela são mostrados os valores do psSAR no modelo da mão homogênea para as posições vertical e horizontal da antena e com potência de 2,5mW.

**Tabela 2 Dose no modelo homogêneo irradiado por mouse**

Posição da antena	psSAR 1g (mW/g)
Horizontal	0,0331
Vertical	0,0366

Fonte: Autoria própria



**Figura 15 psSAR 1g no modelo homogêneo**

Os valores atingidos são extremamente baixos e não ultrapassam os limites permitidos pela (FCC, 1997) para 1g de tecido. Observa-se que o valor obtido em posição vertical é 10,6% maior do que a posição horizontal, significando que uma zona da mão, na mesma posição em relação à antena, recebe mais radiação com a configuração vertical da antena. Na figura 19 ((a) e (b)) aparece que a

zona mais exposta para esse modelo é o dedo do meio. É possível então fazer a hipótese que a distância da antena à mão (menor no caso da antena em posição vertical) tem influência sobre a energia absorvida pelos tecidos. Isso poderia explicar o valor mais alto da SAR no caso da antena em posição vertical no mouse.

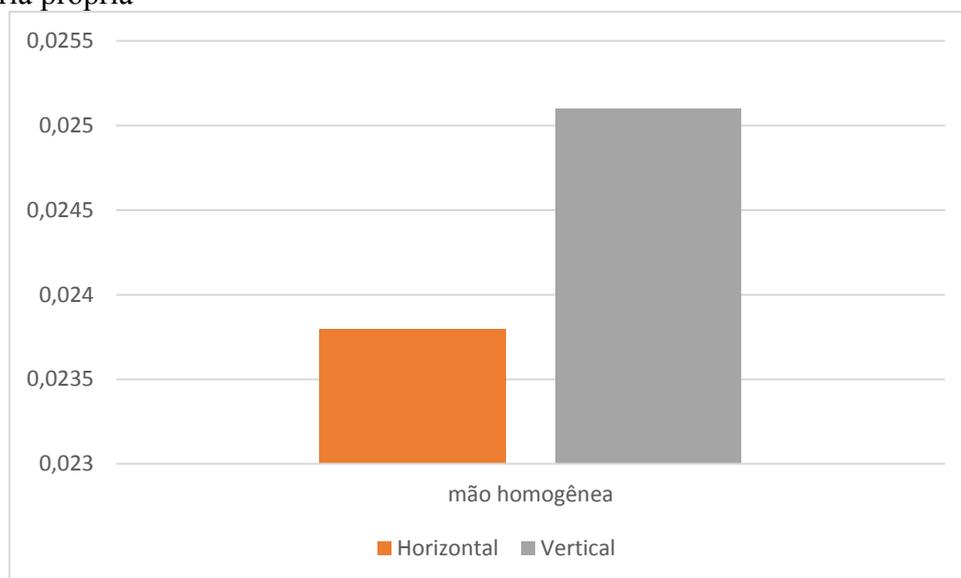
## 6.2. Resultado da dose no modelo de mão heterogênea, do modelo Duke, afastada do corpo

Apresentamos os resultados das simulações da mesma grandeza (psSAR), segundo a posição da antena dentro do mouse, para o modelo heterogêneo estudado. São apresentados na tabela 4.

**Tabela 3 Dose no modelo heterogêneo, afastado do corpo, irradiado por mouse**

Posição da antena	psSAR 1g (mW/g)
Horizontal	0,0238
Vertical	0,0251

Fonte: Autoria própria



**Figura 16 psSAR 1g no modelo heterogêneo, afastado do corpo**

Os valores obtidos novamente são muito baixos em relação aos limites recomendados. Observa-se também um valor superior com a antena em posição vertical, diferença relativa de 5,4% entre os dois valores. Observa-se desta vez, na figura 19 ((b) e (c)), que a zona com maior absorção é o polegar ou a parte esquerda da mão. Essa zona não é exatamente a mesma segundo a posição da antena, mas para os dois casos não se acha mais no dedo do meio. Tem de ser notado que a mudança do modelo geométrico de mão (a mão sendo mais arqueada em torno do mouse) mudou também o ponto mais próximo à antena. A diretividade da antena, que caracteriza o campo distante, parece ter pouca influência pois a zona com absorção maior é quase igual.

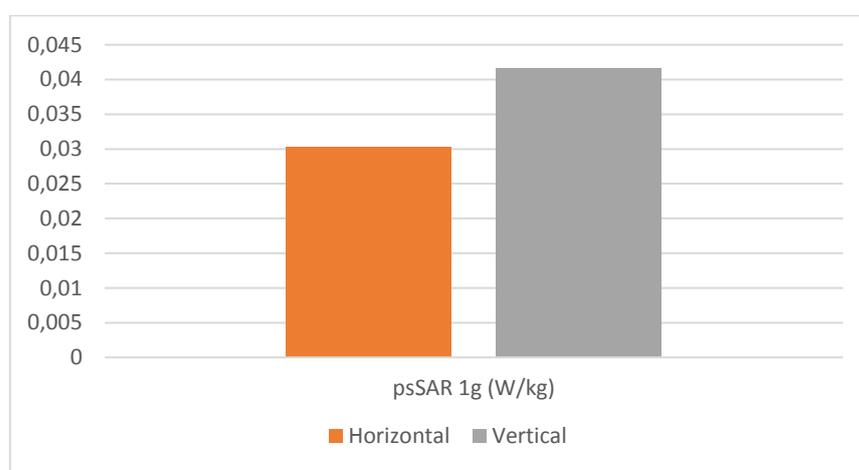
### 6.3. Resultado da dose no modelo de mão heterogênea do modelo Duke apoiada sobre a perna

Apresentamos os resultados das simulações da mesma grandeza (psSAR), segundo a posição da antena dentro do mouse, para o modelo heterogêneo estudado, colocada em contato com a perna do modelo Duke. São apresentados na tabela 3.

**Tabela 4 Dose da região da mão heterogênea apoiada sobre a perna, irradiada por mouse**

Posição da antena	psSAR 1g (mW/g)
Horizontal	0,0303
Vertical	0,0417

Fonte: Autoria própria



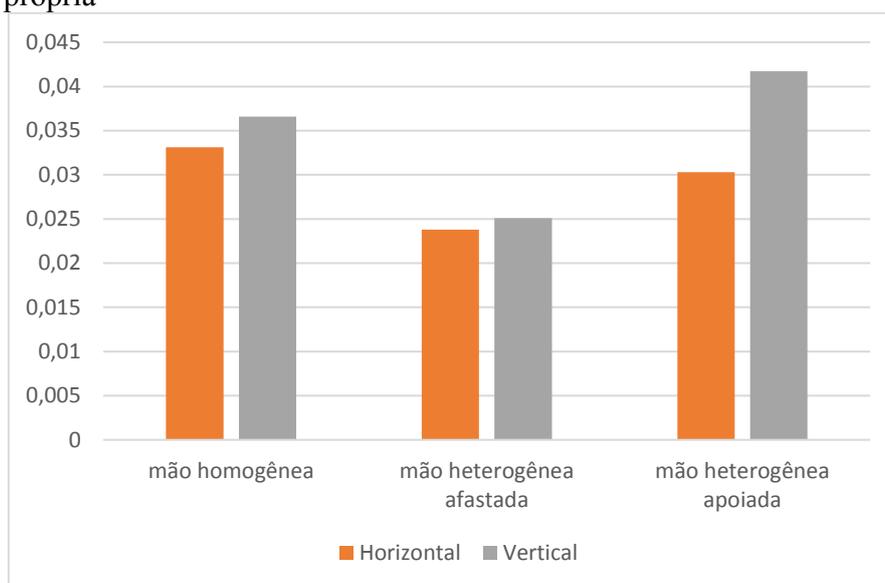
**Figura 17 psSAR 1g maxSAR no modelo de mão heterogênea apoiada**

Nesse caso também os valores obtidos são muito baixos em relação aos limites recomendados. A figura 19 ((e) e (f)) mostra que a zona com maior absorção, tanto para a antena em posição horizontal quanto em posição vertical, é novamente o polegar. Esse ficou o ponto mais próximo da antena. Observa-se também um valor superior com a antena em posição vertical. A diferença relativa entre os dois valores é de 37,6%, o que parece exageradamente alta em relação às diferenças anteriores (10,6% e 5,4%). Os parâmetros da distância à antena e da diretividade da antena não parecem suficiente para explicar essa diferença. Os valores do parâmetro Delivered Field Power (“Potência Efetivamente Entregue”), que mede a potência total absorvida pelo domínio de estudo, são respectivamente, em posição horizontal e vertical, de 93,1% e 93,6%. Geralmente o critério de aceitação da simulação é de 95%. Apesar da mudança dos parâmetros e de várias simulações efetuadas, o valor do Delivered Field Power não ultrapassou os valores aqui indicados. A geometria mais complexa do modelo, mouse localizado entre duas zonas (mão e coxa), pode explicar esse fato. A diferença geométrica da configuração da antena combinada à diferença dos valores do Delivered Field Power pode então explicar a diferença alta obtida nos valores do psSAR.

A figura 18 compara os valores da psSAR dos três modelos estudados.

## 6.4. Análise comparativa dos modelos

Fonte: Autoria própria



**Figura 18 Comparação dos três modelos**

Pode-se observar então valores da mesma ordem de grandeza para todos os modelos, baixos em relação aos valores recomendados, 1,6W/kg para 1g de tecido (FCC, 1997). O valor mais alto obtido, 0,0417 W/kg, é 97,4% abaixo do valor limite.

Em relação à influência da posição da antena aparecem nos três modelos valores maiores em posição vertical, indicando que nas geometrias adotadas, algumas partes da mão do usuário absorvam mais energia eletromagnética. São mostrados na tabela 4 os valores da energia absorvida unicamente nos tecidos em cada simulação (valores dados em mW). A tabela 5 mostra a porcentagem da potência absorvida pelos tecidos em relação à potência total de emissão (2,5mW)

**Tabela 5 Potência absorvida pelos tecidos (em mW)**

Posição da antena	mão homogênea	mão heterogênea afastada	mão heterogênea apoiada
Horizontal	0,0313	0,744	2,02
Vertical	0,0217	1,1	1,66

Fonte: Autoria própria

**Tabela 6 Porcentagem da potência absorvida pelos tecidos**

Posição da antena	mão homogênea	mão heterogênea afastada	mão heterogênea apoiada
Horizontal	1,04	24,80	67,33
Vertical	0,72	36,67	55,33

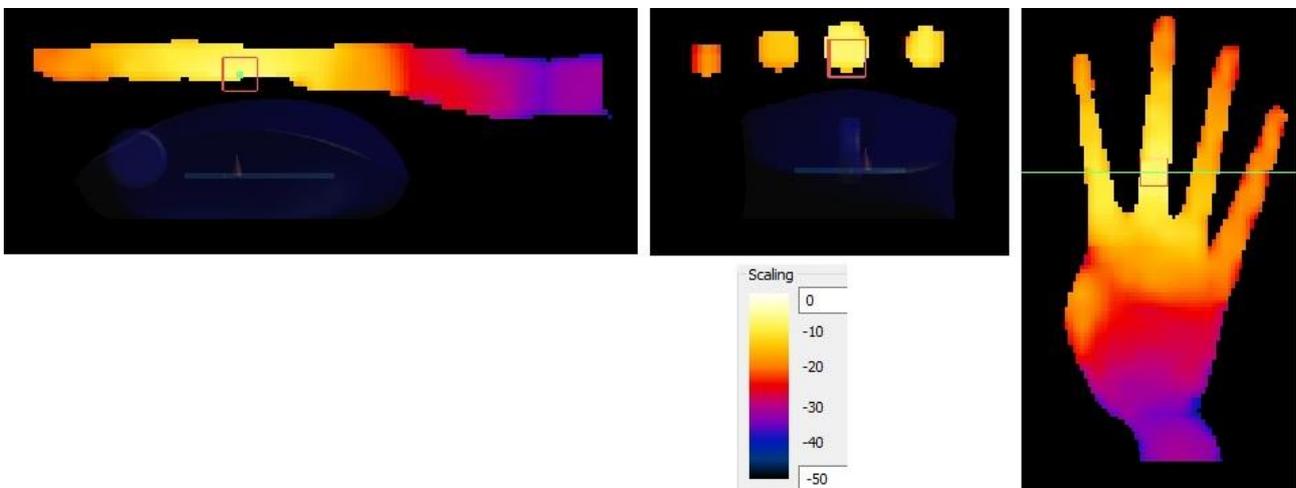
Fonte: Autoria própria

Esses valores mostram nitidamente que o valor de absorção pelo modelo de mão homogênea, plano, é muito pequeno e vai aumentando nos modelos de mão homogênea afastada e apoiada na perna. Isso razoavelmente podia-se esperar pois a superfície de tecidos em torno do mouse, então da fonte emissora, aumenta nessas duas configurações. No entanto, a psSAR obtida pelo modelo de mão homogênea é mais alto do que a psSAR do modelo de mão heterogênea afastada. O valor da psSAR indicado nas tabelas 2,3 e 4 é o valor maior obtido em um cubo de 1g sobre todo o domínio. Então, mesmo absorvendo menos energia no modelo inteiro, é possível achar um psSAR maior no caso do modelo da mão homogênea. Da mesma maneira, observam-se valores de potência absorvida

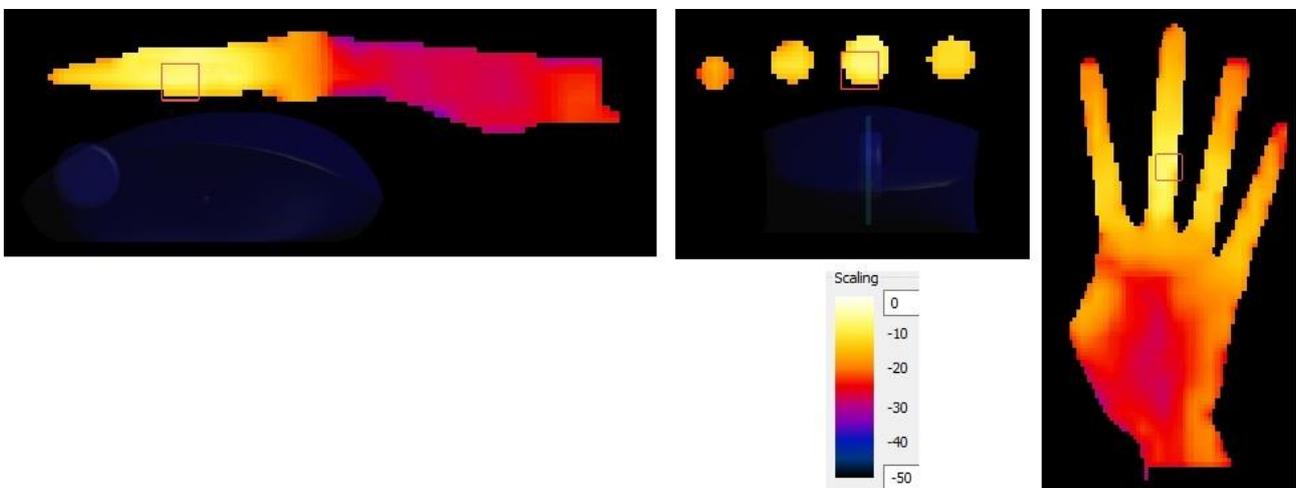
pelos tecidos maiores nos caso da antena em posição horizontal, mas valores da psSAR mais altos nos casos da antena em posição vertical.

Enfim se observa que o valor do psSAR do modelo de mão heterogênea apoiada é superior de 12,2% ao do modelo de mão homogênea em posição vertical, mas 8,4% mais baixo em posição horizontal. Parece então que não é possível deduzir tendência relativamente às diferenças dos modelos devido às variações dos valores do Delivered Field Power. Esses valores são respectivamente de 98,7% e 98,6% (horizontal e vertical) pelo modelo de mão homogêneo e de 97,5% e 96,3% (horizontal e vertical) pelo modelo de mão heterogêneo afastado. Seria necessário conseguir melhorar a simulação do modelo da mão heterogênea apoiada para poder comparar os valores dos modelos.

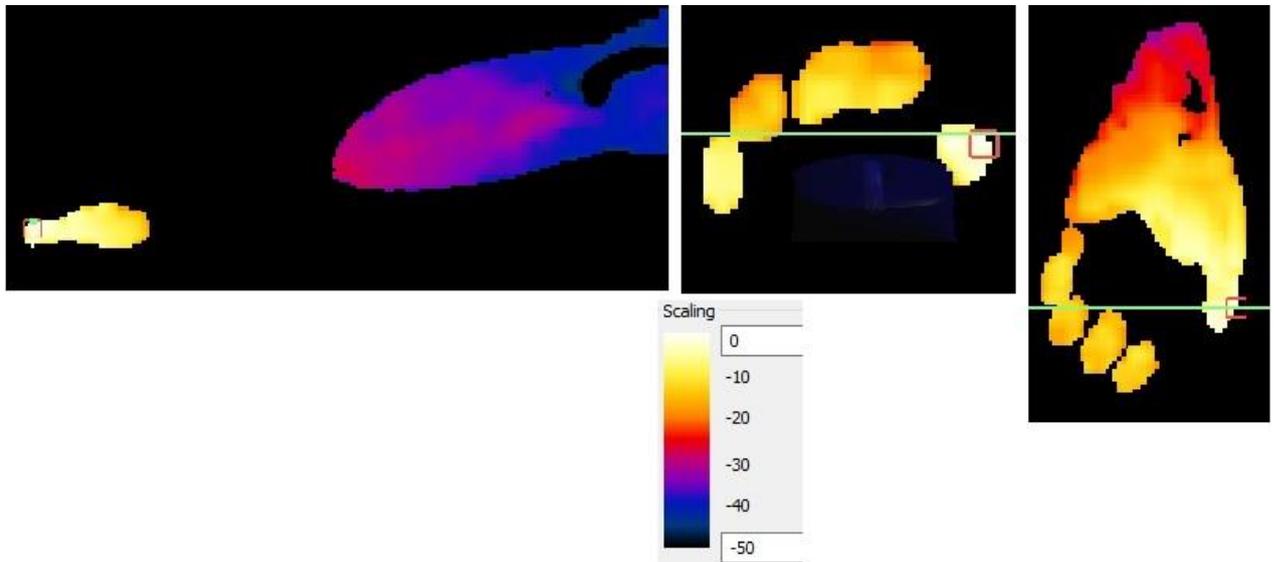
O parâmetro de distribuição do SAR para cubos de 1 g para cada um dos modelos está mostrado na Figura 19. Para a extração dos cortes foi utilizada a ferramenta *slice field view* do SEMCAD X, o valor de normalização de 0dB foi escolhido em 0,016 W/kg, que representa um centésimo do valor limite 1,6W/kg (FCC, 1997), e 50 dB de variação na escala de cor.



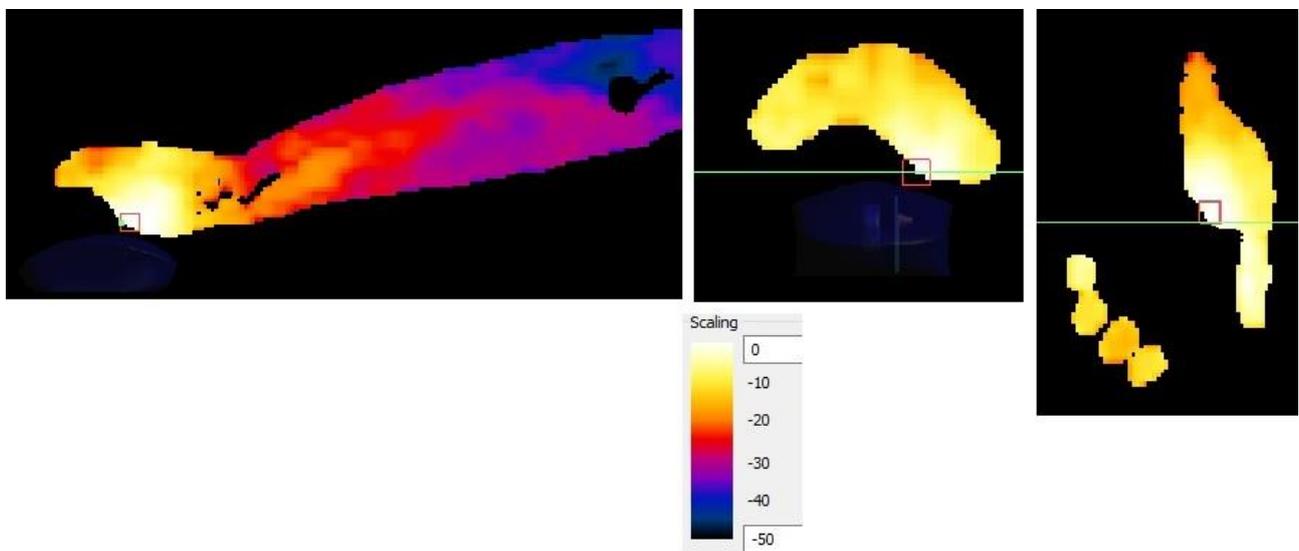
(a) Mão homogênea, antena horizontal



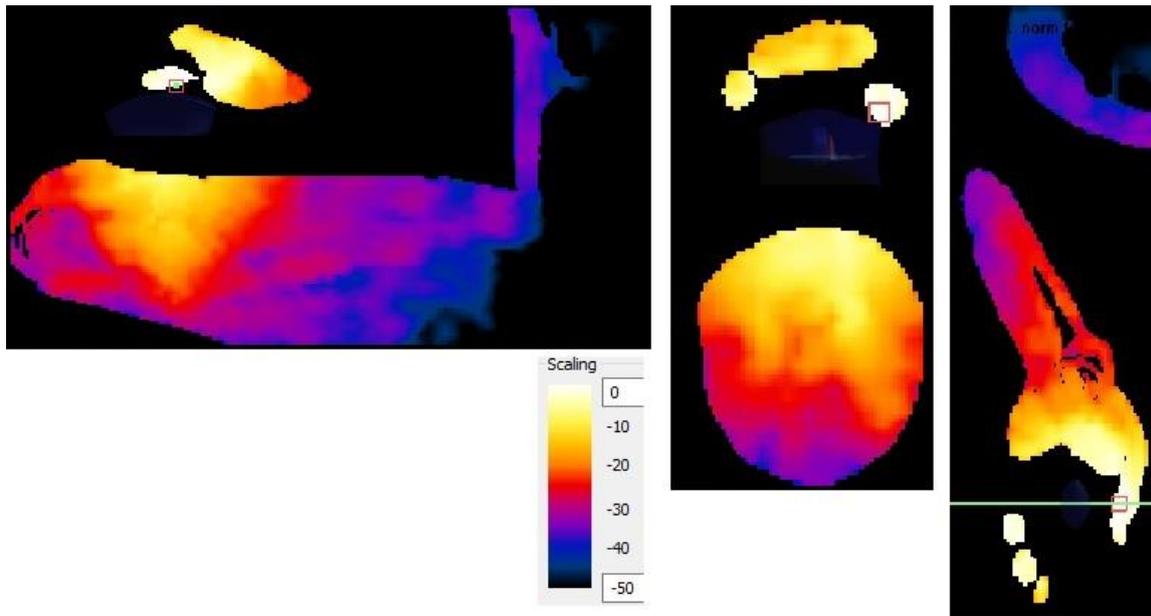
(b) Mão homogênea, antena vertical



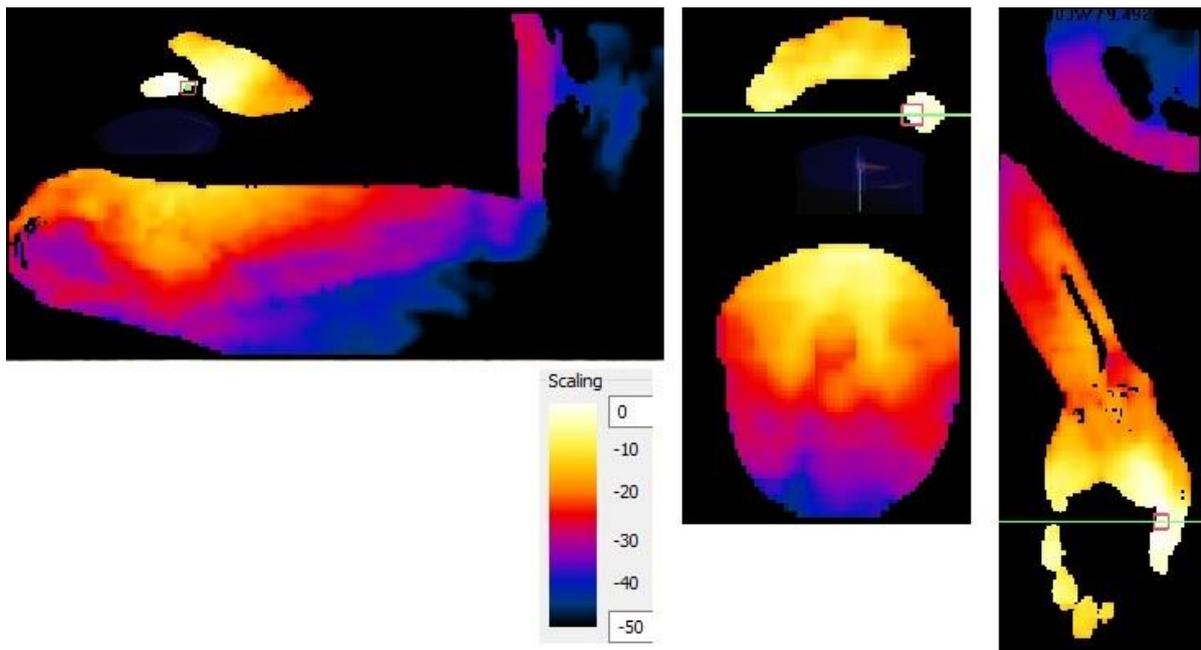
(c) Mão heterogênea afastada, antena horizontal



(d) Mão heterogênea afastada, antena vertical



**(e) Mão heterogênea apoiada, antena horizontal**

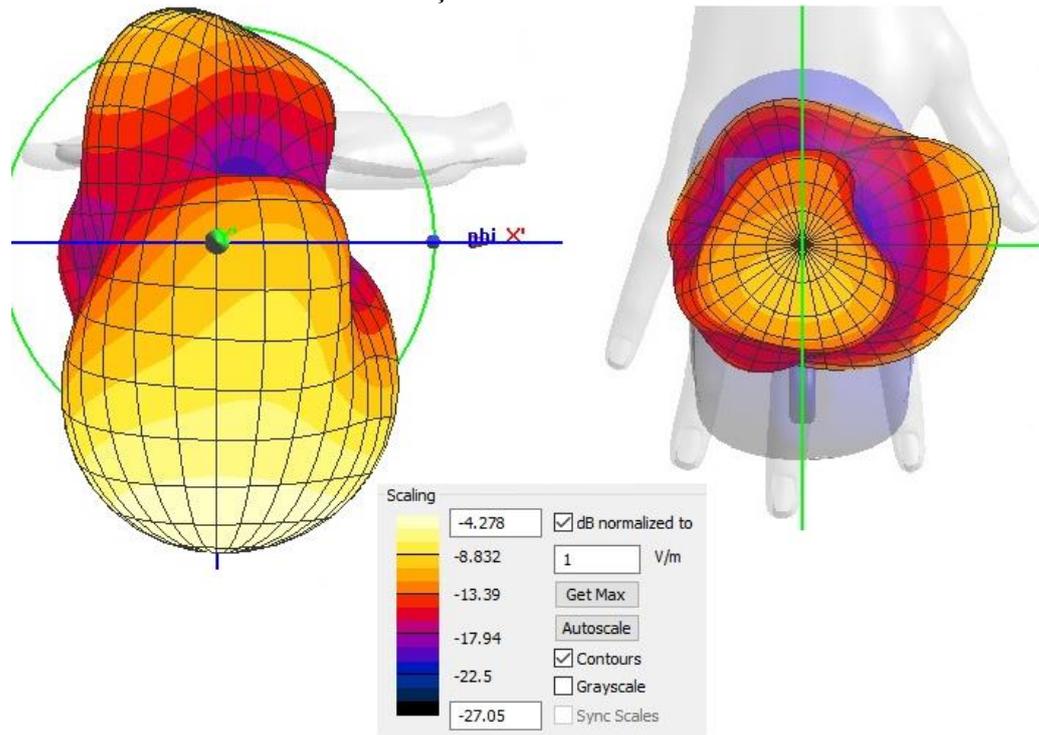


**(f) Mão heterogênea apoiada, antena vertical**

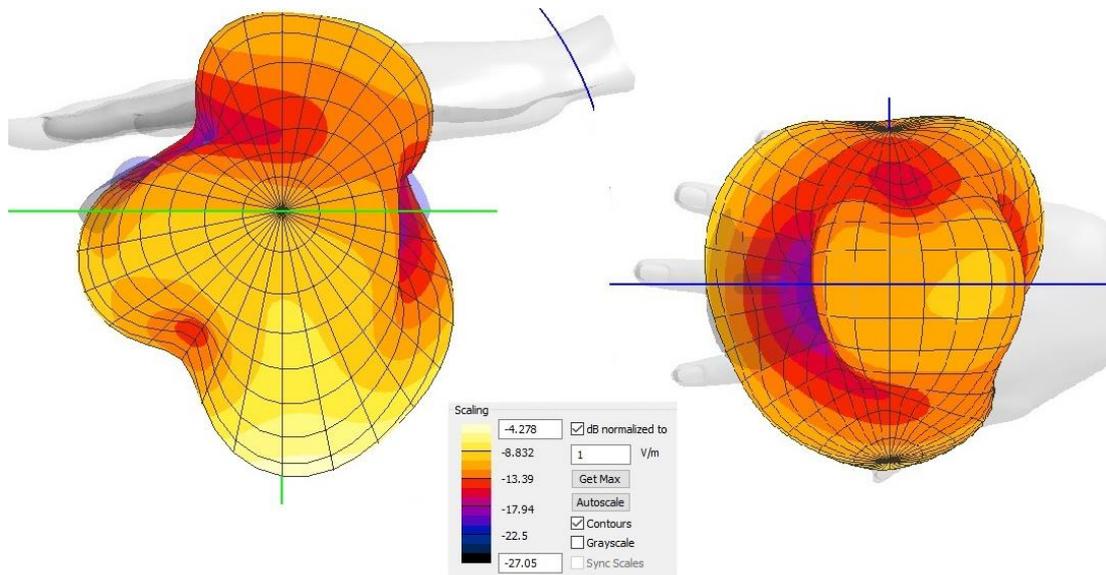
**Figura 19 Distribuições do psSAR  $0,016 \text{ W/kg} = 0 \text{ dB}$ , com  $50 \text{ dB}$  na escala de cor**

Como já foi comentado, observa-se que a radiação absorvida é maior nos dedos e principalmente no dedo médio e no polegar. A radiação recebida pelo polegar nos modelos heterogêneos é maior do que no modelo homogêneo, a mão estando arqueada em torno do mouse. É visível também que a potência de emissão é concentrada muito próxima à antena e se atenua muito rapidamente com a distância. São apresentados na figura (20) os diagramas de irradiação da antena no mouse com a mão homogênea. Foi utilizada a ferramenta *2D-Far-field diagram* do SEMCAD para obtê-los. Esses diagramas são formados a partir da medição em campo distante do campo elétrico por sensores. Essa ferramenta não foi disponível com os modelos heterogêneos por causa da redução do

domínio de cálculo. O valor de normalização em 0dB é de 1V/m.



(a)



(b)

**Figura 20 Diagramas de irradiação da antena no mouse (a) em posição horizontal, (b) em posição vertical, com modelo homogêneo de mão**

A irradiação em campo distante não permite caracterizar o campo próximo. No entanto, observa-se as tendências identificadas ao comentar as zonas de maior absorção da figura 19. Em efeito, as zonas localizadas em cima do mouse e no eixo antena-polegar aparecem como direções privilegiadas de radiação. A formação do campo distante poderia então favorecer a maior absorção observada no dedo do meio, em cima do mouse, ou no polegar, eixo perpendicular.

## 7. Conclusão

Vimos que as pessoas são sujeitas à várias fontes eletromagnéticas. Os efeitos da interação da radiação não ionizante das radiofrequências sobre o corpo humano são ainda pouco conhecidos. Alguns efeitos biológicos são conhecidos, mas existem outros desconhecidos. Entre os efeitos observados, os efeitos térmicos são bem identificados, aumentando a temperatura dos tecidos expostos. É geralmente considerado que danos podem ser provocados acima de 1°C de aumento da temperatura do corpo. Nesse contexto, normas foram estabelecidas para limitar a radiação absorvida pelo corpo e o aumento de temperatura. Essas normas, limitando o valor da Taxa de Absorção Específica, consideram apenas os efeitos térmicos da radiação. Vale lembrar que diversos efeitos de longo prazo e baixo nível de exposição já foram fortemente relatados na literatura científica internacional. Estes efeitos podem ocorrer em níveis de exposição substancialmente abaixo dos níveis térmicos.

Várias simulações foram feitas para estudar e medir a radiação de equipamentos eletromagnéticos, em particular sobre celulares ou tablets. Nesse estudo foram realizadas simulações sobre um objeto muito comum, um mouse sem fio operando na faixa de frequência Bluetooth, de potência fraca, mas operando em contato à pele e que pode ser usado várias horas por dia.

### 7.1. Conclusões das análises dos resultados

O valor máximo de psSAR obtido nas simulações foi de 0,042 W/kg (modelo de mão heterogênea apoiada com antena em posição vertical). Este valor é muito menor do que os limites indicados pelas normas, sendo que 0,042 W/kg corresponde a um valor 16dB abaixo do limite da FCC. Isso era previsível pois a potência de emissão do equipamento é de 2,5mW, muito inferior à potência de outros equipamentos emitindo com potências de até 250mW, para os quais as mesmas normas também se aplicam. Contrariamente aos equipamentos estudados em outras pesquisas (celulares e tablets), o mouse não opera próximo a uma região “sensível” do corpo (cabeça, órgãos reprodutores...). Contudo esse opera em contato direto com a pele e por tempos longos, podendo provocar um efeito local significativo.

Os valores obtidos nas várias simulações são da mesma ordem de grandeza. Os resultados mostraram resultados cada vez mais altos no caso da antena em posição vertical. Podemos então deduzir que nas geometrias estudadas uma zona recebe mais radiação.

Dois hipóteses permitem explicar essa diferença. Primeiro, vimos que a mão do usuário fica mais perto da antena quando essa estiver em posição vertical no mouse. No entanto, a análise das zonas de absorção leva a questão da diretividade da antena. Se observa particularmente bem que, nas simulações dos modelos de mão heterogênea arqueadas em torno do mouse, o polegar é a região com mais potência absorvida. Enquanto, no modelo homogêneo, o polegar, erguido respeito ao mouse, não recebe muita radiação. Os diagramas de irradiação da antena no mouse com modelo de mão homogênea, em posição horizontal e vertical da antena, mostram duas direções com campo elétrico maior, em cima do mouse e na direção perpendicular, onde se acha o polegar (figura 20).

Vimos que não se pode deduzir muita coisa da análise relativa entre os valores do psSAR dos diferentes modelos devido à não uniformidade do parâmetro Delivered Field Power. No caso do modelo de mão heterogênea apoiada esse valor é inferior a 95%, uma parte significativa da radiação incidente não foi absorvida pelo domínio numérico.

### 7.2. Comentários sobre o estudo

Destacam-se dois fatores limitando a análise e comparação dos resultados obtidos. Primeiro, vimos que a geometria do modelo da mão pode mostrar diferenças locais importantes devido à configuração da mão em torno do mouse (mão plana ou arqueada). Para deduzir uma tendência nos resultados entre os modelos homogêneos e heterogêneos da mão parece necessário ter modelos com a mesma configuração em relação à fonte emissora. Uma solução possível para melhorar a simulação

seria ter feito a simulação com o mesmo modelo Duke da Virtual Family, colocando as mesmas propriedades dielétricos para todos os tecidos. Não foi feito nesse estudo porque o modelo de mão homogêneo foi o primeiro obtido (foi achado depois como reduzir o domínio de cálculo do modelo Duke) e porque faltou tempo depois da obtenção dos resultados para efetuar novas simulações.

Segundo, vimos que os parâmetros da potência entregue ao domínio não eram satisfatórios na simulação realizada no modelo de mão heterogênea apoiada. Um parâmetro deve estar mal ajustado para efetuar a simulação. O modelo poderia então ser reajustado a fim de melhorar a qualidade da simulação e a confiabilidade dos resultados do psSAR obtidos. Esses ajustes são difíceis de achar. Em efeito, uma leve modificação geométrica do sistema (deslocamento do mouse, por exemplo, entre a mão e a perna) pode provocar mudanças significantes no funcionamento da antena, o sinal propagado e a potência absorvida pelo domínio numérico. Um trabalho interessante em relação a esse, no objetivo de melhorar a qualidade e a confiabilidade das simulações, seria de achar um método menos “empírico” de realizar as simulações, estudando mais especificamente as posições relativas das componentes de um modelo e o impacto sobre os resultados.

## REFERÊNCIAS

- ANATEL. 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 jul. 2016.
- ANSES (Agence Nationale de Sécurité sanitaire, alimentation, environnement, travail. Exposition aux radiofréquences et santé des enfants. Juin 2016.
- 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.
- BERNARD. Caractérisation électrique des tissus biologiques et calcul des phénomènes Induits dans le corps humain par des champs électromagnétiques de fréquence inférieure au GHz. Modélisation et simulation. Ecole Centrale de Lyon; Universidade federal de Minas Gerais, 2007. Français. <tel-00179791v3>
- BORGES. Simulações Da Sar Em Virtude Da Exposição Por “Tablets” Operados Próximos À Cabeça. UFRGS 2016.
- 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.
- 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.
- GRABCAD. Library CAD files. Disponível em: <<https://grabcad.com/library/ipad-mini-2>>. Acesso em: 10 aug. 2016.
- GABRIEL S. et al. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. **Physics in Medicine and Biology**, [S. l.], v. 41, p. 2251-2269, nov. 1996.
- 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.
- HIRASAWA K.; HANEISHI M. **Analysis, design and measurements of small and lowprofile antennas**. Boston: Artech House, 1992. 270 p.
- 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.
- 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.

NOUAILHETAS, Y. Radiações Ionizantes e a vida. Cnen – Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). 2000. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/educativo/radiacoes-ionizantes.pdf>>. Acesso em: 01 aug. 2016.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). Estabelecendo um diálogo sobre riscos de campos eletromagnéticos. 2002. Disponível em: <[http://www.who.int/peh-emf/publications/Risk\\_Portuguese.pdf](http://www.who.int/peh-emf/publications/Risk_Portuguese.pdf)>. Acesso em: 02 jun. 2016.

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.

SULLIVAN, D. M. **Electromagnetic simulation using the FDTD method**. New York: IEEE Press, 2000. 182 P. ISBN 0780347471.

TAFLOVE, A. Computational Electrodynamics: the finite-difference time-domain method. Norwood: ArtechHouse, 1995. 599 p. ISBN: 0890067929, 9780890067925.

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

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.