

**IVAN PAULO CANAL**

**CONTRIBUIÇÃO AO ESTUDO DE CAMPOS  
ELETROMAGNÉTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS E  
O MÉTODO TLM-2D**

**FLORIANÓPOLIS**

**2008**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**CONTRIBUIÇÃO AO ESTUDO DE CAMPOS  
ELETROMAGNÉTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS E  
O MÉTODO TLM-2D**

Dissertação submetida à  
Universidade Federal de Santa Catarina  
como parte dos requisitos para a  
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

**IVAN PAULO CANAL**

Florianópolis, Julho de 2008.

# CONTRIBUIÇÃO AO ESTUDO DE CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS E O MÉTODO TLM-2D

Ivan Paulo Canal

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em *Eletromagnetismo e Dispositivos Eletromagnéticos*, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

---

Adroaldo Raizer, Dr  
Orientador

---

Kátia Campos de Almeida, Dr  
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

---

Adroaldo Raizer, Dr  
Presidente

---

Hugo Armando Domínguez Almaguer, Dr

---

Jony Laureano Silveira, Dr

---

Samir Ahmad Mussa, Dr

*A todas as pessoas que colaboraram direta ou indiretamente  
para a realização deste trabalho*

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus familiares, minha namorada e meus amigos, pelo incentivo, companhia, paciência e compreensão.

Ao professor Adroaldo, pela oportunidade, incentivo, paciência, orientações, conversas e aprendizados.

Aos integrantes do GEMCO e MAGLAB, pela amizade, aprendizados, incentivo e companhia.

Ao professor Hugo, pela disponibilidade, paciência, aprendizados e contribuições quanto ao método TLM.

Ao colega de laboratório Alexandre, pela disponibilidade e também pelas contribuições a respeito do método TLM.

Aos professores e equipe da Pós Graduação em Engenharia Elétrica, pelos aprendizados e oportunidade.

A Universidade Federal de Santa Catarina, pela oportunidade, acolhida e aprendizados.

A Capes, pelo período de bolsa de pesquisa.

Aos professores componentes da banca examinadora, pela disponibilidade.

A todas as pessoas que contribuíram com o desenvolvimento deste trabalho, muito obrigado!

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

## **CONTRIBUIÇÃO AO ESTUDO DE CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS E O MÉTODO TLM-2D**

**Ivan Paulo Canal**

Junho / 2008

Orientador: Adroaldo Raizer, Dr.

Área de Concentração: Eletromagnetismo e Dispositivos Eletromagnéticos.

Palavras Chaves: Método TLM, Propagação de Ondas, Exposição de Meios Biológicos a Campos Eletromagnéticos, Método de Escalonamento de Frequência.

Número de Páginas: 89

A utilização adequada de campos eletromagnéticos proporciona efeitos benéficos em tratamentos de enfermidades, como no caso do tratamento de neoplasias utilizando a terapia de hipertermia. Esta terapia é utilizada para promover o aumento da temperatura de tecidos biológicos, sendo elevada a níveis que promovem a extinção de células não-saudáveis sem afetar as saudáveis. A hipertermia com campos eletromagnéticos necessita de constantes estudos para aprimorar as variáveis envolvidas. A utilização de um método numérico permite simular casos de meios diversos, com grandezas eletromagnéticas diversas. Neste estudo é considerado o método TLM, o qual resolve indiretamente as equações de Maxwell no domínio do tempo, predizendo o comportamento do campo eletromagnético. Estudos computacionais com o método TLM são limitados em virtude da frequência dos campos eletromagnéticos adotados. A realização de simulações com o TLM em baixas frequências requer significativa capacidade de memória e processamento computacional, atualmente inviabilizando as simulações nestes casos. Como uma maneira de contornar tal circunstância, permitindo predizer análises de propagação de campos eletromagnéticos em baixas frequências, analisa-se de maneira crítica o uso de um arranjo matemático, conhecido como método de escalonamento de frequência, o qual através do resultado de uma simulação de propagação de campos em uma frequência alta possibilita predizer o comportamento destes campos em uma frequência baixa. São também apresentadas análises de simulações com o TLM, possibilitando verificar o comportamento do campo elétrico em meios biológicos em função da frequência, além de uma modelagem matemática que de maneira generalista descreve tal comportamento, contribuindo com a área do conhecimento.

Abstract of Dissertation present to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

## **CONTRIBUTION TO STUDY OF ELECTROMAGNETIC FIELDS ON BIOLOGICAL TISSUES AND THE TLM-2D METHOD**

**Ivan Paulo Canal**

June / 2008

Advisor: Adroaldo Raizer, Dr.

Area of Concentration: Electromagnetism and Electromagnetic Devices.

Key Words: TLM Method, Wave Propagations, Exposure of Biological Tissues at Electromagnetics Fields, Scaled Frequency Method.

Number of Pages: 89

The appropriate utilization of electromagnetic fields may bring beneficial effects in sickly treatment, as in the case of neoplasm's treatment using hyperthermia therapy. This therapy is used to increasing the temperature of biological tissues, the temperature is increased to high levels to promote the extinction of non-healthy cells without affecting healthy cells. The hyperthermia with electromagnetic fields needs to constant studies to improve the variables involved. The use of numerical method is interesting because allow simulation of various means, with different electromagnetic characteristics. This study uses the TLM method. TLM is a method to solve indirectly Maxwell equations in the domain of time, predicting the behavior of electromagnetic field. Computational studies with TLM method are limited because of the frequency of electromagnetic fields used. TLM simulations at low frequencies require high memory capacity and high performance computing, nowadays the simulations are unfeasible in these cases. With a way to avoid this fact and to allow predict the analyses of propagation of electromagnetic fields at low frequencies, do analyzes critically of use the mathematical arrangement, known as a scaled frequency method, which by the outcome of a simulation propagation of fields at high frequency allows predict the behavior of these fields at low frequency. In this study are also presented analyses of TLM simulations, they allow verify the electric field behavior in biological tissues according to the frequency, and a mathematical model that describes generally that behavior, contributing to the field of knowledge.

# SUMÁRIO

<b>1. CONSIDERAÇÕES INICIAIS .....</b>	<b>1</b>
1.1 Introdutória e importância do trabalho.....	1
1.2 Assuntos abordados.....	4
<b>2. MEIOS BIOLÓGICOS E O ELETROMAGNETISMO.....</b>	<b>5</b>
2.1 Características Eletromagnéticas de Meios Biológicos.....	5
2.1.1 Permissividade Elétrica .....	6
2.1.2 Permeabilidade Magnética .....	6
2.1.3 Condutividade .....	7
2.2 Hipertermia .....	7
2.3 Absorção de Energia .....	9
2.4 Aumento de temperatura .....	10
2.5 Considerações sobre o capítulo.....	11
<b>3. MÉTODO TLM.....</b>	<b>12</b>
3.1 Introdutória .....	12
3.2 Princípio de Huygens .....	13
3.3 Topologias TLM-2D .....	17
3.3.1 Nó paralelo.....	18
3.3.2 Nó série.....	24
3.4 Regiões de contorno.....	26
3.5 Excitação da malha.....	29
3.6 Erros nas simulações com o TLM.....	29
3.6.1 Erro de truncamento.....	30

3.6.2 Erro de dispersão.....	30
3.6.3 Erro de discretização .....	31
3.7 Exemplo de simulação utilizando o TLM .....	32
3.8 Considerações sobre o capítulo.....	38
<b>4. PREDIÇÃO DE CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS</b> .....	<b>40</b>
4.1 Características Eletromagnéticas Dependentes da Frequência.....	40
4.2 Análise Crítica da Metodologia de Escalonamento de Frequência.....	52
4.3 Predição de Campos com o TLM .....	65
4.4 Considerações sobre o capítulo.....	79
<b>5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>82</b>
5.1 Exposição Geral .....	82
5.2 Trabalhos futuros .....	84

## LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 – Ilustração da propagação da luz de acordo com Huygens.....	14
Figura 3.2 – Exemplo de uma região de estudo discretizada.....	15
Figura 3.3 – Impulso incidente e espalhamento de energia na malha TLM.....	16
Figura 3.4 – Eventos de espalhamento de energia na malha.....	16
Figura 3.5 – Polarizações TE e TM, respectivamente.....	17
Figura 3.6 - Estrutura básica do nó paralelo.....	19
Figura 3.7 – Estrutura básica do nó série.....	25
Figura 3.8 – Modelagem de regiões de contorno.....	27
Figura 3.9 – Distribuição do campo elétrico na região de estudo.....	35
Figura 3.10 – Vista tridimensional da distribuição do campo elétrico na região de estudo.....	37
Figura 3.11 – Campo elétrico instantâneo na região de estudo.....	38
Figura 4.1 – Condutividade elétrica de diferentes tecidos em função da frequência.....	43
Figura 4.2 – Permissividade elétrica de diferentes tecidos em função da frequência.....	43
Figura 4.3 – Condutividade da pele seca em função da frequência.....	44
Figura 4.4 – Permissividade relativa da pele seca.....	45
Figura 4.5 – Condutividade da gordura.....	45
Figura 4.6 – Permissividade relativa da gordura.....	46
Figura 4.7 – Condutividade do músculo.....	46
Figura 4.8 – Permissividade relativa do músculo.....	47
Figura 4.9 – Condutividade do osso poroso.....	47
Figura 4.10 – Permissividade relativa do osso poroso.....	48
Figura 4.11 - Incremento e decremento percentual da condutividade e permissividade em função da frequência.....	49
Figura 4.12 - Gráfico 3D do incremento e decremento percentual da condutividade e permissividade em função da frequência.....	50
Figura 4.13 – Gráfico da diferença $ \sigma + j\omega\varepsilon  - \sigma$ .....	55
Figura 4.14 – Gráfico do quociente da condutividade $(\sigma'/\sigma)$ .....	58

Figura 4.15 – Região de estudo .....	65
Figura 4.16 – Ilustração da região de estudo.....	66
Figura 4.17 – Campo elétrico no músculo em função da frequência .....	69
Figura 4.18 – Campo elétrico na gordura em função da frequência.....	70
Figura 4.19 – Campo elétrico no osso poroso em função da frequência .....	70
Figura 4.20 – Campo elétrico na pele seca em função da frequência.....	71
Figura 4.21 – Campo elétrico no músculo nos pontos E3 e E4.....	72
Figura 4.22 – Campo elétrico na gordura nos pontos E3 e E4.....	72
Figura 4.23 – Campo elétrico no osso poroso nos pontos E3 e E4 .....	73
Figura 4.24 – Campo elétrico na pele seca nos pontos E3 e E4.....	73
Figura 4.25 – Campo elétrico médio dos quatro tecidos em estudo .....	75
Figura 4.26 – Modelo de campo elétrico para o ponto E3 .....	76
Figura 4.27 – Modelo de campo elétrico para o ponto E4.....	76
Figura 4.28 – Modelo generalista de campo elétrico para os tecidos estudados.....	77

## LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Características eletromagnéticas utilizadas no exemplo.....	32
Tabela 4.1 - Características eletromagnéticas de meios biológicos .....	42
Tabela 4.2 – Relação entre $(\sigma+j\omega\epsilon)$ e $\sigma$ .....	54
Tabela 4.3 – Relação entre as condutividades em frequência alta e baixa .....	57
Tabela 4.10 – Pontos de observação de campo elétrico no osso poroso.....	68
Tabela 4.11 – Pontos de observação de campo elétrico na pele seca .....	69
Tabela 4.12 – Análise mediana dos pontos de campo elétrico E3 e E4.....	74
Tabela 4.4 – Características eletromagnéticas de [12] e [14] para 1 KHertz.....	59
Tabela 4.5 – Características eletromagnéticas de [13] e [14] para 1 KHertz.....	61
Tabela 4.6 – Resultados das simulações com o TLM para escalonamento de frequência ..	63
Tabela 4.7 – Resultado do escalonamento de frequência .....	64
Tabela 4.8 – Pontos de observação de campo elétrico no músculo.....	68
Tabela 4.9 – Pontos de observação de campo elétrico na gordura .....	68
Tabela 4.10 – Pontos de observação de campo elétrico no osso poroso.....	68
Tabela 4.11 – Pontos de observação de campo elétrico na pele seca .....	69
Tabela 4.12 – Análise mediana dos pontos de campo elétrico E3 e E4.....	74

# CONSIDERAÇÕES INICIAIS

## 1.1 Introdutória e importância do trabalho

A crescente ampliação tecnológica tem auxiliado de maneira significativa o desenvolvimento das sociedades. A concepção dos computadores e o constante aprimoramento de seus sistemas de hardware e software possibilitam ferramentas evolutivamente mais poderosas.

De maneira paralela ao desenvolvimento computacional, importantes técnicas numéricas de modelagem eletromagnética surgiram ou ganharam impulso. A grande maioria destas metodologias produz soluções das equações de Maxwell, as quais são à base do eletromagnetismo [1].

As ondas eletromagnéticas estão presentes no meio ambiente em que o homem vive, desta forma estudos relacionados ao comportamento e efeitos de campos eletromagnéticos são extremamente essenciais e atuais. Continuamente pesquisadores realizam estudos a respeito dos efeitos de campos eletromagnéticos e apontam que, se utilizados adequadamente na forma de terapias esses campos podem ser benéficos, como por exemplo, para o tratamento de algumas enfermidades, utilizando a terapia de hipertermia.

A hipertermia é uma técnica terapêutica utilizada para promover o aumento da temperatura de tecidos biológicos, onde a temperatura é elevada a níveis tais que podem promover a extinção de células não-saudáveis sem afetar as saudáveis. Essa técnica tem sido empregada para a terapêutica de neoplasias, de maneira isolada ou auxiliar a terapias convencionais como quimioterapia e radioterapia [2,3].

Devido à grande utilidade e eficácia, a hipertermia utilizando campos eletromagnéticos abre caminhos para constantes estudos, de maneira a aprimorar a terapêutica através das variáveis envolvidas, determinando adequados níveis de intensidade de campo e frequência utilizada, além da absorção de energia e variação de temperatura nos tecidos.

No presente estudo a abordagem será enfocada no efeito benéfico do uso de campos eletromagnéticos e técnica numérica de simulação computacional do comportamento destes campos em meios biológicos, contribuindo com a área do conhecimento.

Realizar um estudo analítico da interação de campos eletromagnéticos com meios biológicos pode ser consideravelmente trabalhoso, sendo em alguns casos até inviável [4]. Desta forma a utilização de um método numérico é de grande valia, permitindo simular casos de meios biológicos diversos, com diferentes níveis de intensidade de campo eletromagnético e frequência aplicada, além de possibilitar a verificação dos efeitos dos campos incidentes nos meios em estudo.

Dentre os principais métodos numéricos distingui-se o das Diferenças Finitas (FD – *Finite Difference*), o dos Elementos Finitos (FEM – *Finite Element Method*), o Método dos Momentos (MoM – *Moments Method*) e o Método de Modelagem por Linhas de Transmissão (TLM – *Transmission Line Modeling Method*) [4,5].

Para o presente estudo será considerado o método TLM, o qual é um método que resolve indiretamente as equações de Maxwell no domínio do tempo. Fazendo-se uso de uma analogia com circuitos elétricos e aplicando-se teorias de circuitos na região de estudo, o método TLM possibilita determinar o espalhamento de energia eletromagnética na região considerada, na forma de campo elétrico e magnético [5,6,7].

O TLM foi desenvolvido por P. B. Johns no início da década de 70, sendo uma modelagem numérica que pode ser utilizada em situações que envolvem materiais com

propriedades não lineares, não homogêneas e geometrias arbitrárias, além de em formulações avançadas materiais dispersivos [5,8,9,10].

De acordo com [7], esta técnica numérica tem sido empregada em problemas de difusão e propagação de ondas, cálculo de frequências de corte em guias de onda, problemas de compatibilidade eletromagnética, análises de antenas, correntes induzidas em meios biológicos expostos a campos eletromagnéticos, ondas cilíndricas e esféricas, entre muitas outras aplicações.

Devido a características intrínsecas ao método TLM, as simulações computacionais realizadas com o mesmo podem ser realizadas em um curto ou dispendioso espaço de tempo, sendo um dos parâmetros determinantes desta variação temporal a frequência dos campos eletromagnéticos adotados. Simulações realizadas em altas frequências, denominadas aqui como acima de milhões de Hertz, tem resultados convergidos com maior rapidez do que simulações em baixas frequências, ditas aqui como abaixo de milhões de Hertz.

As simulações em baixas frequências com o TLM, assim como outros métodos numéricos de predição de campos, devido às características do método e ao limite computacional hoje existente (processamento e memória) são inviáveis de serem praticadas, pois necessitam de um grande espaço de tempo para sua realização. Como uma maneira de contornar tal circunstância e permitir predizer a propagação de campos eletromagnéticos em baixas frequências, analisa-se o uso de um arranjo matemático, conhecido como método de escalonamento de frequência [11,12,13], o qual através do resultado de uma simulação de propagação de campos em uma frequência alta possibilita predizer o comportamento destes campos em uma frequência baixa.

Também são apresentadas análises de simulações realizadas com o método TLM, possibilitando verificar o comportamento do campo elétrico em meios biológicos em função da frequência, buscando verificar uma modelagem matemática que descreva este comportamento, contribuindo com a área do conhecimento.

## 1.2 Assuntos abordados

Neste capítulo foram apresentadas as considerações iniciais que direcionam o desenvolvimento do trabalho, o qual é estruturado de tal forma que primeiramente são apresentados conceitos de eletromagnetismo, meios biológicos e método numérico de predição de campos eletromagnéticos. Após a fundamentação destes assuntos, são apresentados e comentados alguns dos resultados alcançados durante o desenvolvimento das pesquisas.

No capítulo dois são contempladas as características eletromagnéticas dos meios biológicos, sendo estas indispensáveis para a realização de análises de propagação de campos eletromagnéticos neste tipo de meio. Também são considerados neste capítulo alguns conceitos que auxiliam a realização de análises referentes a eletromagnetismo e hipertermia.

A predição de campos eletromagnéticos através de método numérico é apresentada no capítulo três, onde é descrito o Método de Modelagem por Linhas de Transmissão (TLM), fundamentando a realização de estudos teóricos de propagação de ondas eletromagnéticas, expondo também um exemplo prático de aplicação do método TLM.

O capítulo quatro é dividido em três partes, apresentando primeiramente a análise de características eletromagnéticas de meios biológicos, em função da frequência dos campos eletromagnéticos que estes meios são expostos. Na segunda parte, é realizada uma análise crítica da metodologia de predição de campos através de escalonamento de frequência, expondo-se a visão a respeito do assunto. Realizando-se o fechamento do capítulo são apresentados resultados de simulações de predição de campos utilizando o método TLM, demonstrando também a modelagem matemática do comportamento dos campos em meios biológicos em função da frequência, de maneira a contribuir com os estudos de propagação de campos eletromagnéticos em meios biológicos.

As considerações finais a respeito do trabalho desenvolvido são explanadas no capítulo cinco, enfatizando os resultados alcançados nas pesquisas e estudos. Apresentam-se também nesse capítulo, sugestões de trabalhos futuros para continuidade das pesquisas.

# MEIOS BIOLÓGICOS E O ELETROMAGNETISMO

## 2.1 Características Eletromagnéticas de Meios Biológicos

Para realizar análises de propagação de campos eletromagnéticos devem ser conhecidas algumas características dos meios em estudo, como a permissividade elétrica, a permeabilidade magnética e a condutividade elétrica.

O comportamento de campos eletromagnéticos em meios biológicos é dependente das características elétricas e magnéticas destes meios, sendo estas características dependentes da frequência dos campos eletromagnéticos incidentes sobre o meio. A seguir, os meios biológicos serão expostos quanto aos seus parâmetros eletromagnéticos e sua dependência com a frequência dos campos que interagem.

### 2.1.1 Permissividade Elétrica

A permissividade elétrica ( $\epsilon$ ) de meios biológicos é um parâmetro variável para cada tipo de meio biológico, apresentando alterações também para as diferentes frequências de campos eletromagnéticos [11,14].

Esta grandeza quantifica a suscetibilidade dos meios biológicos em relação ao campo elétrico, sendo expressa em Farad por metro (F/m). Normalmente é definida em relação a permissividade elétrica do espaço livre ( $\epsilon_0$ ), sendo então neste caso denominada de permissividade relativa ( $\epsilon_r$ ). A relação pode ser vista na equação (2.1).

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0} \quad (2.1)$$

### 2.1.2 Permeabilidade Magnética

A permeabilidade magnética ( $\mu$ ) caracteriza a interação do campo magnético com os materiais, expressando sua capacidade de ser mais ou menos suscetível a passagem de fluxo magnético [10,15].

Para o caso específico dos meios biológicos, a permeabilidade magnética relativa ( $\mu_r$ ) é praticamente igual a um (uma unidade) [11], independente da frequência, resultando em um valor de permeabilidade magnética igual à do espaço livre ( $\mu_0$ ). Esta característica demonstra que os meios biológicos são meios não magnéticos [10]. A permeabilidade relativa é quantificada de maneira análoga a permissividade, conforme (2.2).

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad (2.2)$$

### 2.1.3 Condutividade

Quando se analisa situações que envolvem campos elétricos podem-se classificar os materiais envolvidos como dois tipos, denominados como meios isolantes (também conhecidos como dielétricos) e meios condutores [15]. Os meios condutores são caracterizados por sua condutividade ( $\sigma$ ), expressando sua capacidade de condução de corrente elétrica a qual tem como unidade dimensional o Siemens por metro (S/m).

Mesmo não sendo condutores os elementos dielétricos também podem apresentar valores de condutividade, sendo nesta ocorrência denominados então como meios dielétricos com perdas, caracterizando o caso dos meios biológicos.

A condutividade dos meios biológicos, assim como já descrito anteriormente para a permissividade elétrica, é um parâmetro que apresenta alterações com a modificação da frequência dos campos incidentes sobre o meio, além de também apresentar variações para os diferentes tipos de meios biológicos considerados.

## 2.2 Hipertermia

Naturalmente o corpo humano resguarda-se de substâncias nocivas, como vírus e bactérias, através da ativação dos sistemas de defesa [16]. Uma das formas de proteção do organismo humano é a elevação térmica conhecida como febre, sendo este estado caracterizado por mudanças fisiológicas no corpo e ativação do sistema imunológico, responsável por aumentar a produção de anticorpos [17] além de facilitar a eliminação de substâncias tóxicas através do suor [18]. Os anticorpos são proteínas que se originam a nível celular em várias partes do corpo, como uma resposta a estímulos imunológicos do organismo e que se combinam com antígenos, neutralizando seu efeito tóxico [19]. Desta forma a elevação de temperatura artificialmente, contribui com a extinção de agentes infecciosos termicamente sensíveis além de estimular a defesa própria do organismo.

Adequadamente conduzida a elevação da temperatura de meios biológicos acima de valores fisiologicamente normais, apresenta significativa contribuição para o tratamento de neoplasias, tendo-se notícias de seu uso através da aplicação de campos eletromagnéticos

desde o ano 1980 [20], sendo esta elevação térmica conhecida como técnica terapêutica de hipertermia.

A elevação térmica é realizada através da aplicação de campos eletromagnéticos, que conduzidos de forma controlada e adequada atingem níveis que promovem o desfalecimento de células não-saudáveis sem afetar as saudáveis [2,20].

A eficácia da hipertermia é cientificamente comprovada por estudos, os quais apontam que os tecidos cancerígenos não sobrevivem a temperaturas superiores a 41°C, pois quando comparadas aos tecidos saudáveis as células cancerígenas apresentam deficiente irrigação sanguínea, fazendo com que estes tecidos indesejados suportem menores temperaturas que os tecidos sadios, possibilitando através da hipertermia alcançar o termo da sobrevivência destes tecidos maléficos sem comprometer os tecidos sadios, capazes de suportar temperaturas de aproximadamente 50°C [20,21].

A elevação térmica de meios biológicos altera a síntese de DNA (ácido desoxirribonucléico) e RNA (ácido ribonucléico), assim como enfraquece os sistemas enzimáticos celulares, os quais são necessários para o metabolismo e para a divisão celular. A hipertermia proporciona também um incremento da permeabilidade da membrana celular, aumentando a vulnerabilidade da célula ao ataque por substâncias químicas [22,23].

Gerada artificialmente, a hipertermia tem sido utilizada como terapia no tratamento contra células cancerígenas, de maneira isolada ou auxiliar à quimioterapia e radioterapia [2,3], potencializando a ação de fármacos [10]. Devido à eficácia da ação combinada das terapias, as conseqüências ocasionadas pelos tratamentos clínicos são suavizadas, pois neste caso o período de tratamento é abreviado [20].

A utilização prática da hipertermia pode ser realizada invasivamente, utilizando emissores de campos eletromagnéticos, na forma de agulhas, ou também de maneira não invasiva, através de antenas emissoras externas ao meio biológico.

Recentemente a simulação numérica da técnica de hipertermia tem se tornado de grande interesse, individualmente para as modelagens em duas dimensões, onde comparações com números clínicos indicam que os modelos numéricos podem prever

com precisão o comportamento dos elementos eletromagnéticos envolvidos na terapia [24], assim como os efeitos térmicos nos meios biológicos.

Desta forma, busca-se ampliar o conhecimento a respeito dos elementos envolvidos na técnica de hipertermia. Para tal, o método TLM é utilizado como técnica numérica para simulação computacional, permitindo testar meios biológicos diversos submetidos a aplicação de campos eletromagnéticos diferenciados, além de possibilitar a verificação da distribuição de campo e conseqüentes absorções de energia e variações térmicas nos meios em estudo.

### 2.3 Absorção de Energia

Os meios biológicos quando expostos a campos eletromagnéticos tem a capacidade de absorver parte da energia destes campos. A absorção de energia em meios biológicos pode ser caracterizada através da taxa de absorção específica, também conhecida como SAR (*Specific Absorption Rate*), sendo esta caracterização adotada internacionalmente [10].

A SAR relaciona a variação de energia em um elemento, quantificando a potência absorvida por unidade de massa, descrevendo-se assim uma importante ferramenta para análises de absorção de energia em meios biológicos, sendo amplamente utilizada em estudos de hipertermia. De acordo com [11,25,26,27,28], matematicamente a SAR pode ser definida por (2.3):

$$SAR = \frac{\sigma |E^2|}{2\rho} \quad (2.3)$$

Sendo que  $\sigma$  representa a condutividade do meio (S/m),  $E$  o campo elétrico máximo aplicado no tecido (V/m) e  $\rho$  a densidade de massa específica do tecido ( $\text{kg/m}^3$ ), resultando em unidade dimensional de absorção de energia o Watt por quilograma (W/kg).

## 2.4 Aumento de temperatura

Conforme o descrito anteriormente, os meios biológicos quando expostos a campos eletromagnéticos absorvem energia destes campos. Essa absorção de energia ocasiona aumento de temperatura do meio exposto ao campo, sendo tal aumento de temperatura representado pela taxa de incremento local de temperatura ( $dT/dt$ ).

De acordo com [10,11], a taxa de incremento local de temperatura tem por unidade dimensional o grau centígrado por segundo ( $^{\circ}\text{C/s}$ ), sendo representada pela seguinte equação:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{SAR}{c} \quad (2.4)$$

Onde:  $c$  = calor específico do meio ( $\text{J/kg } ^{\circ}\text{C}$ )

A taxa de incremento local de temperatura demonstrada na equação (2.4) é válida para condições termodinâmicas ideais, considerando-se para tais as inexistências de perda de calor por difusão, radiação térmica e termo-regulação (proporcionada pelo fluxo sanguíneo) [11]. Essa equação permite uma análise generalista a respeito do comportamento térmico de um meio biológico exposto a campo eletromagnético.

Para uma análise térmica mais primorosa devem ser contempladas as variações termodinâmicas, descrevendo-se a taxa de incremento local de temperatura como [11]:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{(SAR + Pm - Pc - Pb)}{c} \quad (2.5)$$

Onde:  $Pm$  = taxa de aquecimento metabólico

$Pc$  = taxa de perda de calor por unidade de volume devido à condução térmica

$Pb$  = taxa de perda de calor por unidade de volume devido ao fluxo sanguíneo

A solução da equação (2.5) possui acentuada complexidade de resolução devido aos parâmetros constituintes da mesma, fato este que justifica os resultados de análises encontradas em bibliografias da área serem expressos apenas em função da taxa de absorção específica (SAR).

## 2.5 Considerações sobre o capítulo

Neste capítulo foram apresentados tópicos essenciais para uma ambientação com estudos de campos eletromagnéticos e a técnica terapêutica de hipertermia, os quais são temas atuais e de grande interesse para a comunidade científica.

Os parâmetros eletromagnéticos dos meios biológicos foram demonstrados, proporcionando conhecer os parâmetros envolvidos com situações de propagação de campos nestes meios.

A hipertermia utilizando campos eletromagnéticos é uma terapêutica amplamente difundida, com resultados positivos já atestados, a qual proporciona o desfalecimento de células neoplásicas. Sua utilização pode ser feita de maneira invasiva ou não invasiva, sendo aplicada isoladamente ou interagindo com outras terapias, como a quimioterapia e a radioterapia.

A eficiência da hipertermia é devida a capacidade dos meios biológicos absorverem energia eletromagnética, sendo esta quantificada pela relação de energia absorvida por unidade de massa, possibilitando verificar matematicamente a variação térmica sobre o meio exposto a campo eletromagnético.

Os conceitos elementares apresentados proporcionam condições para que sejam introduzidas simulações com o método de modelagem por linhas de transmissão (TLM), adotado para simular a propagação de campos eletromagnéticos, sendo este método descrito no próximo capítulo.

# MÉTODO TLM

## 3.1 Introdução

O Método de Modelagem por Linhas de Transmissão - TLM (*Transmission Line Modeling Method*) é um método numérico o qual simula a propagação de ondas eletromagnéticas, resolvendo as equações de Maxwell de forma indireta, através de uma analogia entre a teoria de circuitos elétricos e a teoria de eletromagnetismo [29]. Existem formulações TLM monodimensionais, bidimensionais e tridimensionais, sendo que neste estudo será dado enfoque para a formulação bidimensional deste método.

Uma grande vantagem do método TLM, quando comparado com outras técnicas numéricas, é a facilidade com que estruturas de formas complicadas podem ser analisadas. Aliando flexibilidade e versatilidade este método incorpora em sua malha as propriedades dos campos eletromagnéticos e sua interação com a região de estudo e seus contornos. Assim, um programa geral pode ser desenvolvido, onde somente os parâmetros das estruturas necessitam ser modificados para cada simulação específica. Outra vantagem do uso do método TLM é que certas propriedades de estabilidade podem ser deduzidas por inspeção de circuitos. Este método numérico não apresenta problemas com convergência e estabilidade, sendo somente limitado pelo desempenho e quantidade de memória

computacional requerida, a qual depende do tamanho das malhas empregadas nas simulações [7].

A seguir será feita uma abordagem sobre este método numérico e sua fundamentação, a qual é baseada no princípio Huygens [8].

### 3.2 Princípio de Huygens

O método TLM em duas dimensões é fundamentado através do princípio de Huygens de propagação de ondas.

Uma teoria refere-se à luz como tendo um comportamento ondulatório e afirma ser possível prever a posição de uma frente de onda em um certo instante de tempo futuro, desde que seja conhecida a posição no atual instante. Esta teoria foi proposta por Christian Huygens, físico holandês, no final do século XVII [1,30].

Do princípio de Huygens, em 1971 Johns e Beurlle realizaram a iniciação do método TLM [1,31], a qual foi feita através do uso de uma analogia a circuitos elétricos para tratar de situações de propagação de campos eletromagnéticos.

Segundo a teoria de Huygens, uma frente de onda é formada pela superposição de infinitas fontes secundárias irradiando ondas esféricas [8]. Desta forma cada ponto de uma frente de onda primária é uma onda esférica secundária. A envoltória das ondas esféricas forma uma frente de onda secundária que, por conseguinte gera novas ondas esféricas [8,32]. Para auxiliar o entendimento pode-se verificar a figura 3.1.

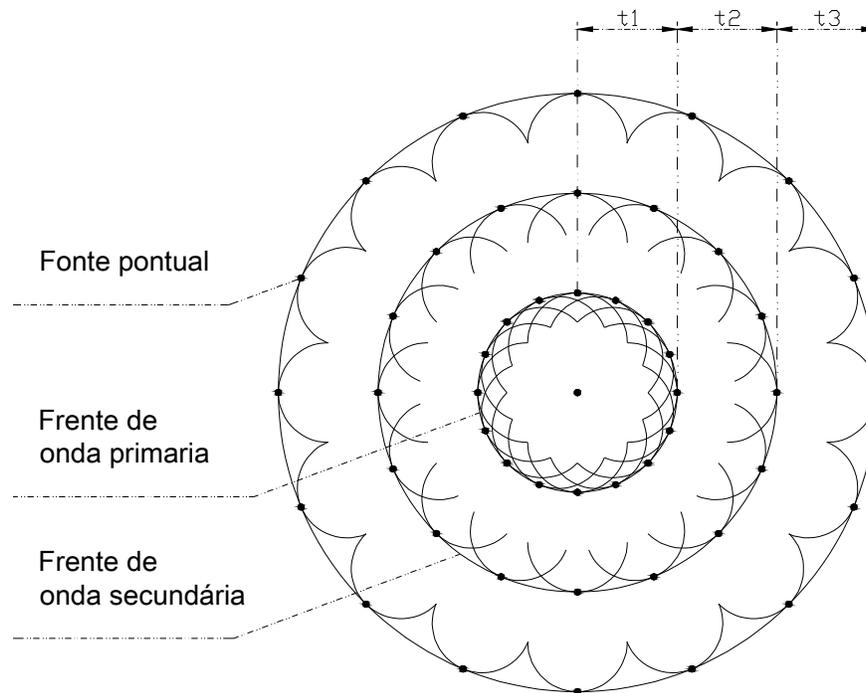


Figura 3.1 – Ilustração da propagação da luz de acordo com Huygens, onde  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  representam os instantes de tempo 1, 2 e 3, respectivamente

Para a implementação do método TLM em duas dimensões, a região de estudo deve ser discretizada e modelada através de linhas de transmissão interconectadas entre si, gerando uma malha cartesiana de pontos [31]. Tais pontos são também chamados de nós, os quais estão distantes uns dos outros de uma distância denominada  $\Delta l$ . Um exemplo de região de estudo discretizada pode ser visualizado na figura 3.2.

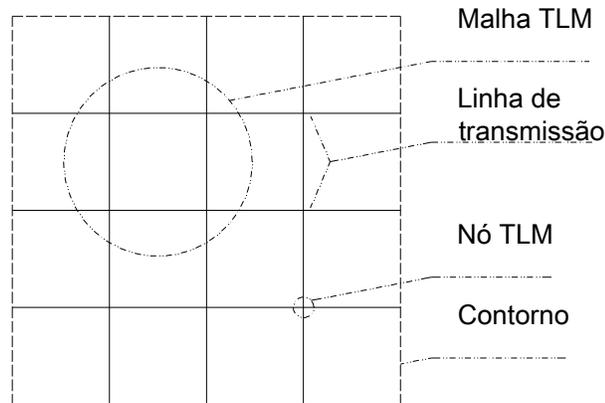


Figura 3.2 – Exemplo de uma região de estudo discretizada

Os impulsos de energia se propagam na malha através das linhas de transmissão, sendo  $\Delta t$  o tempo necessário para uma frente de onda se deslocar de um nó ao outro e  $V_{LT}$  a velocidade de propagação dos impulsos na malha [7,29], conforme equação 3.1.

$$\Delta t = \frac{\Delta l}{V_{LT}} \quad (3.1)$$

A propagação de energia no TLM ocorre pelo processo de espalhamento em um nó, seguido do processo de conexão desta energia com os ramos adjacentes. A cada unidade de tempo discretizado os impulsos são transmitidos de um nó aos nós vizinhos, os quais são conectados entre si através de linhas de transmissão [29]. Os impulsos que atingem um nó são denominados como impulsos incidentes. Na figura 3.3 pode ser visualizado o espalhamento de energia na malha TLM.

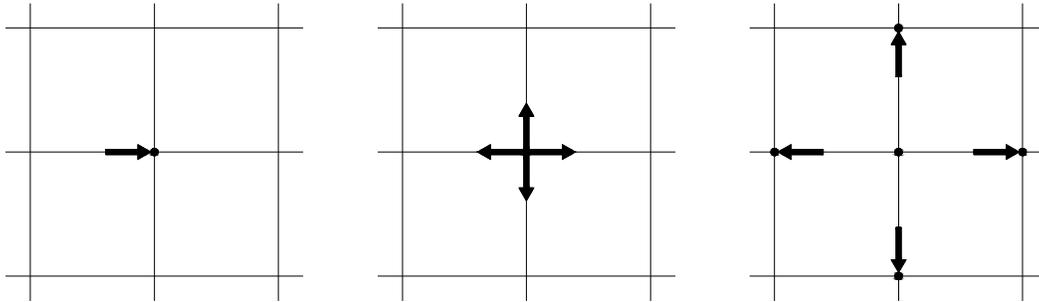


Figura 3.3 – Impulso incidente e espalhamento de energia na malha TLM

Na figura 3.4, demonstra-se dois eventos consecutivos de espalhamento, onde se observa que cada um dos impulsos incidentes em um nó comporta-se como um irradiador esférico secundário e que as ondas que procedem de cada um dos irradiadores combinam-se, formando uma nova frente de onda, como o descrito por Huygens [29].

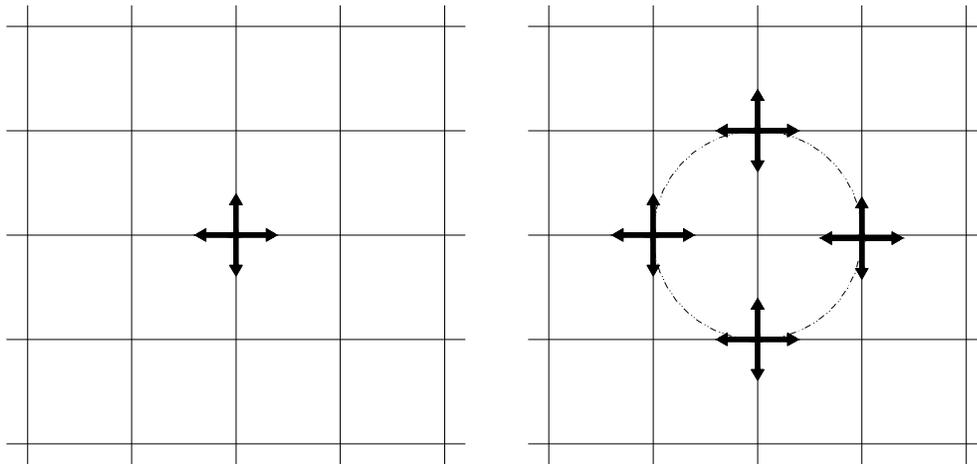


Figura 3.4 – Eventos de espalhamento de energia na malha

O espalhamento de energia tem um comportamento tal que uma parte da energia incidente é transmitida para os ramos adjacentes ao nó, enquanto outra parte é refletida de

volta ao nó de onde o impulso surgiu. Os impulsos transmitidos pelas linhas de transmissão ao chegarem aos próximos nós tornam-se novos impulsos incidentes, repetindo-se o procedimento de espalhamento durante o intervalo de tempo definido para a simulação.

### 3.3 Topologias TLM-2D

O método TLM faz uso de uma equivalência entre as equações de Maxwell, que descrevem o comportamento de ondas eletromagnéticas, e as equações de circuitos elétricos, as quais descrevem relações entre correntes, tensões e impedâncias em circuitos.

Para a análise de situações de propagação de ondas eletromagnéticas em duas dimensões, são desenvolvidas duas topologias de polarização dos campos eletromagnéticos, a polarização transversal elétrica e a transversal magnética [29].

A polarização transversal elétrica (TE) tem duas componentes de campo elétrico no plano ( $E_x$ ,  $E_y$ ) e uma componente de campo magnético na direção de propagação ( $H_z$ ), normal ao plano. Já a polarização transversal magnética (TM) possui duas componentes de campo magnético no plano ( $H_x$ ,  $H_y$ ) e uma componente de campo elétrico na direção de propagação ( $E_z$ ), normal ao plano. As polarizações TE e TM podem ser visualizadas na figura 3.5.

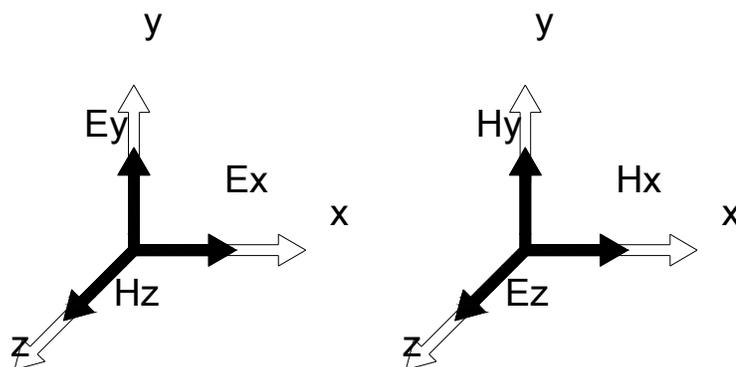


Figura 3.5 – Polarizações TE e TM, respectivamente

A partir das polarizações TE e TM são desenvolvidas duas topologias diferentes de nó para a montagem da malha de linhas de transmissão, de modo a manter-se uma analogia entre as equações de Maxwell e equações de circuitos elétricos, fazendo a análise de campo elétrico com tensão elétrica e campo magnético com corrente elétrica [33]. Da polarização TM origina o nó TLM paralelo e da polarização TE origina o nó TLM série.

### 3.3.1 Nó paralelo

O nó paralelo foi utilizado para a concepção da primeira versão do TLM, a qual foi empregada para cálculos de frequência de corte em guias de ondas eletromagnéticas nos modos de propagação TM [31].

A interseção ortogonal de duas linhas de transmissão idênticas e sem perdas descreve a estrutura básica do nó paralelo, conforme a figura 3.6. A conexão das linhas no centro do nó proporciona a formação de quatro novas linhas, nomeadas como ramos, possuindo impedância característica  $Z_{LT}$ . Os terminais de cada ramo, denominados como portas, são identificados pelas tensões  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ , por onde é realizada a interligação com os nós vizinhos e os contornos delimitadores da região de estudo, formando a malha [10,29].

Para realizar a modelagem de meios dielétricos não homogêneos e com perdas é necessário introduzir elementos reativos e dissipativos, denominados como tocos (também conhecidos como *stubs*), na estrutura do nó.

Nos casos em que a região de estudo é constituída de meios diferentes, a malha de modelagem da região é dividida em regiões homogêneas menores. Em função dos parâmetros físicos da região, dimensionam-se adequadamente os tocos para a modelagem de cada meio. A permissividade elétrica de um meio é modelada por um toco reativo, o qual é um segmento de linha de transmissão terminada em aberto, sendo representada pela impedância  $Z_s$ . As perdas elétricas de um meio são modeladas por um toco dissipativo, sendo este representado por uma condutância  $G_s$  [10].

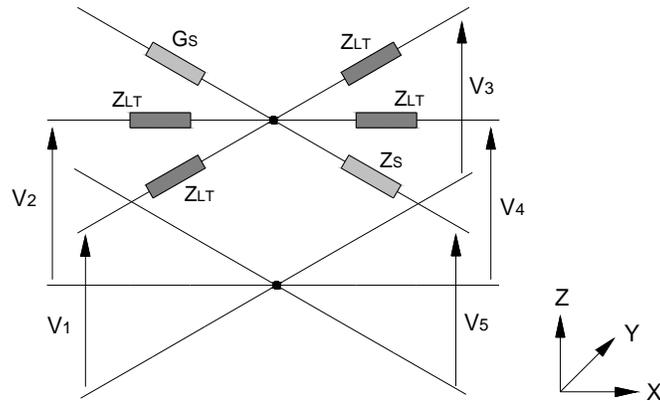


Figura 3.6 - Estrutura básica do nó paralelo

O método TLM resolve as equações de Maxwell no domínio do tempo indiretamente, fazendo uma relação com as equações de circuitos elétricos dos nós TLM [1,5,29]. A seguir demonstra-se brevemente a relação entre as equações de Maxwell e as equações de circuitos elétricos do nó paralelo.

Considera-se cada nó um elemento infinitesimal, assim aplicando-se as leis de Kirchhoff de circuitos elétricos, determinam-se as equações diferenciais de corrente e tensão da topologia de nó paralelo [29]:

$$\frac{\partial V_z}{\partial x} \Delta x = -Lx \frac{\partial I_x}{\partial t} \quad (3.2)$$

$$\frac{\partial V_z}{\partial x} C_z = -\frac{\partial I_x}{\partial t} \Delta x \quad (3.3)$$

Diferenciando-se as equações (3.2) e (3.3) em relação a  $x$  e  $t$  e combinando-as, obtém-se (3.4).

$$\frac{\partial^2 V_Z (\Delta x)^2}{\partial x^2 L_x} = C_Z \frac{\partial^2 V_Z}{\partial t^2} \quad (3.4)$$

E em relação a  $y$ , obtém-se (3.5):

$$\frac{\partial^2 V_Z (\Delta y)^2}{\partial y^2 L_y} = C_Z \frac{\partial^2 V_Z}{\partial t^2} \quad (3.5)$$

Somando-se (3.4) e (3.5), obtém-se (3.6):

$$\frac{\partial^2 V_Z (\Delta x)^2}{\partial x^2 L_x} + \frac{\partial^2 V_Z (\Delta y)^2}{\partial y^2 L_y} = 2C_Z \frac{\partial^2 V_Z}{\partial t^2} \quad (3.6)$$

A indutância  $L_x$  é diretamente associada a corrente  $I$  na direção  $x$ , proporcionando um campo magnético  $H_z = I/\Delta z$  (Lei de Ampère). O fluxo magnético gerado por esta corrente é estruturado como  $\Phi = \mu I \Delta z \Delta x / \Delta y$  [29]. Desta forma,

$$L_x = \frac{\Phi}{I} = \mu \frac{\Delta x \Delta z}{\Delta y} \quad (3.7)$$

Da mesma forma, tem-se para  $y$ :

$$L_y = \frac{\Phi}{I} = \mu \frac{\Delta y \Delta z}{\Delta x} \quad (3.8)$$

Sendo a capacitância  $C_Z$  definida por:

$$C_z = \varepsilon \frac{\Delta x \Delta y}{\Delta z} \quad (3.9)$$

E substituindo-se as equações (3.7) (3.8) e (3.9) na equação (3.6), obtém-se:

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} \left( \frac{V_z}{\Delta z} \right) + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \left( \frac{V_z}{\Delta z} \right) = (2\varepsilon)\mu \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left( \frac{V_z}{\Delta z} \right) \quad (3.10)$$

Fazendo-se uso das equações rotacionais de Maxwell sob a forma local, para meios lineares, isotrópicos e sem perdas [15,29]:

$$\vec{\nabla}_x \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (3.11)$$

$$\vec{\nabla}_x \vec{H} = \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (3.12)$$

Onde  $E$  e  $H$  representam campo elétrico e campo magnético, respectivamente,  $\mu$  representa a permeabilidade magnética e  $\varepsilon$  a permissividade elétrica do meio.

Sendo utilizada a polarização transversal magnética, onde  $H_z$  é igual a zero, além de considerar que não existe variação das componentes de campo em  $z$ , as equações de Maxwell podem ser escritas no sistema cartesiano como [29]:

$$\frac{\partial E_z}{\partial x} = \mu \frac{dH_y}{dt} \quad (3.13)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial y} = -\mu \frac{dH_x}{dt} \quad (3.14)$$

$$\frac{\partial Hy}{\partial y} - \frac{\partial Hx}{\partial y} = \varepsilon \frac{dEz}{dt} \quad (3.15)$$

E diferenciando-se as equações (3.13) e (3.14) e combinando as mesmas com a equação (3.15), obtém-se:

$$\frac{\partial^2 Ez}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 Ez}{\partial y^2} = \mu\varepsilon \frac{d^2 Vz}{dt^2} \quad (3.16)$$

Analisando-se as equações (3.10) e (3.16), verifica-se a semelhança entre as equações de Maxwell e as equações de circuito para o nó paralelo, podendo ser estabelecido assim as seguintes relações para os casos de malhas quadradas [29]:

$$Ez = -\frac{Vz}{\Delta l} \quad (3.17)$$

$$Hy = \frac{Ix}{\Delta l} \quad (3.18)$$

$$Hx = -\frac{Iy}{\Delta l} \quad (3.19)$$

De acordo com [5,10,29], a velocidade de propagação dos impulsos de energia nas linhas de transmissão da malha ( $V_{LT}$ ) pode ser definida por:

$$V_{LT} = \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{\mu_0 \varepsilon_0}}$$

Onde:  $\mu_0$  = permeabilidade magnética do espaço livre ( $4\pi \times 10^{-7}$  F/m)

$\varepsilon_0$  = permissividade elétrica do espaço livre ( $8,854 \times 10^{-12}$  F/m)

$$v = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \varepsilon_0}}$$

Onde:  $v$  = velocidade da luz no espaço livre ( $3 \times 10^8$  m/s)

Obtendo-se:

$$V_{LT} = v\sqrt{2} \quad (3.20)$$

A impedância característica da linha de transmissão ( $Z_{LT}$ ) para o nó TLM-2D paralelo é modelada pela equação (3.21).

$$Z_{LT} = \sqrt{2} \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}}$$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}}$$

Onde:  $Z_0$  = impedância característica do espaço livre

Resultando em:

$$Z_{LT} = \sqrt{2}Z_0 \quad (3.21)$$

Tendo-se conhecimento sobre a formulação e equacionamento do TLM, este pode ser implementado computacionalmente, proporcionando praticidade e confiabilidade em resoluções de propagação de campos eletromagnéticos, oferecendo como dados de saída campo elétrico e magnético, para cada instante de tempo.

Os programas utilizados para as simulações TLM durante este estudo de mestrado foram desenvolvidos anteriormente por integrantes do grupo de pesquisa GEMCO (Grupo de Engenharia em Compatibilidade Eletromagnética) sendo feitas, no atual estudo, apenas adaptações para os casos específicos em análise. Em momentos antecedentes a realização deste estudo, os programas foram testados e validados com resultados obtidos por outros métodos numéricos, formulações analíticas e resultados experimentais.

Devido aos programas utilizados já terem sido implementados e validados por integrantes do GEMCO, este estudo emprega as deduções e resultados obtidos pelo grupo. Para maiores informações sobre o nó TLM-2D paralelo, seu equacionamento e implementação, sugere-se consultar [1,4,6,10,29,31,33].

### **3.3.2 Nó série**

Posteriormente ao desenvolvimento da topologia de nó paralelo, foi desenvolvida também a de nó série, sendo esta aplicada a casos de propagação de ondas com polarização TE.

A estrutura básica do nó TLM série pode ser visualizada na figura 3.7. É possível perceber nesta que, diferentemente do nó paralelo que possuía duas linhas de transmissão interligadas em paralelo, o nó série tem os elementos das linhas de transmissão conectados em série. Na topologia paralela, durante a modelagem do sistema ocorre o somatório dos elementos capacitivos que compõem as impedâncias, enquanto para a topologia série ocorre o somatório das indutâncias.

Para a modelagem de meios com parâmetros magnéticos diferentes (onde a permeabilidade e a resistividade magnética variam com as regiões) é necessário introduzir tocos reativos e dissipativos, assim como para o caso do nó paralelo. Para modelar o



$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}}$$
$$Z_{LT} = \frac{Z_0}{\sqrt{2}} \quad (3.22)$$

O estabelecimento das equivalências entre as equações e os parâmetros do modelo e os do meio físico, faz-se de maneira análoga ao caso da modelagem do nó paralelo. Para maiores informações sobre o nó TLM-2D série, assim como já citado anteriormente para o nó paralelo, sugere-se consultar [1,4,6,10,29,31,33].

### 3.4 Regiões de contorno

O sistema de hardware computacional utilizado para realizar simulações numéricas é limitado, sendo este limite intrínseco a cada elemento utilizado. Desta forma, para ser possível realizar simulações como o método TLM faz-se necessário definir contornos (limites) para a região de estudo, também conhecidos como regiões de fronteiras, as quais tem a função de reproduzir as mesmas condições que o caso real de propagação de ondas apresenta.

As regiões de contorno são implementadas utilizando-se impedâncias de terminação  $Z_t$ , as quais são conectadas aos nós posicionados nas fronteiras da malha, conforme a figura 3.8. As impedâncias de terminação são posicionadas a uma distância que equivale a metade da distância existente entre dois nós ( $\Delta l/2$ ), proporcionando assim que seja gasto um tempo  $\Delta t$  desde o instante em que um impulso desloca-se de seu nó de origem e retorne a ele após a reflexão na fronteira, conforme equação (3.1). Este procedimento garante sincronismo aos impulsos durante os processos de espalhamento de energia na malha [10,29].

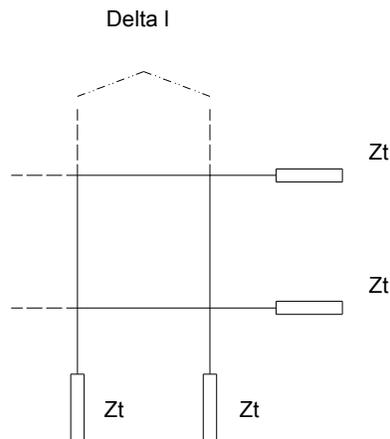


Figura 3.8 – Modelagem de regiões de contorno

A modelagem matemática de regiões de fronteiras obedece às propriedades de reflexão de ondas eletromagnéticas. Através da impedância de contorno ( $Z_t$ ) e da impedância da linha de transmissão ( $Z_{LT}$ ) é possível determinar o coeficiente de reflexão dos contornos da malha TLM, conforme equação (3.23).

$$\Gamma = \frac{Z_t - Z_{LT}}{Z_t + Z_{LT}} \quad (3.23)$$

Dentre as possibilidades de regiões de contorno, salientam-se como mais usuais os contornos reflexivos e os absorventes.

Na modelagem de contornos reflexivos tem-se duas situações. A primeira, onde as impedâncias de terminação assumem o valor de um curto circuito ( $Z_t = 0$ ), resultando em um coeficiente de reflexão igual a um negativo ( $\Gamma = -1$ ). Este coeficiente de reflexão é denominado como parede elétrica. Na segunda situação, de contorno reflexivo, as impedâncias de terminação assumem o valor de um circuito aberto ( $Z_t = \infty$ ), proporcionando um coeficiente de reflexão igual a um positivo ( $\Gamma = 1$ ). Esta situação recebe a denominação de parede magnética [1,10].

Quando utilizadas condições de contorno de parede elétrica e magnética, em ambas será obtida reflexão das ondas, diferindo apenas no fato de que quando considerada uma parede elétrica, devido ao coeficiente negativo, a onda será refletida com inversão de fase.

A modelagem contornos simples que possuem a capacidade de absorver as ondas incidentes sobre os mesmos, simulando a propagação de energia até o infinito, é conhecida como ABC (*absorbing boundary condition* – condição de contorno absorvente). Existem também outras maneiras de modelar contornos absorventes, mas sendo neste trabalho considerada a condição ABC, por já ser de domínio.

Para modelar um contorno ABC simples devem-se considerar os conceitos do eletromagnetismo de casamento de impedâncias, significando que na equação (3.23) a impedância  $Z_t$  deve assumir o valor da impedância característica do meio. E por exemplo, considerando-se como meio o espaço livre, tem-se  $Z_t = Z_0$ .

Utilizando-se a equação (3.21), que descreve  $Z_{LT}$  para o nó paralelo, e aplicando esta em (3.23), tem-se como resultado equação (3.24) que descreve o coeficiente de reflexão para o nó TLM-2D paralelo.

$$\Gamma = \frac{Z_0 - \sqrt{2}Z_0}{Z_0 + \sqrt{2}Z_0} = -0,171571 \quad (3.24)$$

Fazendo-se uso das equações (3.22) e (3.23), tem-se como resultado o coeficiente de reflexão para o nó TLM-2D série, equacionado em (3.25).

$$\Gamma = \frac{Z_0 - \frac{Z_0}{\sqrt{2}}}{Z_0 + \frac{Z_0}{\sqrt{2}}} = 0,171571 \quad (3.25)$$

### 3.5 Excitação da malha

Para simular a propagação de ondas eletromagnéticas em uma região de estudo, deve-se excitar a malha TLM. A excitação é feita aplicando-se tensões ou correntes, representando campo elétrico ou campo magnético, respectivamente, nos pontos (nós TLM) que descrevem a região a ser excitada.

Como os nós TLM são interconectados entre si através de linhas de transmissão, os nós que recebem uma excitação estarão transmitindo essa energia aos nós vizinhos, e os nós vizinhos para seus nós vizinhos, repetindo-se consecutivamente este procedimento, formado por transmissões e reflexões de ondas eletromagnéticas, sendo executado durante o tempo definido pelo processo iterativo.

Como excitação da malha TLM pode-se aplicar formas de ondas cujo equacionamento matemático no domínio do tempo seja conhecido, como funções impulsivas, senoidais, cossenoidais, eletrostáticas e ondas quadradas, entre outras funções [5,9,10].

### 3.6 Erros nas simulações com o TLM

As simulações realizadas com o TLM, da mesma forma que outras ferramentas de cálculo numérico, proporcionam soluções aproximadas, devido a modelar situações que tem comportamento contínuo utilizando uma metodologia discretizada.

Devido ao TLM estar sujeito a fontes de erro, para a melhor aplicação do método deve-se conhecer estas fontes e da melhor maneira possível contorná-las, tendendo a eliminar ou minimizar as mesmas. São consideradas como principais fontes de erro no TLM o erro causado pelo truncamento, o erro de dispersão e o erro de discretização esparsa [1,6,29,33].

### 3.6.1 Erro de truncamento

As simulações com TLM são realizadas durante determinado intervalo de tempo, o qual é dependente do número de iterações executadas. O processo iterativo, por razões de ordem prática deve ser finito, ocasionando truncamento da simulação.

Levando-se em consideração as explicações de [11], as simulações devem ser executados durante no mínimo três períodos de tempo, sendo estes determinados pela frequência utilizada. Esse tempo de simulação é adotado de modo a buscar resultados em um regime de comportamento estável, ou muito próximo deste. As simulações com o TLM requerem sensibilidade do usuário, a fim de verificar o tempo de simulação necessário.

Atualmente, devido ao contínuo aumento de potencial de processamento dos computadores, é possível executar simulações durante um espaço de tempo adequado, reduzindo as possibilidades de erro de truncamento.

### 3.6.2 Erro de dispersão

O erro de dispersão, também conhecido como erro de velocidade, está relacionado a discretização espacial da região de estudo.

Em um meio isotrópico não dispersivo, as ondas propagam-se à mesma velocidade em todas as direções e para todas as frequências. Quando este meio é discretizado para simulações com o TLM, essa discretização espacial gera a dependência da velocidade de propagação das ondas na malha com a frequência, ocasionando dispersão numérica, a qual insere erros nas simulações [5,10].

De acordo com [10], para realizar uma correta modelagem e simulação dos fenômenos de propagação de ondas eletromagnéticas em meios reais (contínuos), utilizando o TLM, o comprimento de onda ( $\lambda$ ) deve ser muito maior que a distância existente entre dois nós ( $\lambda \gg \Delta l$ ). Para a grande maioria das aplicações onde o TLM pode ser utilizado, são garantidos bons resultados utilizando-se:

$$\Delta l \leq \frac{\lambda}{10} \quad (3.26)$$

Utilizando-se o limite da equação (3.26) para discretização espacial da região de estudo, o erro de dispersão segundo o relatado por [29] é de ordem menor que 2%.

Para reduzir as possibilidades de ocorrer esse erro sugere-se que a equação (3.26) seja satisfeita com folga, se possível.

### 3.6.3 Erro de discretização

O erro de discretização esparsa, também denominado como erro de discretização pobre, de forma semelhante ao erro de dispersão, ocorre quando a discretização espacial da região de estudo é insuficiente para a modelagem de estruturas com regiões onde os campos eletromagnéticos tem acentuadas alterações. Este erro ocorre frequentemente em regiões próximas a cantos, bifurcações e curvas, onde as componentes de campos podem apresentar comportamento não uniforme [10].

Como uma forma de minimizar os erros pelo uso de uma malha esparsa, utiliza-se uma discretização espacial mais rica, aumentando-se o número de nós TLM. Conseqüentemente isto acarretará em maior tempo de simulação computacional e maior capacidade de armazenamento de dados também computacionalmente.

Outra solução para a redução de erros devido a malha esparsa foi descrita por [10], fazendo-se um refinamento da malha apenas em regiões necessárias, obtendo-se acréscimo de resolução sem necessidade de incremento computacional. Destaca-se para isso, como ponto não-favorável, que a complexidade da formulação e implementação do método é aumentada.

### 3.7 Exemplo de simulação utilizando o TLM

Incrementando as explanações a respeito do Método de Modelagem por Linhas de Transmissão, apresenta-se um exemplo de simulação utilizando esta metodologia.

Para a realização da amostra, foi adotada uma situação de estudo de dimensões 1 metro por metro. A região de estudo é dividida em duas sub-regiões, sendo uma definida nos primeiros 10 centímetros do eixo das abscissas, estendendo-se por todo o eixo das ordenadas, e a segunda, definida no restante do quadrado. Como condições de contorno da região de estudo são adotadas fronteiras de características absorventes, simulando a continuidade das regiões.

A região menor tem características eletromagnéticas que proporcionam a propagação de ondas sem apresentar perdas, sendo tais características relativas ao espaço livre. Essa região receberá a excitação do sistema, sendo arbitrada como uma onda plana senoidal de amplitude 100 Volts/metro na frequência de  $1 \times 10^9$  Hz.

A segunda região diferencia-se da primeira apenas por apresentar um valor de condutividade, o qual na região menor é nulo. As características eletromagnéticas adotadas no exemplo são apresentadas na tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Características eletromagnéticas utilizadas no exemplo

	Permissividade Elétrica relativa	Permeabilidade Magnética relativa	Condutividade Elétrica (S/m)
<b>Sub-região 1</b>	1.00	1.00	0.00
<b>Sub-região 2</b>	1.00	1.00	0.05

Para obter resultados precisos, satisfazendo as condições descritas no item 3.6 deste trabalho, a região de estudo foi discretizada em uma malha de 100 nós por 100 nós, obtendo-se um nó TLM ( $\Delta l$ ) com um centímetro de dimensão, conforme equação (3.27).

$$\Delta l = \frac{1 \text{ metro}}{100 \text{ nós}} = 0,01 \text{ metro} \quad (3.27)$$

Conforme (3.20), pode-se encontrar o valor da velocidade de propagação dos campos na malha, denominada como velocidade da linha de transmissão, sendo esta:

$$V_{LT} = v\sqrt{2}$$

$$V_{LT} = 3 \times 10^8 * \sqrt{2} = 4,24 \times 10^8 \text{ m/s}$$

Utilizando-se (3.1), é possível encontrar o tempo necessário para que um campo incidente percorra a distância de um nó TLM ( $\Delta l$ ):

$$\Delta t = \frac{\Delta l}{V_{LT}} = \frac{0,01 \text{ m}}{4,24 \times 10^8 \text{ m/s}} = 2,35 \times 10^{-11} \text{ s}$$

Para encontrar o número de iterações necessárias do programa, é preciso encontrar o período (T) do campo para a frequência (F) arbitrada de  $1 \times 10^9$  Hz, conforme equação (3.28).

$$T = \frac{1}{F} \quad (3.28)$$

$$T = \frac{1}{1 \times 10^9} = 1 \times 10^{-9} \text{ s}$$

De posse do tempo ( $\Delta t$ ) e do período da frequência em questão, é possível encontrar o número de iterações necessárias para a execução do programa. Enfatizando que para eliminar possíveis transitórios do início do processo iterativo, as simulações com o TLM são executadas durante no mínimo 3 períodos de tempo.

$$\text{Iterações} = \frac{3T}{\Delta t} = \frac{3 \times 10^{-9}}{2,35 \times 10^{-11}} = 127,27$$

A execução da simulação foi realizada utilizando-se o método TLM de topologia paralela, arbitrariamente selecionada, sendo executadas 500 iterações no programa, número este superior as 127 iterações calculadas, garantindo a propagação do campo elétrico por toda a malha durante 5 vezes, permitindo reflexões e transmissões de campo em um regime igual ou muito próximo do permanente.

Como resultados de saída das simulações são armazenados os valores de campo máximo obtidos durante a execução do processo iterativo, para cada ponto espacial da região de estudo (nós TLM da malha). As figuras 3.9 a 3.11 apresentam estes resultados, proporcionando a visualização da distribuição do campo elétrico na região de estudo, demonstrando a capacidade e versatilidade da ferramenta utilizada.

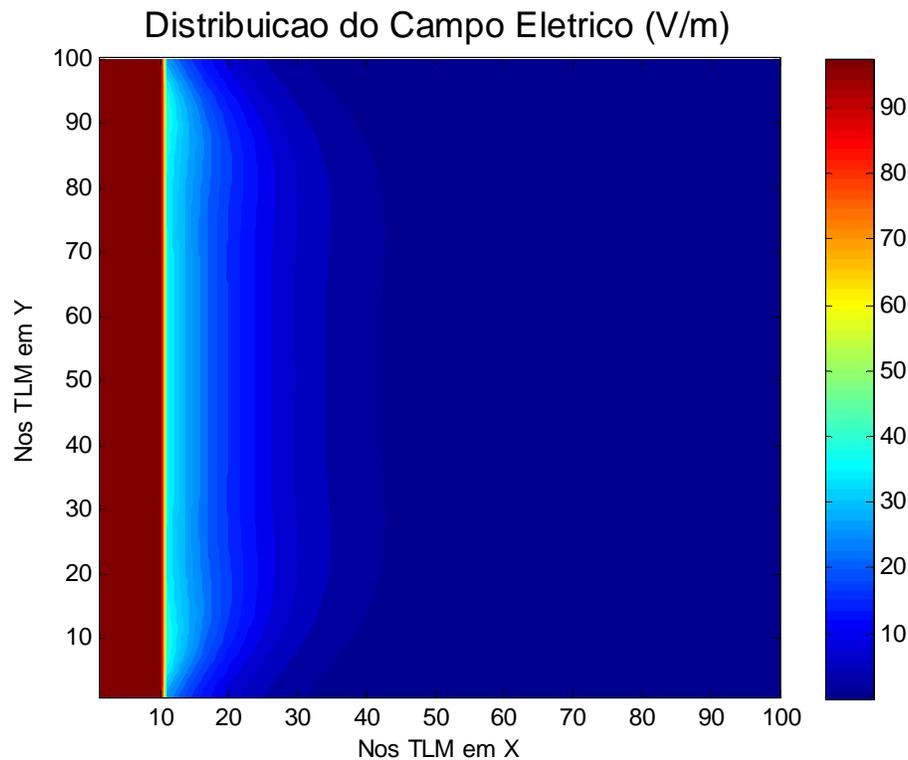


Figura 3.9 – Distribuição do campo elétrico na região de estudo

Observa-se na figura 3.9 que o campo elétrico permaneceu constante na região constituída de espaço livre. Visualiza-se segundo a simulação, que após os 10 centímetros iniciais do eixo das abscissas, o campo elétrico sofre atenuação de seu módulo, fato este de acordo com o esperado, devido a essa região apresentar condutividade elétrica, a qual ocasiona o aparecimento de perdas no campo elétrico.

Através das equações de eletromagnetismo (3.29) e (3.32), é possível analiticamente obter resultados de propagação de campo elétrico.

$$E(z) = E e^{-\alpha z} \quad (3.29)$$

Onde:  $z$  = distância       $\alpha$  = constante de atenuação

$$\gamma^2 = j\omega\mu(\sigma + j\omega\varepsilon) \quad (3.30)$$

$$\gamma = \alpha + j\beta \quad (3.31)$$

Onde:  $\gamma$  = propagação       $\beta$  = constante de fase

$$E_t = E_i \tau \quad (3.32)$$

Onde:  $E_t$  = campo transmitido       $E_i$  = campo incidente       $\tau$  = coeficiente de transmissão

$$\tau = \frac{2\eta_2}{\eta_2 + \eta_1} \quad (3.33)$$

$$\eta = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\varepsilon}} \quad (3.34)$$

Onde:  $\eta$  = impedância do meio

De posse do equacionamento, realiza-se uma experimentação para um ponto médio no eixo das ordenadas, distante 80 cm da aresta esquerda da região de estudo, encontrando-se analiticamente um campo elétrico de 6.7 V/m, o qual é compatível com os resultados da simulação, validando o estudo numérico computacional.

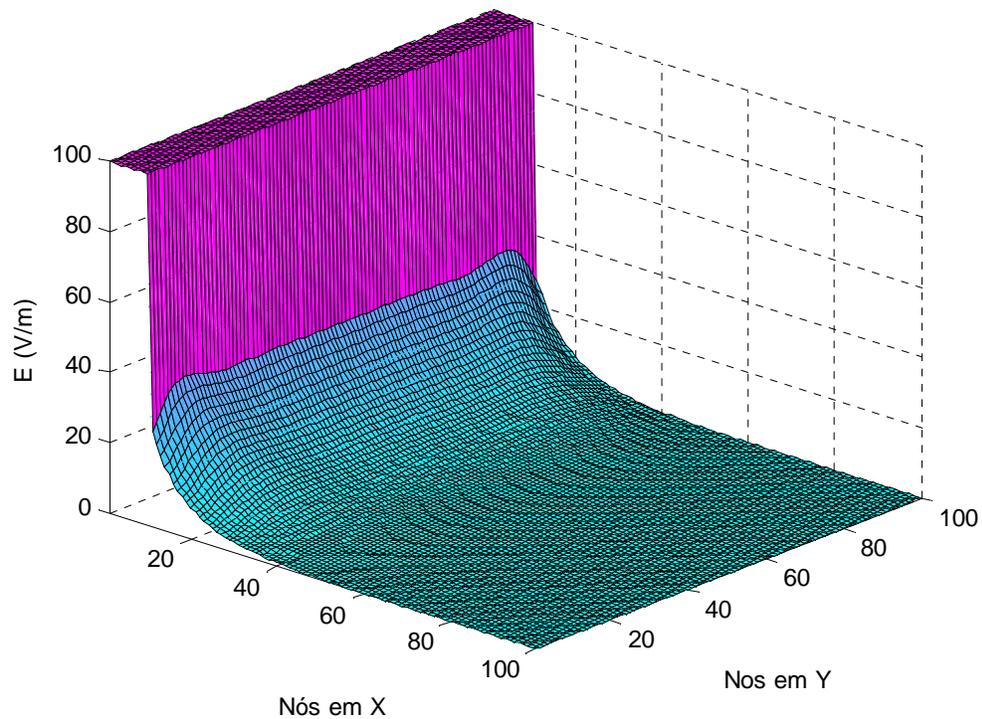


Figura 3.10 – Vista tridimensional da distribuição do campo elétrico na região de estudo

A figura 3.10 possibilita visualizar tridimensionalmente o comportamento do campo elétrico na região de estudo, observado-se que na região constituída de espaço livre o campo permanece constante. Já na região que possui condutividade é possível verificar a atenuação do campo elétrico, sendo possível analisar o comportamento de tal atenuação na região de estudo. Verifica-se também que próximo às bordas da região de estudo ocorrem algumas precipitações, as quais são efeitos das condições de contorno.

Complementando o exemplo, apresenta-se na figura 3.11 o resultado da simulação durante o processo iterativo, escolhendo-se como ponto de extração de resultados a iteração número 223, visualizando-se instantaneamente a propagação do campo elétrico na região de estudo.

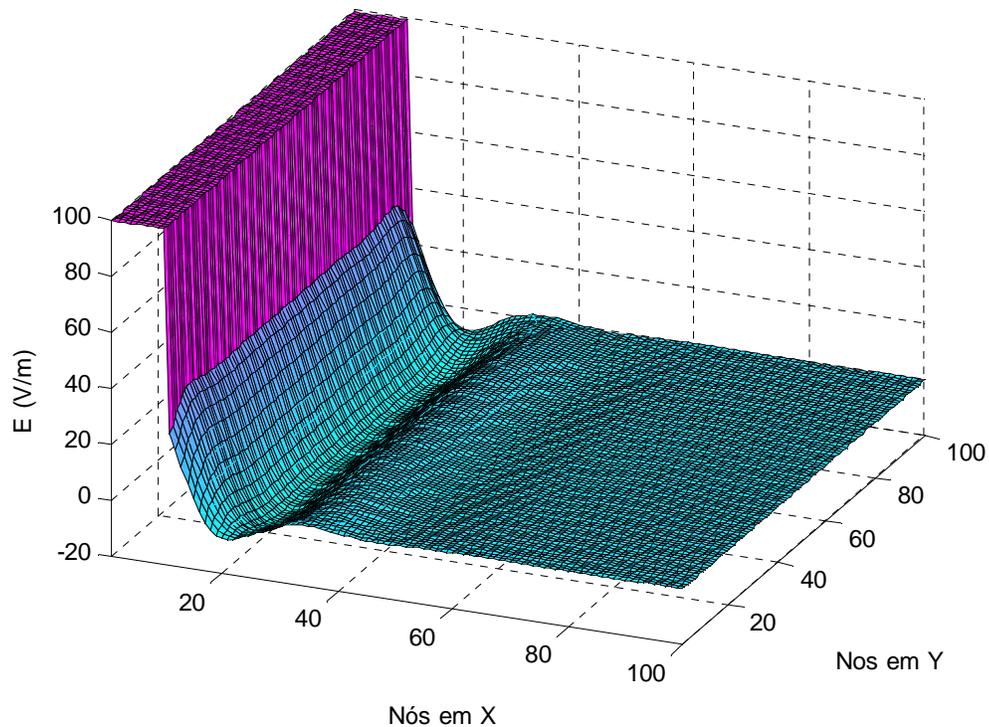


Figura 3.11 – Campo elétrico instantâneo na região de estudo

A versatilidade e importância do método TLM é evidenciada através dos resultados das simulações, sendo possível verificar o comportamento e distribuição do campo elétrico em toda a região de estudo, resultados estes impraticáveis analiticamente ou através de medições.

### 3.8 Considerações sobre o capítulo

Neste capítulo foi apresentado o método de modelagem por linhas de transmissão, sendo este uma poderosa ferramenta para análises de propagação de campos eletromagnéticos.

O princípio de Huygens proporciona o entendimento da propagação de ondas e permite, utilizando conhecimentos de circuitos elétricos e linhas de transmissão, o

desenvolvimento de modelos matemáticos que regem a propagação de ondas eletromagnéticas, como o método TLM.

O método TLM foi apresentado em duas dimensões, com suas topologias de nó série e nó paralelo. A topologia de nó série descreve propagação de campos eletromagnéticos no modo TE, enquanto a topologia de nó paralelo a propagação de campos eletromagnéticos no modo TM.

Para complementar a explanação sobre a modelagem e utilização do TLM foram descritas as regiões de contorno e exemplificações de seu uso, a excitação da malha TLM e como esta pode ser manipulada, além das principais fontes de erro, como erros de truncamento, dispersão e discretização.

Os conceitos apresentados proporcionam uma visão generalista da estrutura da metodologia de simulação numérica de campos com o TLM e dos parâmetros que constituem a mesma, sendo a base para a realização de simulações utilizando o método.

Proporcionando melhor entendimento a respeito do método TLM, foi explanado um exemplo de simulação utilizando esta metodologia, permitindo verificar a versatilidade, abrangência e importância deste ferramental.

Dando prosseguimento aos estudos propostos, no capítulo seguinte serão abordados assuntos relacionados a características eletromagnéticas de meios biológicos e predição de campos, envolvendo simulações com o método de modelagem por linhas de transmissão.

# PREDIÇÃO DE CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS

## 4.1 Características Eletromagnéticas Dependentes da Frequência

As características eletromagnéticas dos meios biológicos são grandezas as quais possuem um comportamento diferenciado quando estes meios são expostos a diferentes frequências de campos eletromagnéticos.

A seguir será feita uma análise do comportamento dos parâmetros eletromagnéticos de alguns meios biológicos, arbitrariamente selecionados para este fim, mediante sua exposição a campos eletromagnéticos em uma faixa de frequências de 10 Hz a 100 GHz.

A faixa de frequências foi adotada em função de ser esta a faixa que se tem dados de características eletromagnéticas conhecidas, as quais foram consultadas no site do Instituto de Pesquisas Italiano Nello Carrara [14].

Os dados apresentados em [14] utilizam modelos e parâmetros de estudos desenvolvidos por K.S.Cole e R.H.Cole [34], C. Gabriel e S. Gabriel [35], C. Gabriel [36], C. Gabriel, S. Gabriel e E. Corthout [37], S. Gabriel, R. W. Lau e C. Gabriel [38,39], D. Andreuccetti e R. Fossi [40]. Os estudos coordenados por C. Gabriel e S. Gabriel são utilizados pela FCC – Federal Communication Commission [41], além de serem aceitos pela Organização Mundial de Saúde - World Health Organization.

As características eletromagnéticas utilizadas para a realização deste estudo podem ser consultadas na tabela 4.1, sendo consideradas a condutividade e a permissividade elétrica, pois como já mencionado anteriormente a permeabilidade magnética de meios biológicos apresenta um valor constante, igual ao do espaço livre, independente da frequência.

Os meios biológicos escolhidos para o estudo são a pele seca, a gordura, o músculo e o osso poroso. As características eletromagnéticas destes meios serão analisadas de maneira a conhecer o comportamento das mesmas, permitindo avaliá-las e contribuir com os estudos do comportamento dos campos eletromagnéticos em meios biológicos em diferentes frequências.

Tabela 4.1 - Características eletromagnéticas de meios biológicos [14]

Frequência [Hz]	Pele Seca		Gordura		Músculo		Osso Poroso	
	Condutividade [S/m]	Permissividade relativa	Condutividade [S/m]	Permissividade relativa	Condutividade [S/m]	Permissividade relativa	Condutividade [S/m]	Permissividade relativa
1,00E+01	0,00020000	1136,0000	0,01220700	7973500,0000	0,20197000	25700000,0000	0,07556300	10020000,0000
5,00E+01	0,00020000	1136,0000	0,01955500	1472800,0000	0,23329000	17719000,0000	0,08070300	788910,0000
1,00E+02	0,00020000	1135,9000	0,02081000	457060,0000	0,26671000	9329000,0000	0,08103100	217030,0000
5,00E+02	0,00020002	1135,8000	0,02180500	48954,0000	0,30972000	1087500,0000	0,08130300	22295,0000
1,00E+03	0,00020006	1135,6000	0,02240400	24104,0000	0,32115000	434930,0000	0,08153000	12320,0000
5,00E+03	0,00020117	1134,6000	0,02358900	2816,5000	0,33669000	52349,0000	0,08229900	2988,7000
1,00E+04	0,00020408	1133,6000	0,02383000	1085,3000	0,34083000	25909,0000	0,08262300	1657,8000
5,00E+04	0,00027309	1126,8000	0,02424600	172,4200	0,35182000	10094,0000	0,08342200	613,1800
1,00E+05	0,00045128	1119,2000	0,02441400	92,8850	0,36185000	8089,2000	0,08389200	471,7100
5,00E+05	0,00436460	1062,0000	0,02483300	34,5590	0,44590000	3647,3000	0,08673100	308,1600
1,00E+06	0,01323700	990,7600	0,02507900	27,2220	0,50268000	1836,4000	0,09039900	248,9700
5,00E+06	0,11134000	579,2100	0,02691800	18,1810	0,59008000	308,2600	0,11062000	108,8800
1,00E+07	0,19732000	361,6600	0,02915200	13,7670	0,61683000	170,7300	0,12282000	70,7790
5,00E+07	0,40533000	107,1700	0,03467700	6,8758	0,67808000	77,0630	0,15505000	33,2580
1,00E+08	0,49122000	72,9290	0,03629500	6,0741	0,70759000	65,9720	0,17250000	27,6290
5,00E+08	0,72840000	44,9150	0,04279300	5,5444	0,82245000	56,4450	0,25397000	21,9500
1,00E+09	0,89977000	40,9360	0,05350200	5,4470	0,97819000	54,8110	0,36395000	20,5840
5,00E+09	3,06080000	35,7740	0,24222000	5,0291	4,04480000	49,5400	1,81160000	16,0500
1,00E+10	8,01380000	31,2900	0,58521000	4,6023	10,62600000	42,7640	3,85910000	12,6610
5,00E+10	34,61900000	9,4021	2,54330000	3,2461	48,68800000	15,0370	12,13700000	5,5277
1,00E+11	39,43300000	5,5987	3,56240000	2,8891	62,49900000	8,6307	16,04100000	4,1020

O comportamento da condutividade e da permissividade elétrica em função da frequência, para os meios biológicos arbitrados, é demonstrado graficamente nas figuras 4.1 e 4.2, respectivamente.

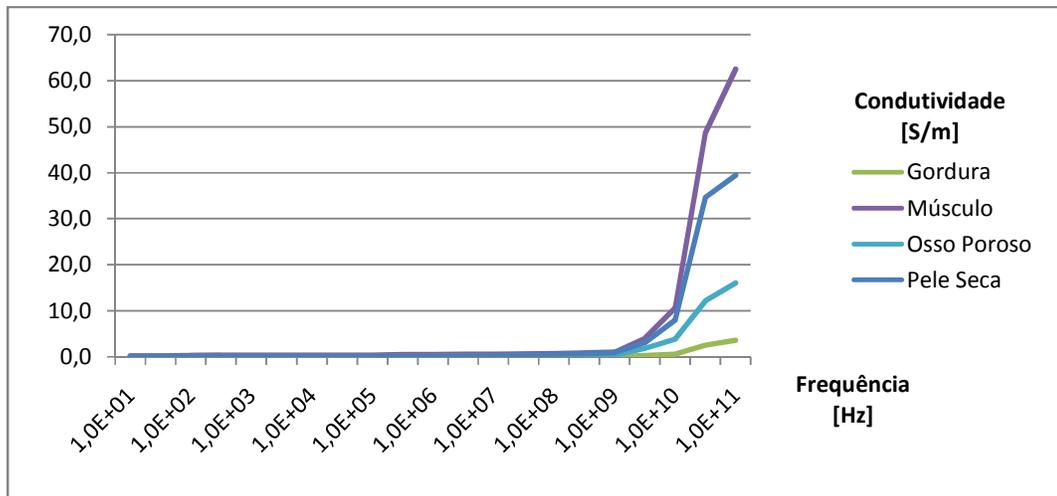


Figura 4.1 – Condutividade elétrica de diferentes tecidos em função da frequência

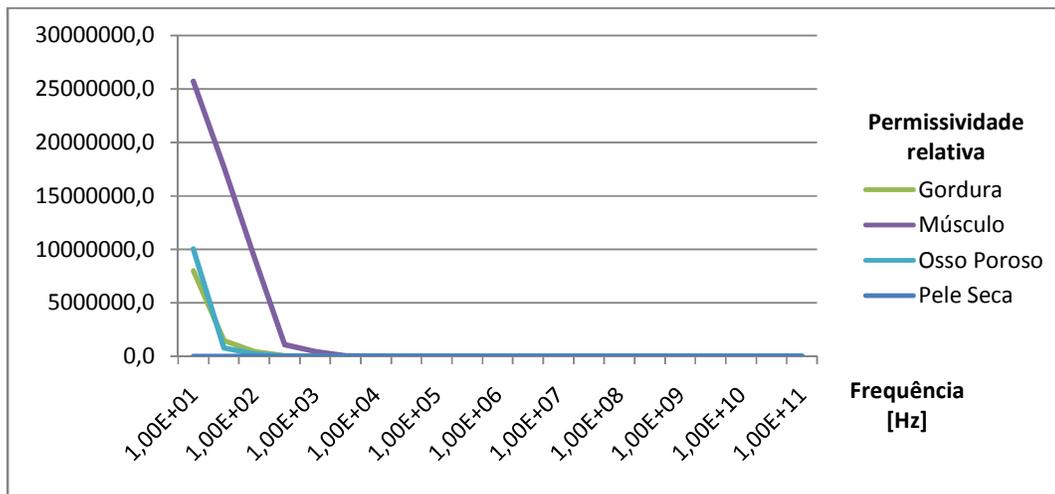


Figura 4.2 – Permissividade elétrica de diferentes tecidos em função da frequência

Nas figuras 4.1 e 4.2 é possível observar que tanto a condutividade como a permissividade possuem uma faixa de frequências para a qual estas mantêm um valor praticamente constante, além de que a condutividade apresenta incremento com o aumento da frequência, enquanto a permissividade é decrementada com o aumento da frequência.

Salienta-se que os gráficos das figuras 4.1 e 4.2 possuem valores modulares com diferenças significativas entre os meios em estudo, impossibilitando a análise de pequenas variações. Para permitir apreciações com maiores detalhes, será demonstrado a seguir o comportamento da condutividade e permissividade para cada meio biológico, individualmente.

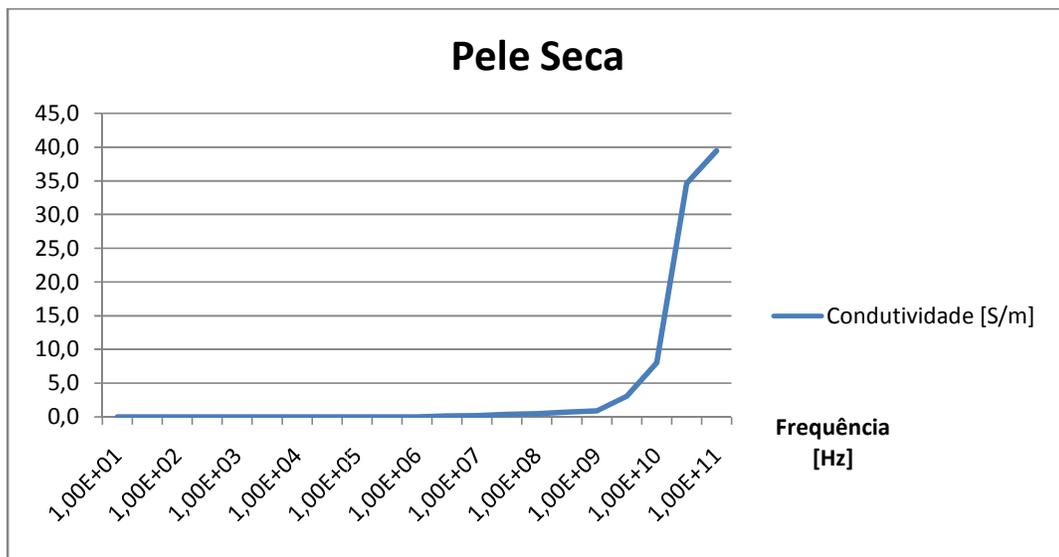


Figura 4.3 – Condutividade da pele seca em função da frequência

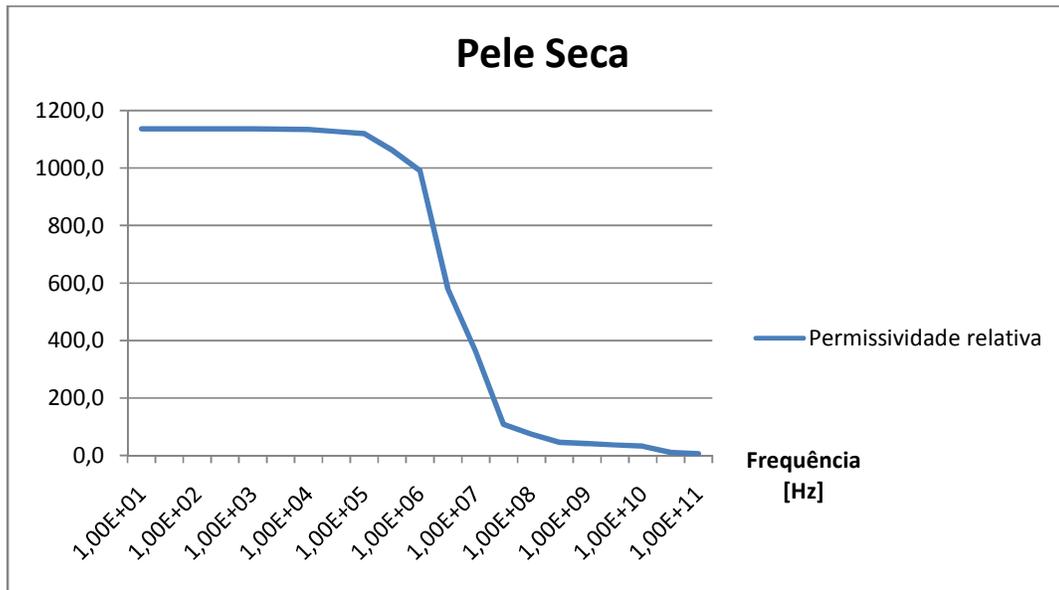


Figura 4.4 – Permissividade relativa da pele seca

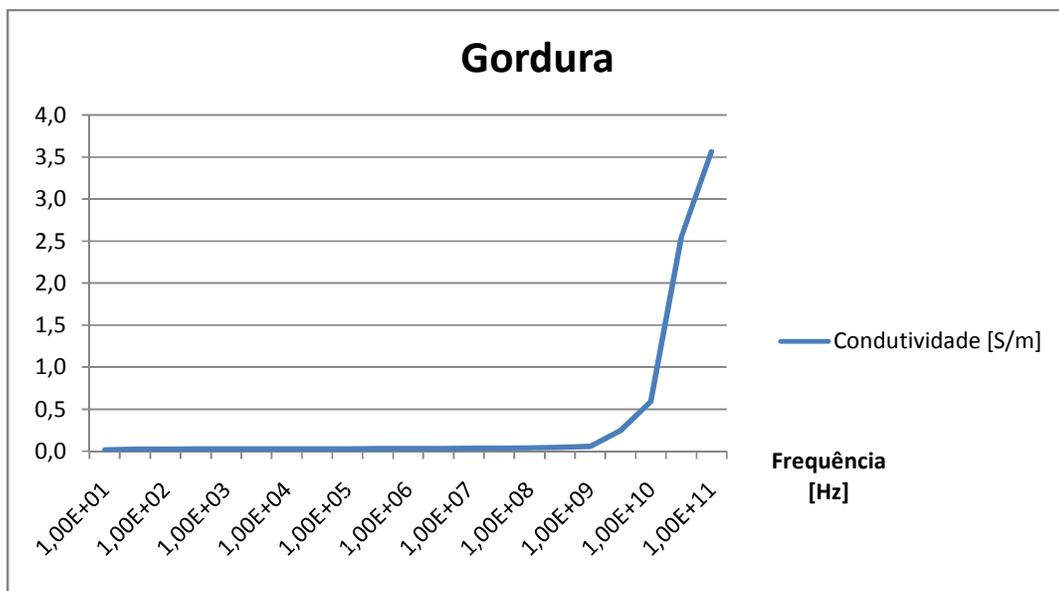


Figura 4.5 – Condutividade da gordura

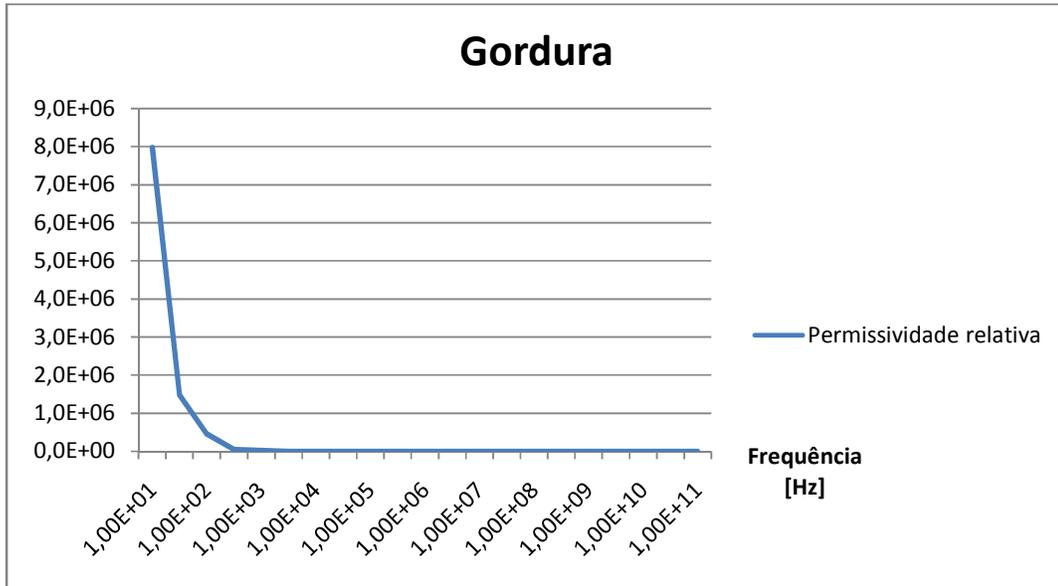


Figura 4.6 – Permissividade relativa da gordura

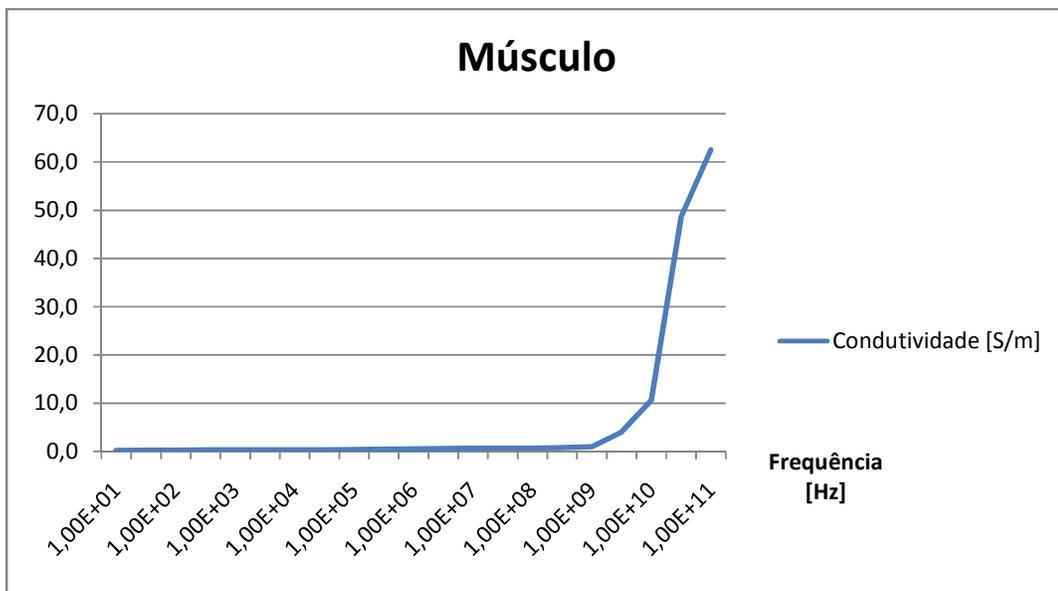


Figura 4.7 – Condutividade do músculo

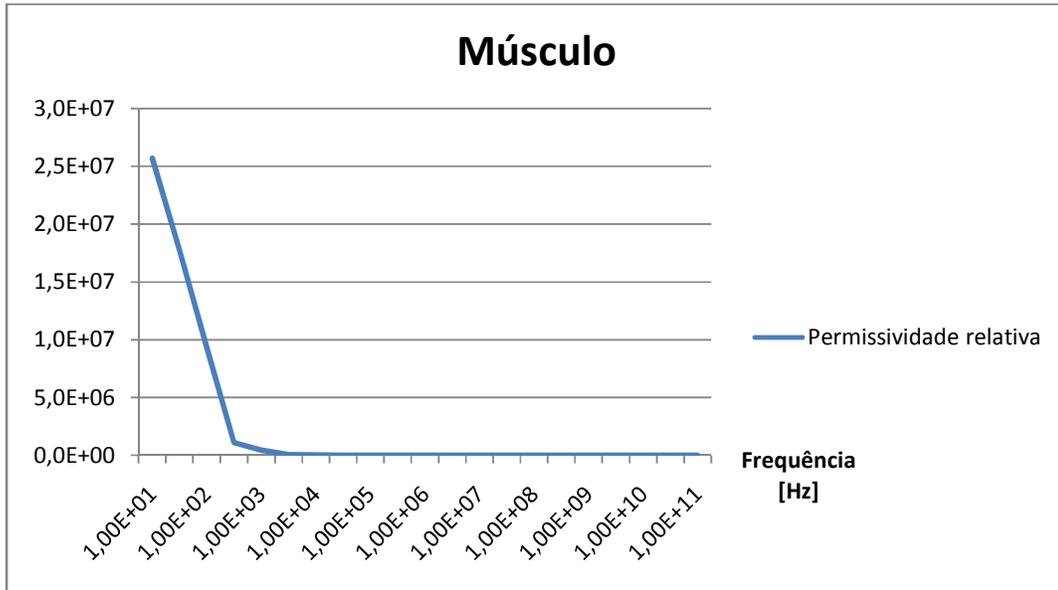


Figura 4.8 – Permissividade relativa do músculo

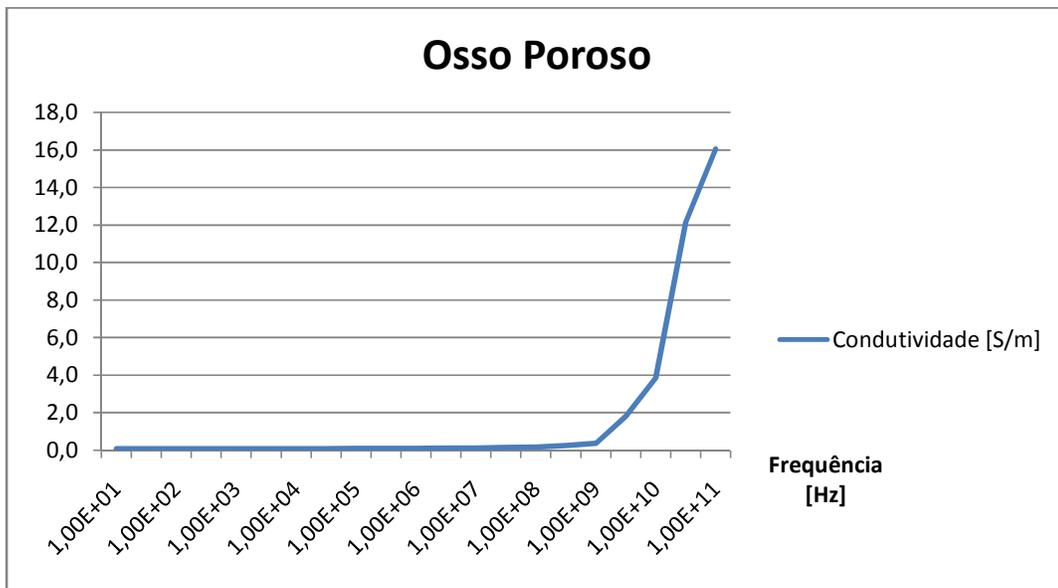


Figura 4.9 – Condutividade do osso poroso

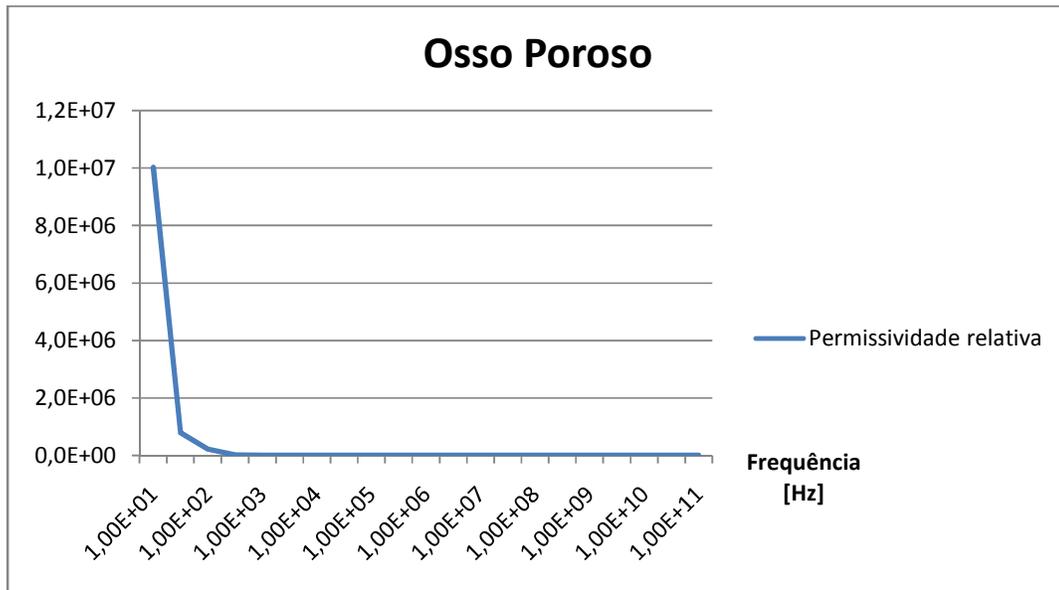


Figura 4.10 – Permissividade relativa do osso poroso

Os gráficos de características particulares dos meios biológicos (figuras 4.3 a 4.10) possibilitam observar com mais clareza as variações da condutividade e permissividade com a frequência. Estas figuras demonstram também que existe uma faixa de frequência, para todos os meios em análise, em que a permissividade e a condutividade sofrem pequenas alterações.

De modo a esclarecer possíveis dúvidas e proporcionando uma análise mais completa, sugere-se que durante a avaliação dos gráficos sejam consultadas as características eletromagnéticas de meios biológicos, situadas na tabela 4.1.

Para ser possível uma análise conjunta dos dados, optou-se por analisá-los como uma função incremento ou decremento dos dados em relação ao primeiro (dado na frequência 10 Hz). Depois de calculados os dados de incremento e decremento da condutividade e permissividade dos diferentes meios biológicos, foram calculados os valores incremento e decremento em percentual, colocando assim todos os valores em uma mesma escala. Os dados percentuais são relacionados ao maior valor modular de incremento ou decremento e seus resultados gráficos podem ser visualizados nas figuras 4.11 e 4.12.

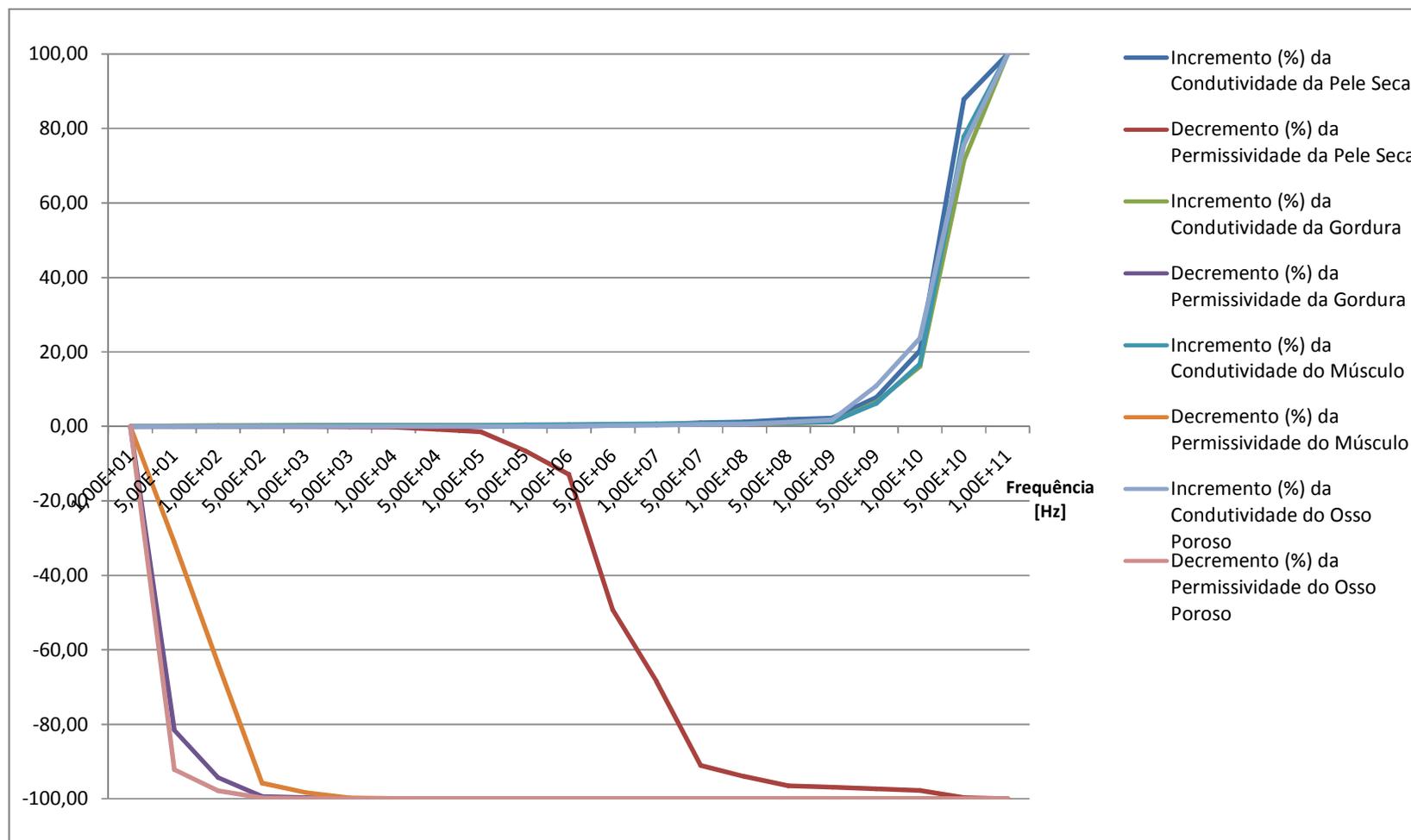


Figura 4.11 - Incremento e decréscimo percentual da condutividade e permissividade em função da frequência

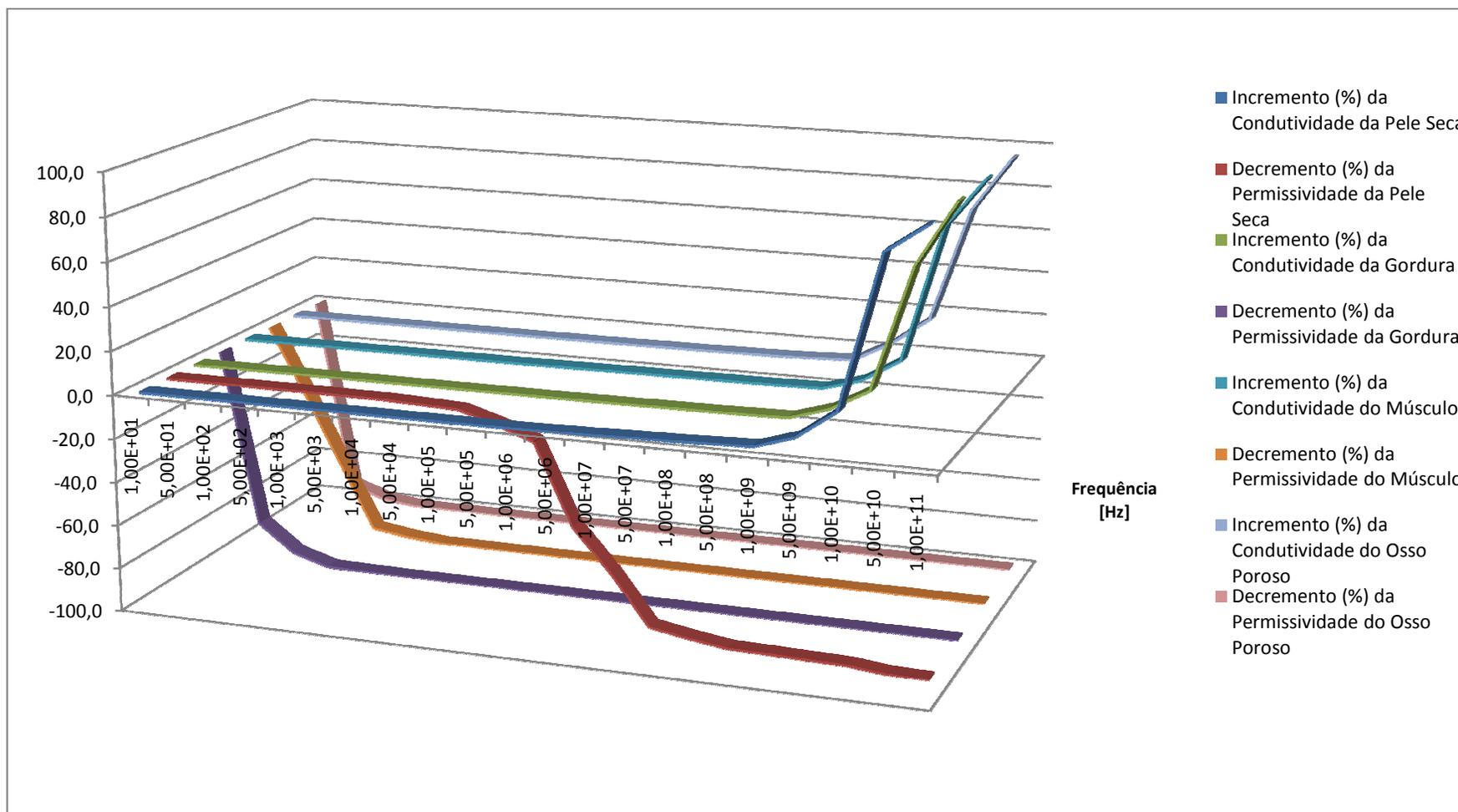


Figura 4.12 - Gráfico 3D do incremento e decréscimo percentual da condutividade e permissividade em função da frequência

Da análise dos diferentes gráficos das características eletromagnéticas de meios biológicos demonstrados anteriormente e complementados pelas figuras 4.11 e 4.12, ressalta-se que com o aumento da frequência a condutividade dos diferentes tecidos é incrementada enquanto a permissividade é decrementada.

A condutividade dos meios em estudo apresentou alterações mais expressivas em frequências altas, a partir de 1 GHz, enquanto a permissividade sofreu maiores alterações no início da faixa de frequência, abaixo de aproximadamente 5 kHz, excluindo-se o fato da permissividade da pele seca apresentar alterações na faixa de 50 kHz até cerca de 10 GHz.

Prevendo-se utilizar metodologias de predição de campos eletromagnéticos através do escalonamento de frequência, de acordo com os resultados anteriores, evidencia-se que para análises realizadas em frequências abaixo de 500 MHz, a condutividade dos meios biológicos sofre pequenas alterações, sendo praticamente constante, enquanto a permissividade sofre alterações em médias e baixas frequências, sugerindo que uma metodologia de escalonamento de frequência deveria evidenciar a permissividade em sua essência, neste caso imaginário.

O comportamento da permissividade da pele seca sugere que é possível que características eletromagnéticas de outros meios biológicos, aqui não estudados, tenham comportamento semelhante ao apresentado por este tecido, isto é, os meios biológicos podem ter alterações de características eletromagnéticas em faixas de frequências ditas como médias (não tendendo a baixas nem a altas frequências).

Em consenso com as explicações anteriores, não deve ser considerado como regra que a condutividade tenha alterações mais significativas em alta frequência e a permissividade tenha alterações mais significativas em baixa frequência. Cada meio em estudo necessita atenção particular.

Nos próximos itens serão consideradas metodologias de predição de campos eletromagnéticos, possibilitando apreciação e análises referentes à metodologia de escalonamento de frequência e simulações com o método TLM.

## 4.2 Análise Crítica da Metodologia de Escalonamento de Frequência

O estudo de campos eletromagnéticos é de relevante importância e dentre as diversas possibilidades de aplicações, tem demonstrado bons resultados no combate de neoplasias, empregando técnicas hipotérmicas, conforme já mencionado no capítulo 2.

A frequência dos campos incidentes sobre os meios biológicos é um fator que, segundo o demonstrado no item 4.1, implica diretamente nas características destes meios, instigando que estudos realizados em diferentes frequências podem ser uma forma de contribuir com o avanço nas pesquisas sobre hipertermia.

As simulações computacionais de propagação de campos eletromagnéticos realizadas com o método TLM, podem ser alcançadas em um curto ou dispendioso espaço de tempo, sendo um dos parâmetros determinantes desta variação temporal a frequência dos campos eletromagnéticos adotados.

Procedimentos de simulação com o TLM em baixas frequências, assim como em outros métodos numéricos de predição de campos, devido às características do método e ao limite computacional hoje existente (processamento e memória) são inviáveis de serem praticados, pois necessitam de um grande espaço de tempo para sua realização, além de abundante capacidade computacional.

De maneira a contornar os atuais obstáculos e permitir predizer análises de propagação de campos eletromagnéticos em baixas frequências, avalia-se o uso de um arranjo matemático, conhecido como método de escalonamento de frequência, utilizado por [11,12,13], o qual através do resultado de uma simulação de propagação de campo elétrico em uma frequência alta possibilita predizer o comportamento deste campo em uma frequência baixa.

A metodologia de escalonamento de frequência, descrita e utilizada pela literatura científica [11,13] para a transformação de campo elétrico de uma frequência alta para uma frequência baixa, é estruturada no seguinte arranjo matemático:

$$E(f) = \frac{\omega (\sigma' + j\omega\varepsilon')}{\omega' (\sigma + j\omega\varepsilon)} E(f') \quad (4.1)$$

$E$  = campo elétrico

$f$  = frequência baixa

$f'$  = frequência alta

$\sigma$  = condutividade

$\sigma'$  = condutividade na  $f'$

$\varepsilon$  = permissividade

$\varepsilon'$  = permissividade na  $f'$

$\omega = 2\pi f$

$\omega' = 2\pi f'$

Seguindo o raciocínio demonstrado em [11,13], se for considerando para algum caso possível que,  $(\sigma + j\omega\varepsilon) \cong \sigma$  em ambas as frequências alta e baixa, pode-se reduzir a equação (4.1) para a seguinte:

$$E(f) = \frac{f\sigma'}{f'\sigma} E(f') \quad (4.2)$$

Na tabela 4.2 demonstra-se uma investigação realizada para verificar a validade do uso da equação (4.2), onde se afirmou que para esta ser verdadeira  $(\sigma + j\omega\varepsilon) \cong \sigma$ . A verificação foi realizada através da diferença  $|(\sigma + j\omega\varepsilon) - \sigma|$ . Os dados de permissividade e condutividade elétrica dos meios biológicos utilizados na tabela 4.2 foram extraídos da tabela 4.1.

Tabela 4.2 – Relação entre  $(\sigma+j\omega\epsilon)$  e  $\sigma$ 

Frequência [Hz]	Pele Seca				Gordura				Músculo				Osso Poroso			
	$\sigma$ [S/m]	$\epsilon_r$	Relação   $(\sigma+j\omega\epsilon)$	Diferença $(\sigma+j\omega\epsilon) - \sigma$	$\sigma$ [S/m]	$\epsilon_r$	Relação   $(\sigma+j\omega\epsilon)$	Diferença $(\sigma+j\omega\epsilon) - \sigma$	$\sigma$ [S/m]	$\epsilon_r$	Relação   $(\sigma+j\omega\epsilon)$	Diferença $(\sigma+j\omega\epsilon) - \sigma$	$\sigma$ [S/m]	$\epsilon_r$	Relação   $(\sigma+j\omega\epsilon)$	Diferença $(\sigma+j\omega\epsilon) - \sigma$
1,00E+01	0,0002	1136,00	0,0002	0,0000	0,0122	7973500,00	0,0130	0,0008	0,2020	25700000,00	0,2025	0,0005	0,0756	10020000,00	0,0758	0,0002
5,00E+01	0,0002	1136,00	0,0002	0,0000	0,0196	1472800,00	0,0200	0,0004	0,2333	17719000,00	0,2384	0,0051	0,0807	788910,00	0,0807	0,0000
1,00E+02	0,0002	1135,90	0,0002	0,0000	0,0208	457060,00	0,0210	0,0002	0,2667	9329000,00	0,2717	0,0050	0,0810	217030,00	0,0810	0,0000
5,00E+02	0,0002	1135,80	0,0002	0,0000	0,0218	48954,00	0,0218	0,0000	0,3097	1087500,00	0,3112	0,0015	0,0813	22295,00	0,0813	0,0000
1,00E+03	0,0002	1135,60	0,0002	0,0000	0,0224	24104,00	0,0224	0,0000	0,3212	434930,00	0,3221	0,0009	0,0815	12320,00	0,0815	0,0000
5,00E+03	0,0002	1134,60	0,0004	0,0002	0,0236	2816,50	0,0236	0,0000	0,3367	52349,00	0,3370	0,0003	0,0823	2988,70	0,0823	0,0000
1,00E+04	0,0002	1133,60	0,0007	0,0005	0,0238	1085,30	0,0238	0,0000	0,3408	25909,00	0,3411	0,0003	0,0826	1657,80	0,0826	0,0000
5,00E+04	0,0003	1126,80	0,0031	0,0029	0,0242	172,42	0,0243	0,0000	0,3518	10094,00	0,3529	0,0011	0,0834	613,18	0,0834	0,0000
1,00E+05	0,0005	1119,20	0,0062	0,0058	0,0244	92,89	0,0244	0,0000	0,3619	8089,20	0,3646	0,0028	0,0839	471,71	0,0839	0,0000
5,00E+05	0,0044	1062,00	0,0298	0,0255	0,0248	34,56	0,0249	0,0000	0,4459	3647,30	0,4573	0,0114	0,0867	308,16	0,0872	0,0004
1,00E+06	0,0132	990,76	0,0567	0,0434	0,0251	27,22	0,0251	0,0000	0,5027	1836,40	0,5129	0,0103	0,0904	248,97	0,0915	0,0011
5,00E+06	0,1113	579,21	0,1958	0,0844	0,0269	18,18	0,0274	0,0005	0,5901	308,26	0,5963	0,0062	0,1106	108,88	0,1147	0,0041
1,00E+07	0,1973	361,66	0,2817	0,0844	0,0292	13,77	0,0301	0,0010	0,6168	170,73	0,6241	0,0073	0,1228	70,78	0,1290	0,0062
5,00E+07	0,4053	107,17	0,5031	0,0977	0,0347	6,88	0,0396	0,0049	0,6781	77,06	0,7111	0,0330	0,1551	33,26	0,1805	0,0255
1,00E+08	0,4912	72,93	0,6370	0,1458	0,0363	6,07	0,0496	0,0133	0,7076	65,97	0,7970	0,0894	0,1725	27,63	0,2310	0,0585
5,00E+08	0,7284	44,92	1,4456	0,7172	0,0428	5,54	0,1600	0,1172	0,8225	56,45	1,7717	0,9493	0,2540	21,95	0,6610	0,4070
1,00E+09	0,8998	40,94	2,4476	1,5478	0,0535	5,45	0,3076	0,2541	0,9782	54,81	3,2008	2,2226	0,3640	20,58	1,2010	0,8371
5,00E+09	3,0608	35,77	10,4061	7,3453	0,2422	5,03	1,4190	1,1768	4,0448	49,54	14,3545	10,3097	1,8116	16,05	4,8159	3,0043
1,00E+10	8,0138	31,29	19,1551	11,1413	0,5852	4,60	2,6251	2,0399	10,6260	42,76	26,0444	15,4184	3,8591	12,66	8,0283	4,1692
5,00E+10	34,6190	9,40	43,3790	8,7600	2,5433	3,25	9,3762	6,8329	48,6880	15,04	64,1732	15,4852	12,1370	5,53	19,5826	7,4456
1,00E+11	39,4330	5,60	50,2401	10,8071	3,5624	2,89	16,4546	12,8922	62,4990	8,63	78,7979	16,2989	16,0410	4,10	27,8843	11,8433

Avaliando-se a tabela 4.2 constata-se que a diferença  $|(\sigma + j\omega\varepsilon)| - \sigma$  tem pouca significância para alguns tecidos em determinadas frequências de campo elétrico, enquanto para algumas frequências apresenta valores expressivos. Os resultados da diferença  $|(\sigma + j\omega\varepsilon)| - \sigma$  para os diferentes tecidos em questão, podem ser mais bem visualizados graficamente na figura 4.13.

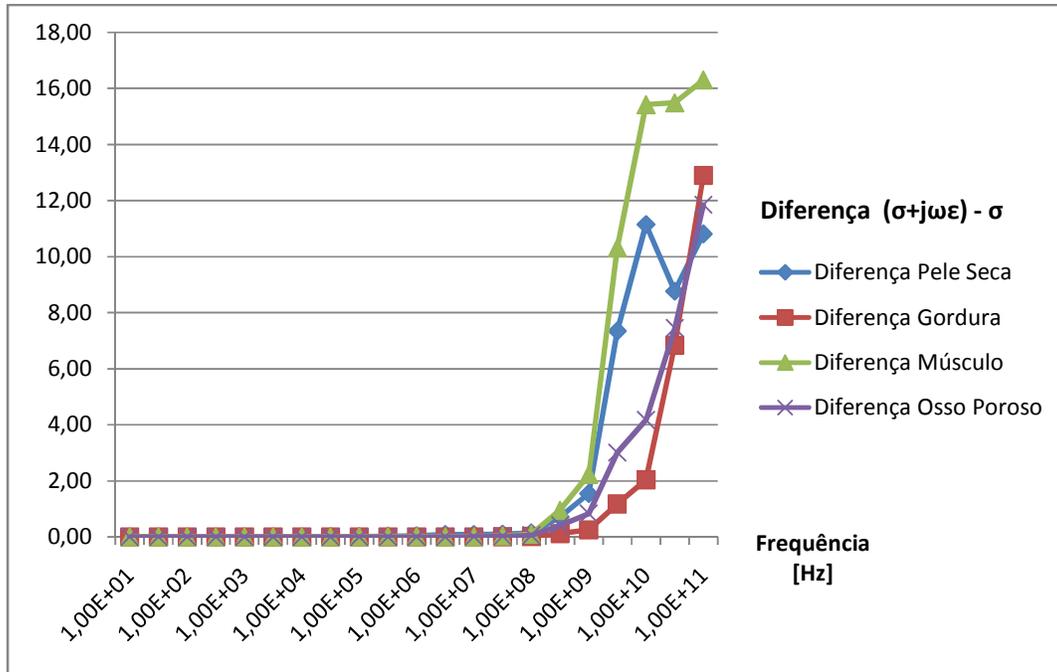


Figura 4.13 – Gráfico da diferença  $|(\sigma + j\omega\varepsilon)| - \sigma$

Analisando-se a figura 4.13 constata-se que, para todos os meios biológicos investigados, em frequências abaixo de 100 MHz, têm-se pequenas variações na diferença  $|(\sigma + j\omega\varepsilon)| - \sigma$ , habilitando assim o uso da equação 4.2 para estes meios biológicos na faixa de frequências de 10 Hz até 100 MHz.

Salienta-se que em frequências acima de 100 MHz a diferença  $|(\sigma + j\omega\varepsilon)| - \sigma$  é significativa, demonstrando que a permissividade não pode ser desprezada, invalidando assim o uso da equação (4.2) para estes meios biológicos em frequências superiores a 100 MHz até 100 GHz.

Os resultados da figura 4.13 demonstraram que para ser possível o uso da equação (4.2), faz-se necessário realizar um estudo do comportamento de  $(\sigma + j\omega\varepsilon)$  e  $\sigma$

em função da frequência. Utilizar a equação (4.2) sem saber se esta é adequada para o caso em questão pode implicar em resultados errôneos.

Segundo a literatura científica [13] e a formulação utilizada por [12], em casos onde  $\sigma$  e  $\sigma'$  são bastante próximos, pode-se simplificar a equação (4.2) para:

$$E(f) = \frac{f}{f'} E(f') \quad (4.3)$$

De acordo com os gráficos das figuras 4.11 e 4.12, existe uma faixa de frequência em que  $\sigma$  apresenta poucas variações, demonstrando que aparentemente a equação (4.3) pode ser utilizada.

Aprofundando o estudo a respeito do uso da equação (4.3) realizou-se uma análise dos valores escalares do quociente  $\sigma'/\sigma$  para cada tecido, de modo a verificar o quanto próximos são  $\sigma$  e  $\sigma'$  na faixa de frequência em estudo. Onde  $\sigma$  representa a frequência primeira e  $\sigma'$  a frequência posterior (em escala crescente de frequência), representando o quociente da condutividade na frequência alta e baixa.

A análise numérica do quociente da condutividade na frequência alta e baixa para os meios em estudo pode ser consultada na tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Relação entre as condutividades em frequência alta e baixa (posterior e presente)

Frequência [Hz]	Pele Seca		Gordura		Músculo		Osso Poroso	
	Condutividade	Quociente	Condutividade	Quociente	Condutividade	Quociente	Condutividade	Quociente
	[S/m]	$\sigma'/\sigma$	[S/m]	$\sigma'/\sigma$	[S/m]	$\sigma'/\sigma$	[S/m]	$\sigma'/\sigma$
1,00E+01	0,00020000	1,0000	0,01220700	1,0000	0,20197000	1,0000	0,07556300	1,0000
5,00E+01	0,00020000	1,0000	0,01955500	1,6019	0,23329000	1,1551	0,08070300	1,0680
1,00E+02	0,00020000	1,0000	0,02081000	1,0642	0,26671000	1,1433	0,08103100	1,0041
5,00E+02	0,00020002	1,0001	0,02180500	1,0478	0,30972000	1,1613	0,08130300	1,0034
1,00E+03	0,00020006	1,0002	0,02240400	1,0275	0,32115000	1,0369	0,08153000	1,0028
5,00E+03	0,00020117	1,0055	0,02358900	1,0529	0,33669000	1,0484	0,08229900	1,0094
1,00E+04	0,00020408	1,0145	0,02383000	1,0102	0,34083000	1,0123	0,08262300	1,0039
5,00E+04	0,00027309	1,3382	0,02424600	1,0175	0,35182000	1,0322	0,08342200	1,0097
1,00E+05	0,00045128	1,6525	0,02441400	1,0069	0,36185000	1,0285	0,08389200	1,0056
5,00E+05	0,00436460	9,6716	0,02483300	1,0172	0,44590000	1,2323	0,08673100	1,0338
1,00E+06	0,01323700	3,0328	0,02507900	1,0099	0,50268000	1,1273	0,09039900	1,0423
5,00E+06	0,11134000	8,4113	0,02691800	1,0733	0,59008000	1,1739	0,11062000	1,2237
1,00E+07	0,19732000	1,7722	0,02915200	1,0830	0,61683000	1,0453	0,12282000	1,1103
5,00E+07	0,40533000	2,0542	0,03467700	1,1895	0,67808000	1,0993	0,15505000	1,2624
1,00E+08	0,49122000	1,2119	0,03629500	1,0467	0,70759000	1,0435	0,17250000	1,1125
5,00E+08	0,72840000	1,4828	0,04279300	1,1790	0,82245000	1,1623	0,25397000	1,4723
1,00E+09	0,89977000	1,2353	0,05350200	1,2503	0,97819000	1,1894	0,36395000	1,4330
5,00E+09	3,06080000	3,4018	0,24222000	4,5273	4,04480000	4,1350	1,81160000	4,9776
1,00E+10	8,01380000	2,6182	0,58521000	2,4160	10,62600000	2,6271	3,85910000	2,1302
5,00E+10	34,61900000	4,3199	2,54330000	4,3460	48,68800000	4,5820	12,13700000	3,1450
1,00E+11	39,43300000	1,1391	3,56240000	1,4007	62,49900000	1,2837	16,04100000	1,3217

Os resultados do quociente da condutividade apresentados na tabela 4.3 para os diferentes tecidos, são significativos em algumas frequências e podem ser visualizados graficamente na figura 4.14.

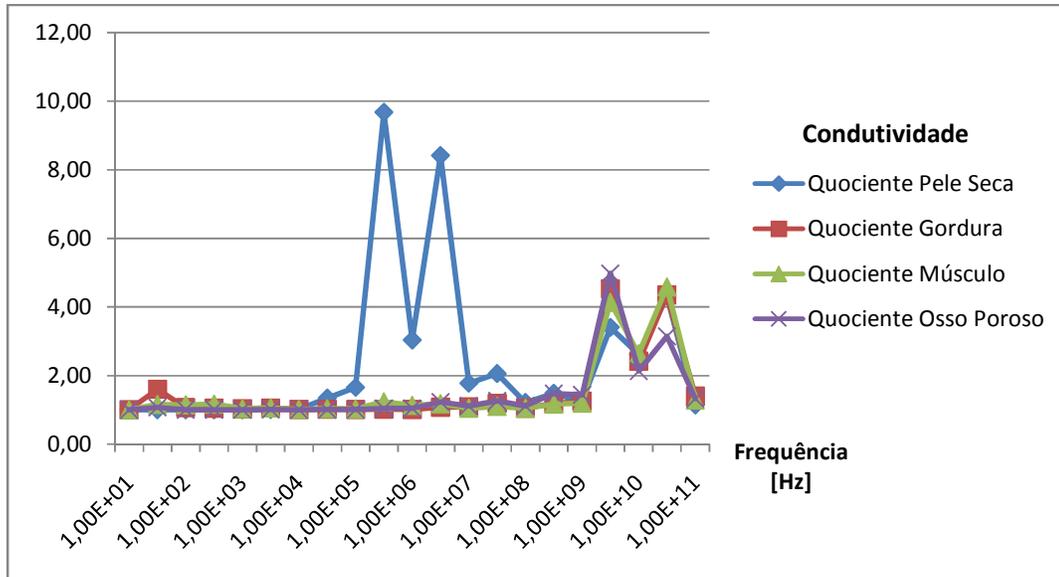


Figura 4.14 – Gráfico do quociente da condutividade ( $\sigma'/\sigma$ )

Analisando a figura 4.14 observa-se que a relação  $\sigma'/\sigma$  é variável com o aumento da frequência e tem valores distintos entre os diferentes meios biológicos. Para a faixa de frequência de 100 Hz a 100 MHz o quociente da condutividade da gordura, músculo e osso poroso apresenta pequena variação, talvez podendo ser considerado como constante e próximo do valor unitário, fazendo assim ser válida a equação (4.3) para estes tecidos nesta faixa de frequência acima mencionada.

Evidencia-se que, no presente estudo, o uso da equação (4.3) seria válido somente para uma faixa de frequência específica e para tecidos específicos. Para meios como gordura, músculo e osso poroso nas frequências não contidas no intervalo de 100 Hz a 100 MHz a equação (4.3) é inválida. Para estudos de meios não homogêneos que tenham em sua constituição a pele seca, o uso da equação (4.3) fica inviabilizado, devido à pele seca

apresentar pequena região com quociente de condutividade ( $\sigma'/\sigma$ ) igual ou próximo ao unitário.

A figura 4.14 indica que para ser possível o uso da equação (4.3), é necessário realizar um estudo para verificar o comportamento da condutividade de cada meio biológico envolvido, em função da faixa de frequência considerada.

No caso demonstrado em [12] uma simulação utilizando o método das diferenças finitas (FDTD) é executada em uma frequência  $f^*=5$  MHz e escalonada através da equação (4.3) para frequências de 250 Hz, 570 Hz, 1 kHz, 1,5 kHz, 5 kHz e 10 kHz.

O estudo realizado por [12] utiliza um modelo de corpo humano não homogêneo, baseado em dados do *Visible Human Project of the National Library of Medicine, Bethesda, MD*. O objetivo do estudo de [12] é apresentar o cálculo da densidade de corrente induzida em um modelo de corpo humano na faixa de frequência de 250 Hz até 10 kHz. O modelo de corpo utilizado por [12] é constituído de oito tecidos, dentre estes a pele, a gordura, o músculo e o osso, os quais são os mesmos analisados no presente estudo.

Os valores de condutividade utilizados nos estudos de [12] empregam dados de características eletromagnéticas de [39], sendo estes diferentes em relação aos valores apresentados neste estudo, consultados em [14], expostos na tabela 4.1. O artigo [14] também utiliza dados de [39], mas em conjunto com dados de outros estudos, citados anteriormente no item 4.1.

Na tabela 4.4, é apresentada uma análise comparativa entre os dados de características eletromagnéticas utilizadas por [12] e os valores da tabela 4.1 utilizados neste estudo, obtidos de [14] para a frequência de 1 kHz.

Tabela 4.4 – Características eletromagnéticas de [12] e [14] para 1 kHz

Tecido	Dados de [12]		Dados de [14]	
	Permissividade relativa	Condutividade (S/m)	Permissividade relativa	Condutividade (S/m)
Pele	1.0	0.321	1135.6	0.00020006
Gordura	1.0	0.042	24104.0	0.02240400
Músculo	1.0	0.321	434930.0	0.32115000
Osso	1.0	0.042	12320.0	0.08153000

Observa-se da tabela 4.4 que as características eletromagnéticas de [12] e [14] são em grande parte dos casos discrepantes. No estudo de [12] são apresentados apenas os resultados finais de densidade de corrente induzida, não sendo enfocados os dados de campos eletromagnéticos, nem os cálculos ou resultados destes referentes a metodologia de escalonamento de frequência, inviabilizando a reprodução dos estudos de [12] e a realização de análises comparativas.

O escalonamento de frequência utilizado por [12], segundo o descrito no próprio artigo, empregou a equação (4.3). Salienta-se que, se fossem considerados os valores de condutividade apresentados na tabela 4.1 do atual estudo e as frequências utilizadas para escalonamento em [12], sendo estas 250 Hz, 570 Hz, 1 kHz, 1,5 kHz, 5 kHz, 10 kHz e 5 MHz, a equação (4.3) não poderia ser utilizada, pois de acordo com a figura 4.14 nessa faixa de frequência a condutividade da pele seca apresenta variações significativas, fato este que possivelmente produziria resultados errôneos. Salienta-se que os estudos desenvolvidos por [12] foram realizados utilizando-se a equação (4.3).

Também relacionando ao caso descrito em [12], afirma-se que de acordo com o estudo demonstrado na figura 4.13, para a faixa de frequência utilizada no escalonamento de [12], sendo esta 250 Hz, 570 Hz, 1 kHz, 1,5 kHz, 5 kHz, 10 kHz e 5 MHz, e as características de condutividade e permissividade da tabela 4.1 do presente estudo, a equação (4.2) é válida para este caso fictício.

No estudo realizado por [13] uma simulação também utilizando o método das diferenças finitas (FDTD) é executada em uma frequência de 15 MHz e escalonada para a frequência de 1 kHz. O objetivo de [13] é apresentar uma investigação dos efeitos da polarização de campos externos no corpo humano em frequências muito baixas. É utilizado por [13] um modelo de corpo humano constituído de 20 diferentes tecidos, dentre estes osso, pele e músculo, os quais são coincidentes com os tecidos analisados no presente estudo.

A característica eletromagnética de condutividade utilizada em [13] emprega dados de [42], sendo demonstrado na tabela 4.5 um comparativo entre os dados utilizados por [13] e os dados utilizados neste estudo, obtidos em [14], já demonstrados anteriormente na tabela 4.1.

Tabela 4.5 – Características eletromagnéticas de [13] e [14] para 1 kHz

Tecido	Dados de [13]		Dados de [14]	
	Permissividade relativa	Condutividade (S/m)	Permissividade relativa	Condutividade (S/m)
Pele	1.0	0.02	1135.6	0.00020006
Gordura	-	-	24104.0	0.02240400
Músculo	1.0	0.32	434930.0	0.32115000
Osso	1.0	0.05	12320.0	0.08153000

Observa-se da tabela 4.5 que somente o valor de condutividade no músculo é equivalente nos estudos de [13] e [14], apresentando os demais significativas diferenças. No artigo desenvolvido por [13] não são apresentados os cálculos relativos à metodologia de transformação de frequência, nem seus resultados, inviabilizando a reprodução e comparação entre os estudos.

Realizando a mesma análise utilizada anteriormente, se fossem considerados os valores de condutividade apresentados na tabela 4.1 do atual estudo e as frequências utilizadas para escalonamento em [13], sendo estas 1 kHz e 15 MHz, de acordo com a figura 4.14, a gordura, o músculo e o osso poroso sofrem pequena variação na condutividade para a faixa de frequência considerado em [13], mas há uma variação significativa na condutividade da pele seca, o que poderia produzir resultados errôneos se fosse utilizada a equação (4.3). Salienta-se que os estudos de [13] foram desenvolvidos utilizando a equação (4.3) para realizar o escalonamento de frequência.

Considerando as frequências de 1 kHz e 15 MHz empregadas para escalonamento em [13] e as características de condutividade e permissividade da tabela 4.1 do atual estudo, a partir da figura 4.13 indica-se que o uso da equação (4.2) é válido para este caso imaginário.

A título de incremento, salienta-se que somente o valor da condutividade do músculo no estudo realizado por [13] é equivalente ao valor no estudo de [12], sendo os dados de condutividade de outros tecidos diferentes entre os estudos.

No estudo desenvolvido por [11] são realizadas simulações utilizando o método das diferenças finitas (FDTD), sendo relatada a utilização da metodologia de escalonamento de

freqüência para as freqüências de 20 MHz e 60 Hz. O objetivo de [11] é realizar o cálculo de correntes induzidas no corpo humano por campos eletromagnéticos de linhas de transmissão.

O estudo realizado por [11] apresenta dois casos de simulações onde é empregado o escalonamento de freqüência. Em um dos casos é simulada uma esfera homogênea, sendo no outro simulado uma esfera constituída de três materiais diferentes, em raios diferentes. Em ambos os casos são executadas simulações com o método FDTD na freqüência de 20 MHz, sendo posteriormente realizado o escalonamento para a freqüência de 60 Hz utilizando a equação (4.2).

Nos estudos de [11] são apresentados somente os resultados finais de campo elétrico, sendo que estes foram executados em metodologia de predição de campos tridimensional, devido à região de estudo ser esférica. Em função do atual estudo ser desenvolvido utilizando o método TLM bidimensional, foi impossível reproduzir os estudos tridimensionais de [11], conseqüentemente impossibilitando a reprodução do escalonamento de freqüência.

A formulação completa da metodologia de escalonamento de freqüência, descrita na equação (4.1), assim como as formulações aproximadas, equações (4.2) e (4.3), foram exaustivamente utilizadas em tentativas de emprego da metodologia, embasadas em resultados obtidos com o método TLM.

Para a realização das tentativas de utilização do escalonamento de freqüência, foram realizadas simulações com o método TLM em uma freqüência arbitrada e em uma freqüência inferior a arbitrada. Com o resultado da simulação na freqüência arbitrada, utilizando-se a metodologia de escalonamento de freqüência, foram realizadas tentativas de alcançar o resultado obtido na simulação em freqüência inferior a arbitrada.

A seguir, serão demonstradas algumas das simulações e tentativas de utilização da metodologia de escalonamento de freqüência, evidenciando os resultados obtidos.

As simulações com o TLM foram realizadas em quatro regiões de estudo de mesmas dimensões, possuindo 1 metro de comprimento por 1 centímetro de largura, cada uma constituída homogeneamente com características eletromagnéticas de músculo, gordura, osso poroso e pele seca.

Foram arbitradas duas frequências para a realização das verificações, sendo executadas simulações com todos os tecidos nas frequências de  $1 \times 10^6$  Hz e  $1 \times 10^8$  Hz, obedecendo aos parâmetros do item 3.6 deste estudo, de maneira a evitar erros e garantir resultados precisos. As regiões de estudo receberam a excitação em toda a aresta esquerda da região, com um campo elétrico senoidal de 100 V/m. Como condições de contorno foram adotadas fronteiras que proporcionam a propagação de uma onda plana [10].

Como saída de dados de todas as simulações foi adotado o ponto de coordenada 50 centímetros no eixo das abscissas e 4 milímetros no eixo das ordenadas. Na tabela 4.6 são demonstrados os resultados obtidos das simulações.

Tabela 4.6 – Resultados das simulações com o TLM para escalonamento de frequência

Frequência [Hz]	E [V/m]			
	Músculo	Gordura	Osso poroso	Pele seca
1,00E+06	0,37440	6,34000	1,96900	3,31070
1,00E+08	0,01571	5,85100	0,63990	0,06090

A partir dos resultados das simulações na frequência de  $1 \times 10^8$  Hz e utilizando-se a equação completa de escalonamento de frequência (4.1), podem ser realizados cálculos buscando os resultados de campo elétrico na frequência de  $1 \times 10^6$  Hz. Foi empregada a formulação completa de escalonamento de frequência, buscando eliminar a possibilidade de eventuais incompatibilidades do uso das formulações aproximadas (4.2) e (4.3).

Os resultados do escalonamento de frequência utilizando a simulação TLM na frequência alta e as características eletromagnéticas da tabela 4.1, podem ser visualizados na tabela 4.7.

Tabela 4.7 – Resultado do escalonamento de frequência

Tipo de resultado	Frequência [Hz]	E [V/m]			
		Músculo	Gordura	Osso poroso	Pele seca
TLM	1,00E+08	0,015710	5,851000	0,639900	0,060900
TLM	1,00E+06	0,374400	6,340000	1,969000	3,310700
Escalonamento Frequência	1,00E+06	0,000217	0,084500	0,012100	0,005300

Observa-se da tabela 4.7 que os resultados alcançados com a metodologia de escalonamento de frequência, são diferentes dos resultados obtidos com as simulações utilizando o TLM na frequência baixa.

De acordo com os resultados das simulações realizadas com o método TLM, o campo elétrico na frequência de  $1 \times 10^6$  Hz deve ser superior ao campo na frequência de  $1 \times 10^8$  Hz, situação esta que não ocorreu nos resultados obtidos com o escalonamento de frequência.

Baseado nos resultados obtidos das simulações com o método TLM e da metodologia de escalonamento de frequência, salienta-se que, nestes estudos, o uso do escalonamento de frequência não apresentou resultados precisos.

Foram realizados testes variados em torno da metodologia de escalonamento de frequência, abordando sua forma geral assim como as formas simplificadas, realizando estudos segundo as informações da bibliografia consultada e também com variações na procura de possíveis erros de grafia, sem obter resultados satisfatórios. Cita-se ainda que talvez para a utilização desta metodologia devam ser consideradas particularidades não descritas nos artigos consultados.

No próximo item será enfocada a predição de campos através de simulações com o método TLM, permitindo verificar o comportamento dos campos eletromagnéticos em meios biológicos, além de verificar a possibilidade de elaborar-se um modelo matemático que descreva tal comportamento, contribuindo com a área do conhecimento, buscando proporcionar noções de como é o comportamento do campo eletromagnético em baixas frequências.

### 4.3 Predição de Campos com o TLM

A predição de campos eletromagnéticos utilizando modelagem matemática é um ferramental de grande valia, possibilitando avaliar com precisão o comportamento de campos eletromagnéticos teoricamente, dispensando a necessidade de intervenções práticas, fato este de grande importância principalmente quando são analisados meios biológicos.

Sabendo-se que os meios biológicos tem comportamento dependente da frequência dos campos incidentes sobre os mesmos, segundo o já citado anteriormente, investiga-se simulações de campos eletromagnéticos incidentes sobre meios biológicos em diferentes frequências, de maneira a contribuir com a área do conhecimento.

Para realizar a investigação definiu-se utilizar quatro meios de estudo, arbitrados como regiões constituídas homogeneamente de músculo, gordura, osso poroso e pele seca.

As regiões de estudo tem características dimensionais iguais, tendo formato retangular com extensões de 0.01 metro de largura por 1 metro de comprimento, tamanho este que foi adotado com o intuito de proporcionar simulações temporalmente eficientes, devido as características de hardware computacional (Turion X2 1.6 GHz, 1.5 GB RAM). A região de estudo poder ser visualizada, em dimensões proporcionais, na figura 4.15.

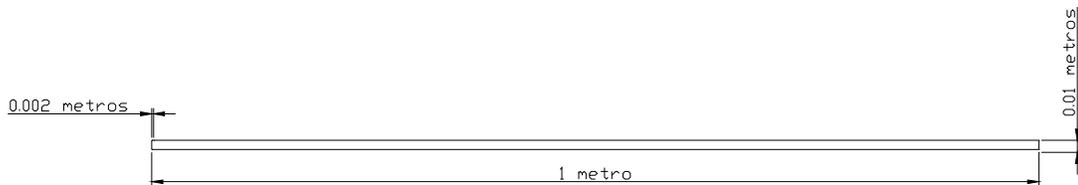


Figura 4.15 – Região de estudo

Nos primeiros 2 milímetros do eixo horizontal de todas as regiões de estudo arbitradas, percorrendo todo o eixo vertical, definiu-se uma região constituída de ar, região esta a qual receberá a excitação do sistema em forma de campo elétrico. A excitação do sistema deve ser aplicada no ar devido a ferramenta numérica utilizada ter sido desenvolvida para esta condição específica. Ilustrativamente, a estrutura da região de estudo pode ser visualizada na figura 4.16.

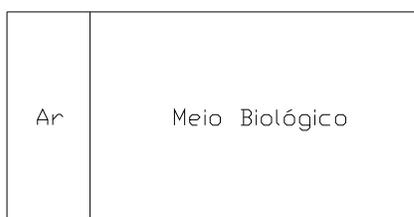


Figura 4.16 – Ilustração da região de estudo

A investigação foi desenvolvida através de simulações computacionais com o método numérico TLM-2D, topologia de nó paralelo, arbitrariamente escolhida, sendo realizadas simulações para as frequências de  $1 \times 10^6$  Hz,  $1 \times 10^7$  Hz,  $1 \times 10^8$  Hz,  $1 \times 10^9$  Hz,  $1 \times 10^{10}$  Hz,  $1 \times 10^{11}$  Hz. O intervalo de frequência foi definido em função de  $1 \times 10^{11}$  Hz ser a máxima frequência que se tem conhecimento das características eletromagnéticas dos meios biológicos, segundo a fonte consultada, enquanto a frequência de  $1 \times 10^6$  Hz ter sido empregada em função de ser aproximadamente esse o limite mínimo de frequência que se tem simulações executadas em tempo hábil, com o hardware computacional que se tem disponível.

As características eletromagnéticas dos meios biológicos para as frequências utilizadas nas simulações foram consultadas no site do Instituto de Pesquisas Italiano Nello Carrara [14], podendo ser examinadas na tabela 4.1, já apresentado anteriormente.

Para realizar os estudos foram adotados alguns pontos de observação de resultados de saída de campo elétrico, denominados como E1, E2, E3 e E4. Definiu-se quatro pontos de observação, para verificar a variação do campo elétrico na região de estudo, os quais

foram escolhidos definindo-se um ponto fixo próximo ao centro do eixo vertical e variando-se os pontos no eixo horizontal. As coordenadas cartesianas de posicionamento dos pontos de saída de dados podem ser verificadas nas tabelas 4.8.

Para cada simulação realizada foram definidas discretizações (também conhecidas como malhas) cada qual com dimensões específicas, as quais proporcionam dimensões de nós TLM condizentes com os limites aceitáveis, apresentadas no item 3.6.2, para garantir simulações com resultados válidos.

Como contornos das malhas foram adotadas condições que de acordo com [10], proporcionam a propagação de uma onda plana. Para isso, foi excitada toda a aresta esquerda da região de estudo e definido com contorno absorvente a aresta direita e esquerda, além de contorno reflexivo (igual a um) a aresta superior e inferior.

A excitação da região de estudo foi implementada com um campo elétrico senoidal de intensidade de 100 Volts/metro de pico, o qual é aplicado no ar, região esta definida nos primeiros 2 milímetros do eixo horizontal estendendo-se por todo o eixo vertical da região de estudo, conforme o ilustrado na figura 4.16.

Para extração dos resultados de saída das simulações, o programa que implementa o método TLM armazena os valores máximos de campo elétrico obtidos para cada nó da malha TLM durante a execução do processo iterativo.

As simulações das regiões de estudo foram todas executadas durante no mínimo, nove períodos de tempo (T) relativos a cada frequência (f) em questão ( $9T = 9(1/f)$ ), garantindo-se assim que as simulações para as diferentes frequências sejam executadas durante um tempo que forneça resultados estáveis, isto é, em regime permanente ou muito próximo a este, reduzindo a possibilidade de erros. A fim de extinguir possíveis transitórios do início do processo iterativo, todas as saídas de dados foram extraídas após três períodos de tempo ( $3T = 3(1/f)$ ).

Os resultados obtidos nas simulações para as diferentes frequências, nos diferentes pontos de observação de campo elétrico (E), são apresentados na tabela 4.8 para a região constituída de músculo.

Tabela 4.8 – Pontos de observação de campo elétrico no músculo

Frequência [Hz]	Músculo			
	E1 [V/m] <i>x=0,01m y=0,004m</i>	E2 [V/m] <i>x=0,05m y=0,004m</i>	E3 [V/m] <i>x=0,5m y=0,004m</i>	E4 [V/m] <i>x=0,9m y=0,004m</i>
1,00E+06	0,62080000	0,58530000	0,37440000	0,37760000
1,00E+07	2,00900000	1,67300000	0,21510000	0,04257000
1,00E+08	5,11400000	3,04100000	0,01571000	0,00289900
1,00E+09	7,09900000	2,66400000	0,00000000	0,00000000
1,00E+10	0,89820000	0,00058880	0,00000000	0,00000000
1,00E+11	0,00764300	0,00002523	0,00000000	0,00000000

Analogamente a tabela 4.8, são apresentados os resultados das simulações para as regiões constituídas de gordura, osso poroso e pele seca, nas tabelas 4.9, 4.10 e 4.11, respectivamente.

Tabela 4.9 – Pontos de observação de campo elétrico na gordura

Frequência [Hz]	Gordura			
	E1 [V/m] <i>x=0,01m y=0,004m</i>	E2 [V/m] <i>x=0,05m y=0,004m</i>	E3 [V/m] <i>x=0,5m y=0,004m</i>	E4 [V/m] <i>x=0,9m y=0,004m</i>
1,00E+06	6,34000000	6,33900000	6,34000000	6,34600000
1,00E+07	7,23300000	6,97000000	5,60300000	5,70600000
1,00E+08	19,12000000	17,28000000	5,85100000	2,25500000
1,00E+09	22,58000000	19,09000000	2,78000000	0,53210000
1,00E+10	16,99000000	2,36300000	0,00005740	0,00000000
1,00E+11	1,39400000	0,00049740	0,00000000	0,00000000

Tabela 4.10 – Pontos de observação de campo elétrico no osso poroso

Frequência [Hz]	Osso poroso			
	E1 [V/m] <i>x=0,01m y=0,004m</i>	E2 [V/m] <i>x=0,05m y=0,004m</i>	E3 [V/m] <i>x=0,5m y=0,004m</i>	E4 [V/m] <i>x=0,9m y=0,004m</i>
1,00E+06	1,97580000	1,97060000	1,96900000	1,98850000
1,00E+07	4,50340000	4,16420000	1,56350000	1,29630000
1,00E+08	9,59370000	7,69590000	0,63990000	0,09600000
1,00E+09	0,00000000	0,00000000	0,00000000	0,00000000
1,00E+10	3,44140000	0,00570000	0,00000000	0,00000000
1,00E+11	0,00580000	0,00002462	0,00000000	0,00000000

Tabela 4.11 – Pontos de observação de campo elétrico na pele seca

Frequência [Hz]	Pele seca			
	E1 [V/m] $x=0,01m$ $y=0,004m$	E2 [V/m] $x=0,05m$ $y=0,004m$	E3 [V/m] $x=0,5m$ $y=0,004m$	E4 [V/m] $x=0,9m$ $y=0,004m$
1,00E+06	2,78760000	2,84180000	3,31070000	3,48860000
1,00E+07	2,89580000	2,71220000	1,18930000	0,89680000
1,00E+08	5,82110000	3,97630000	0,06090000	0,00720000
1,00E+09	0,00000000	0,00000000	0,00000000	0,00000000
1,00E+10	1,32020000	0,00110000	0,00000000	0,00000000
1,00E+11	0,00000000	0,00000000	0,00000000	0,00000000

Para auxiliar a análise dos dados de campo elétrico obtidos para os meios em estudo, pode-se observar graficamente o comportamento destes campos para as diferentes frequências, nas figuras 4.17 à 4.20.

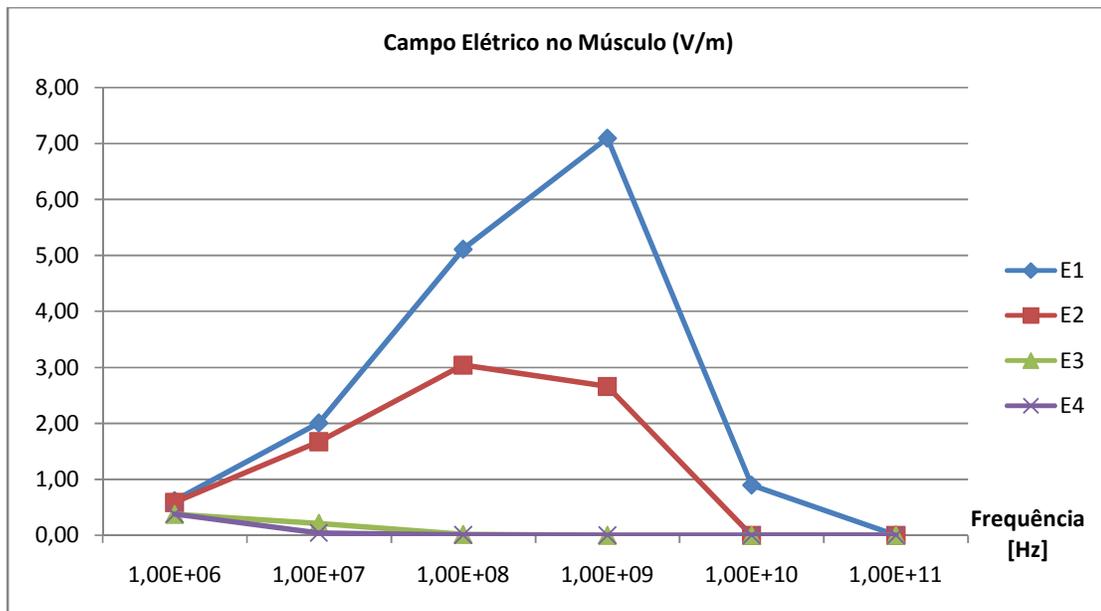


Figura 4.17 – Campo elétrico no músculo em função da frequência

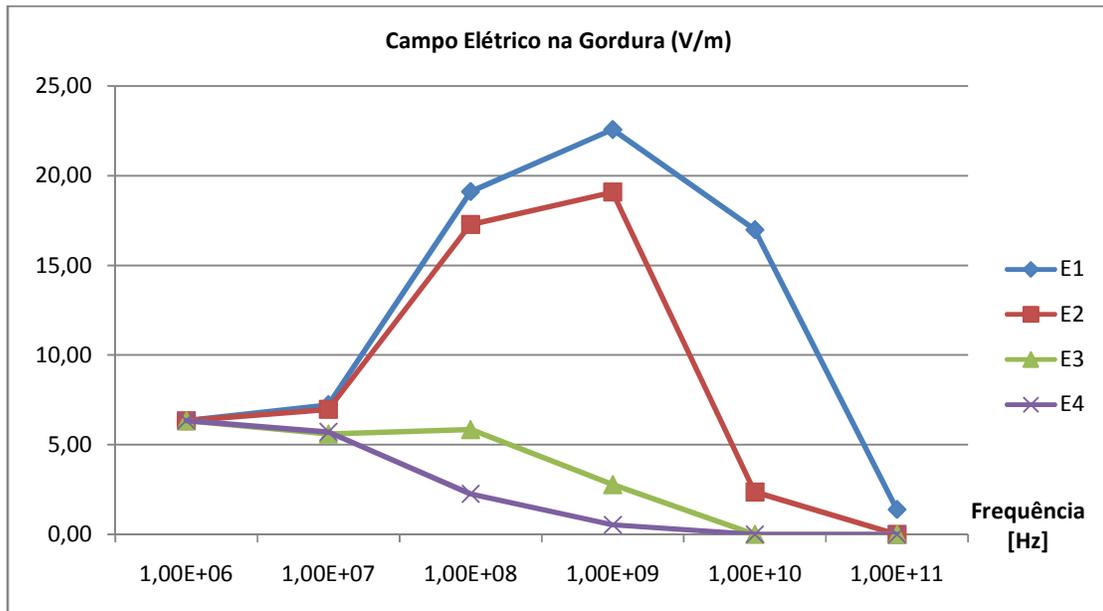


Figura 4.18 – Campo elétrico na gordura em função da frequência

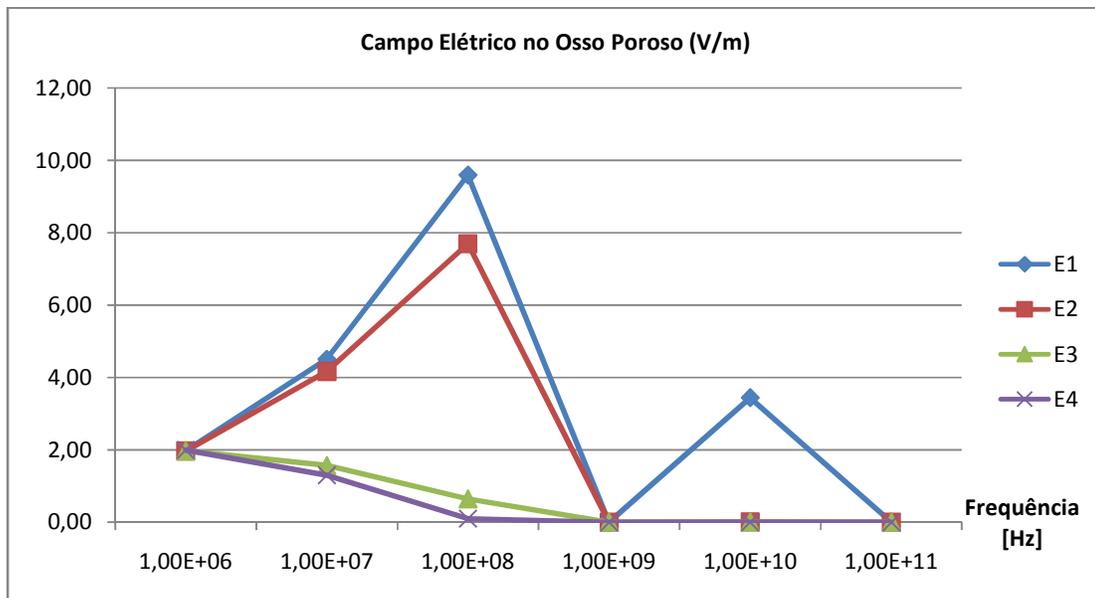


Figura 4.19 – Campo elétrico no osso poroso em função da frequência

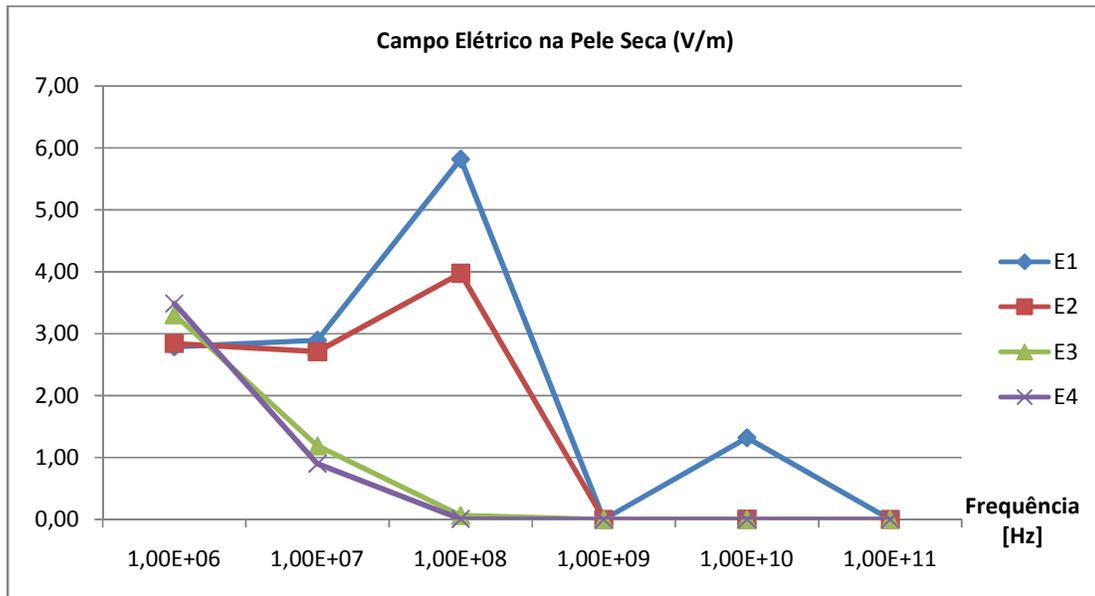


Figura 4.20 – Campo elétrico na pele seca em função da frequência

Da análise das tabelas 4.8 à 4.11, além das figuras 4.17 à 4.20, observa-se que o comportamento do campo elétrico tem algumas diferenças entre os pontos de análise, para todos os tecidos. Para trabalhar os resultados em um modelo único é necessário realizar uma filtragem dos dados simulados, de maneira a classificar os resultados que tem maior afinidade entre si, permitindo alcançar um modelo matemático que descreve os dados simulados com maior fidelidade.

Salienta-se que as condições de contorno utilizadas neste estudo são condições simples, sendo uma aproximação da realidade, não sendo perfeitas, além de que as condições de onda plana empregadas são dependentes das condições de contorno.

Filtrando-se os resultados das simulações anteriores pela afinidade de comportamento dos campos em função da frequência, verificam-se como resultados afins os pontos de estudo E3 e E4, os quais embasarão a continuidade dos estudos e são apresentados nas figuras 4.21 à 4.24.

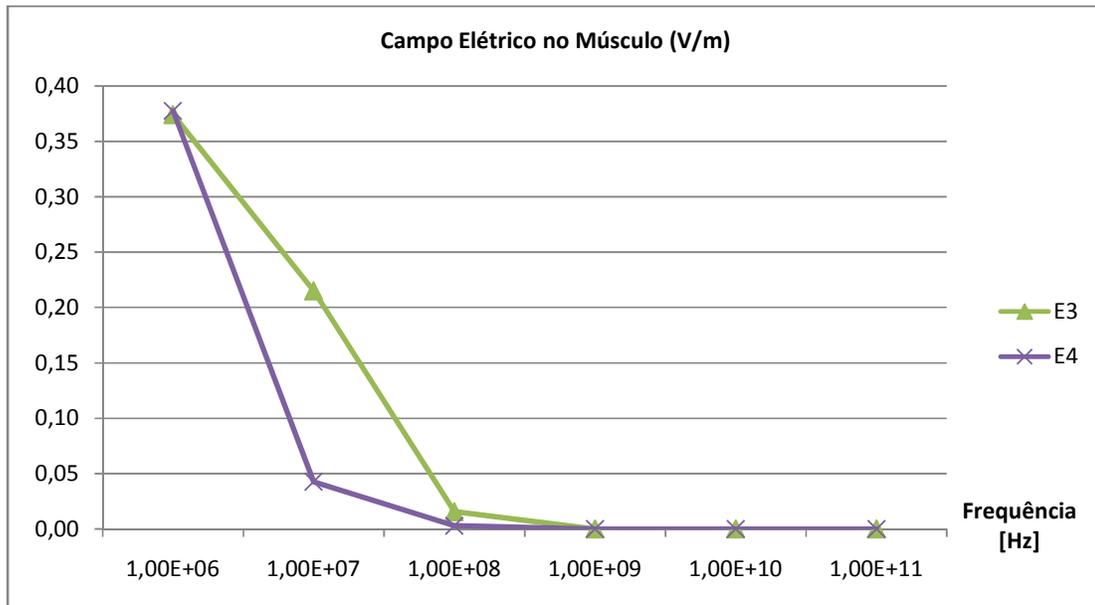


Figura 4.21 – Campo elétrico no músculo nos pontos E3 e E4

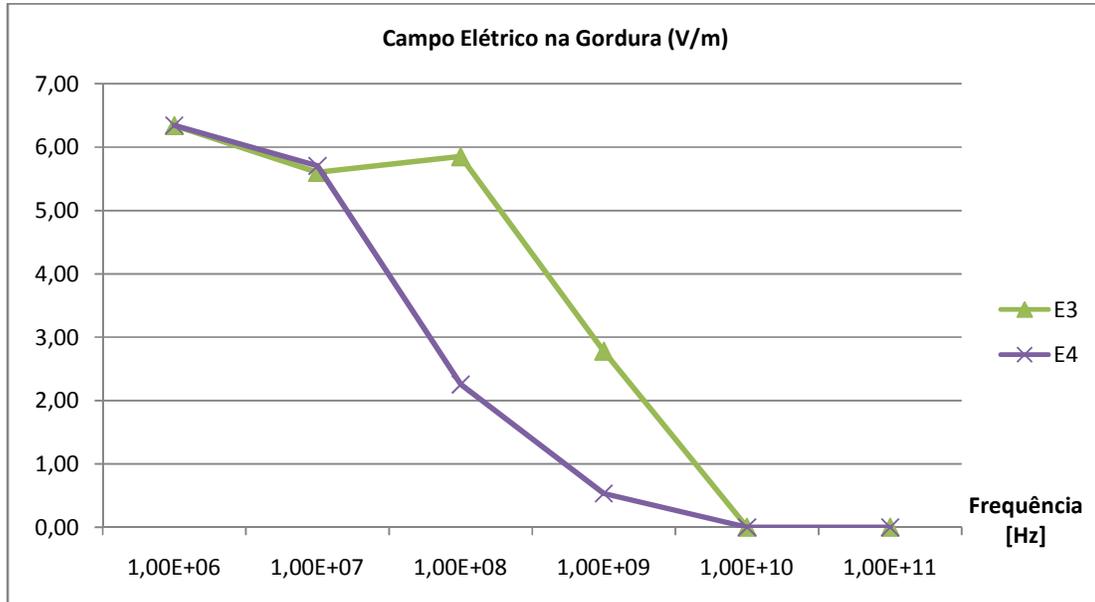


Figura 4.22 – Campo elétrico na gordura nos pontos E3 e E4

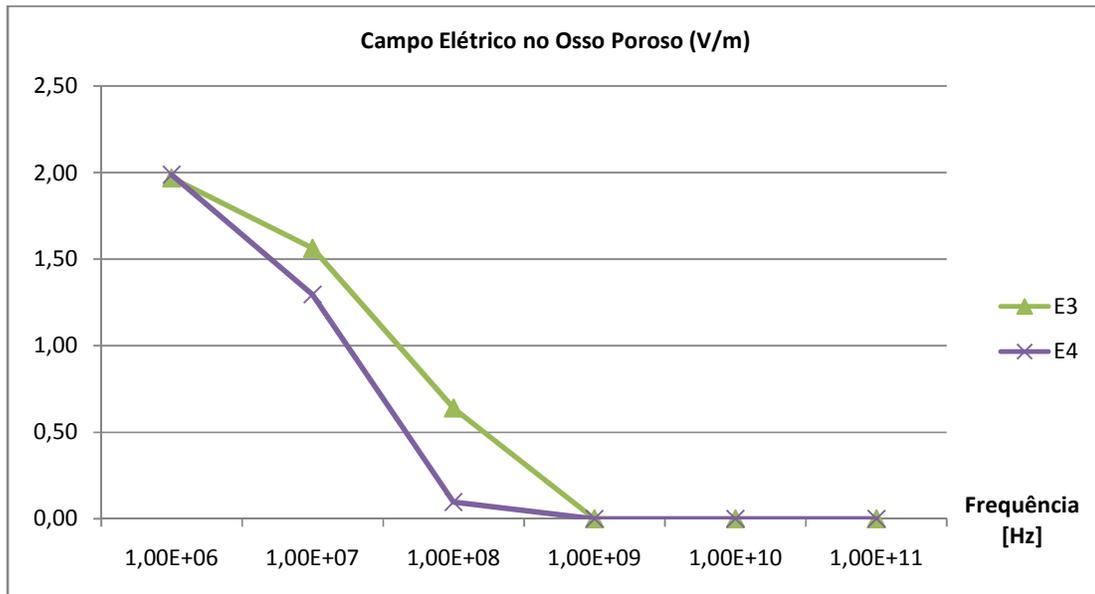


Figura 4.23 – Campo elétrico no osso poroso nos pontos E3 e E4

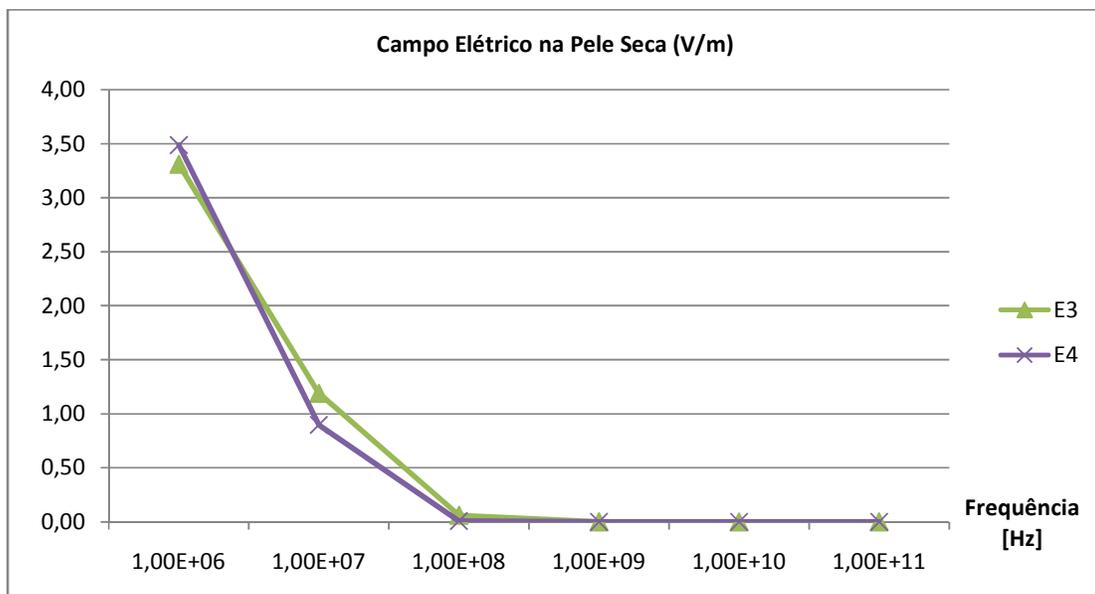


Figura 4.24 – Campo elétrico na pele seca nos pontos E3 e E4

Com o intuito de obter um modelo matemático que descreva o comportamento dos campos eletromagnéticos em função da frequência, analisa-se os resultados das simulações

para os pontos E3 e E4 dos diferentes tecidos como uma média aritmética entre os tecidos, para cada frequência correspondente.

A partir dos valores médios de E3 e E4 é possível obter um valor que generaliza o comportamento destes campos, sendo descrito como a média aritmética dos valores médios de E3 e E4, englobando a particularidade de cada tecido em um comportamento singular. A análise mediana dos resultados de campo elétrico para os pontos E3 e E4, englobando os quatro tecidos estudados, é apresentada na tabela 4.12.

Tabela 4.12 – Análise mediana dos pontos de campo elétrico E3 e E4

<b>Frequência</b> [Hz]	<b>E3 médio [V/m]</b> <i>x=0,5m y=0,004m</i>	<b>E4 médio [V/m]</b> <i>x=0,9m y=0,004m</i>	<b>Média de E3 E4</b> [V/m]
1,00E+06	2,99845000	3,05012500	3,02428750
1,00E+07	2,14282500	1,98545000	2,06413750
1,00E+08	1,64195000	0,59027500	1,11611250
1,00E+09	0,69497500	0,13302500	0,41400000
1,00E+10	0,00001435	0,00000000	0,00000718
1,00E+11	0,00000000	0,00000000	0,00000000

Na figura 4.25 visualiza-se o comportamento do campo elétrico para os pontos E3 médio e E4 médio, além da média que generaliza o comportamento dos campos nestes dois pontos.

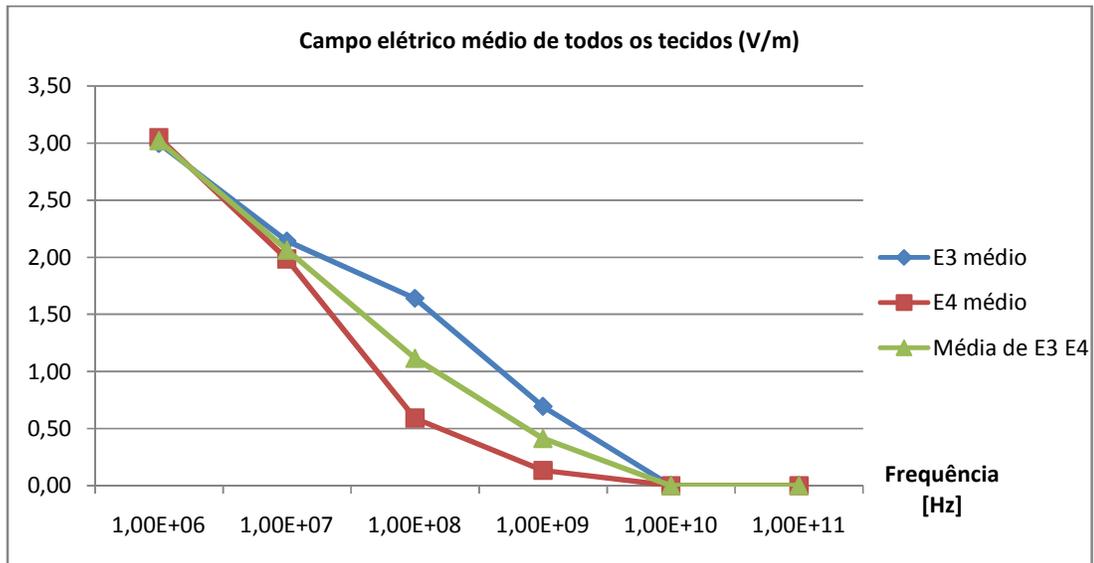


Figura 4.25 – Campo elétrico médio dos quatro tecidos em estudo

Trabalhando-se os resultados anteriores através de linhas de tendência, recurso este disponível no software Microsoft Excel, é possível obter modelos matemáticos que descrevem a disposição natural dos dados analisados.

O recurso de linha de tendência permite obter uma função matemática que melhor se ajusta aos dados considerados, sendo esta linha uma aproximação do comportamento dos dados avaliados. O Microsoft Excel realiza a formulação de linha de tendência através do método dos mínimos quadrados, delineando o melhor ajuste para descrever o conjunto de dados, obtendo-se uma função que incide sobre os pontos considerados ou pelo menos seja próxima a estes [43].

De posse dos dados médios de comportamento dos campos e utilizando o recurso de linha de tendência, é possível obter modelos generalistas que representam o comportamento do campo elétrico, sendo estes apresentados nas figuras 4.26 e 4.27.

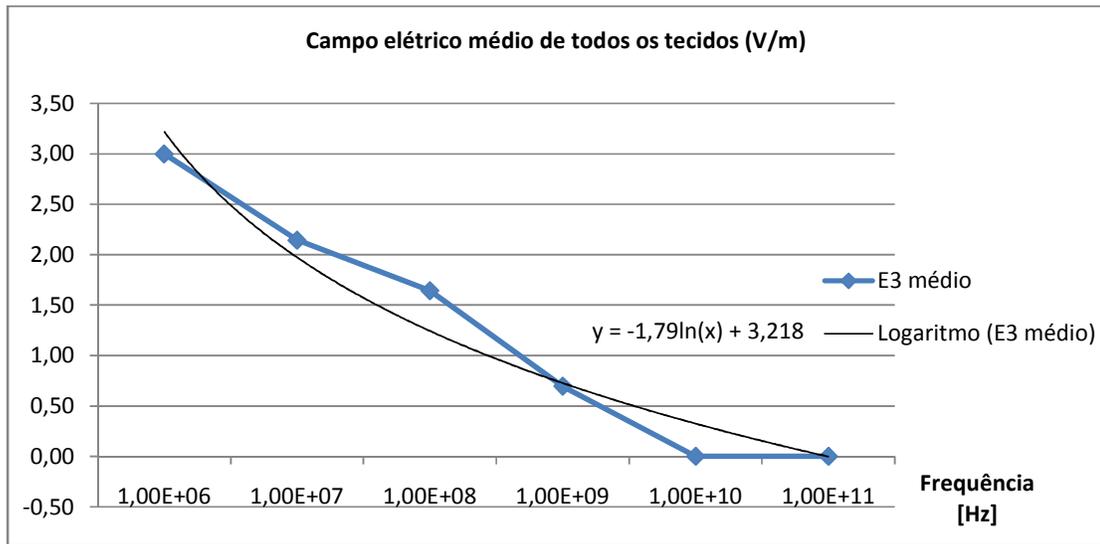


Figura 4.26 – Modelo de campo elétrico para o ponto E3

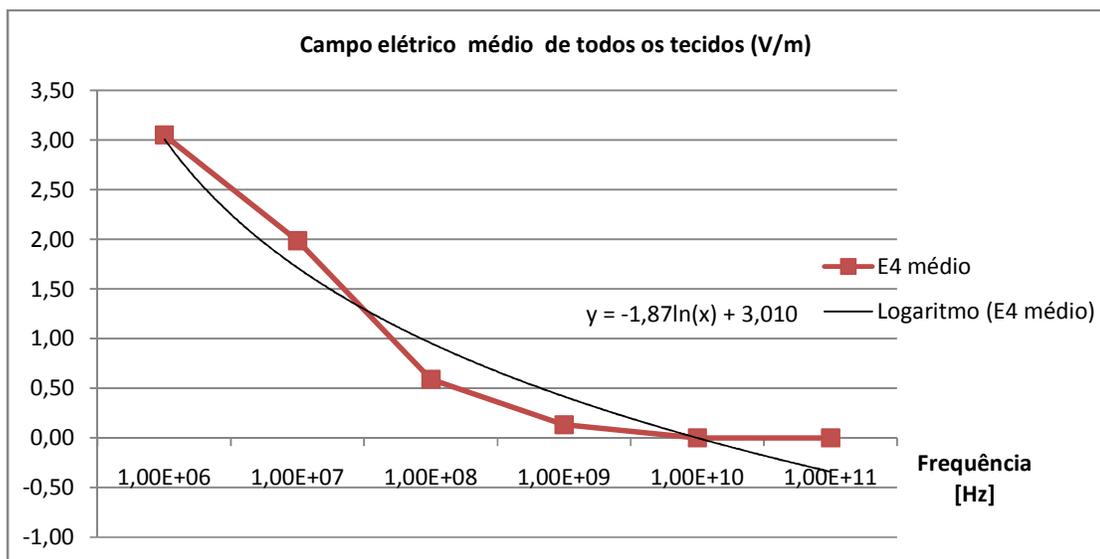


Figura 4.27 – Modelo de campo elétrico para o ponto E4

Das figuras anteriores verifica-se que os modelos matemáticos obtidos para os pontos E3 e E4 são bastante parecidos, demonstrando que apesar destes pontos apresentarem valor modular de campo elétrico diferentes entre si, o comportamento destes campos em função da frequência é semelhante para ambos os pontos, enfatizando que

indiferentemente do ponto de análise na região de estudo, os campos devem assumir comportamento semelhante em função da frequência.

Utilizando-se a média dos resultados dos campos nos pontos E3 e E4 e o recurso de linha de tendência, pode-se obter um modelo matemático único, que representa o comportamento do campo elétrico nos meios biológicos estudados em função da frequência, conforme pode ser visualizado na figura 4.28.

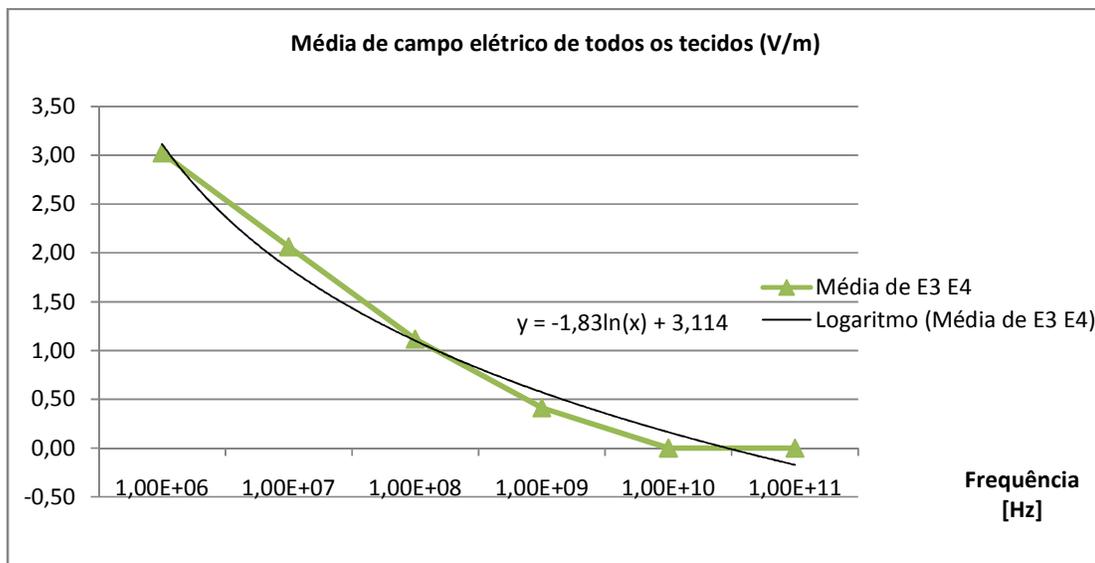


Figura 4.28 – Modelo generalista de campo elétrico para os tecidos estudados

Verifica-se da figura 4.28, que o modelo logarítmico obtido através do recurso de linha de tendência, descreve com boa aproximação o modelo mediano, demonstrando-se assim um modelo matemático que representa de maneira generalista o comportamento do campo elétrico para a pele seca, gordura, músculo e osso poroso na faixa de frequência estudada.

A modelagem do comportamento do campo eletromagnético em função da frequência é uma tarefa consideravelmente complexa, pois o campo elétrico além de ser variável com a alteração de frequência, sofre alterações também para cada meio biológico.

As análises apresentadas são aproximações, representando de maneira genérica o comportamento de alguns meios biológicos em função da frequência.

O método numérico TLM, empregado neste trabalho como ferramenta de predição de campos eletromagnéticos, possibilita analisar de forma detalhada o comportamento dos campos computacionalmente, eliminando a necessidade de intervenções práticas. Exposições de diferentes meios biológicos a campos eletromagnéticos variáveis, como experimentos práticos, demandam de grande responsabilidade e considerável dificuldade de realização, podendo ser obstáculos para a realização dos trabalhos, além de poder apresentar resultados indesejados.

Desta forma, evidencia-se a importância do método TLM, o qual numericamente oferece de forma detalhada o comportamento dos campos eletromagnéticos na região de estudo, o que é praticamente impossível de se obter a partir de medições.

Estudos computacionais com o método TLM são limitados em virtude da frequência dos campos eletromagnéticos adotados. A frequência dos campos está relacionada ao comprimento de onda destes, influenciando diretamente no tempo de simulação computacional.

Quanto mais baixa é a frequência utilizada, maior é o comprimento de onda, implicando em maior tempo de simulação. Simulações em baixas frequências, ditas como abaixo de milhões de Hertz, para evitar fontes de erros e instabilidades, conforme item 3.6 deste trabalho, devem ser discretizadas em malhas de tamanho significativamente grande, implicando em necessidade de memória computacional compatível com o tamanho das malhas para possibilitar a execução de simulações.

Conforme ocorre a ampliação da necessidade de memória computacional para modelar a discretização de regiões de estudo, aumenta também a necessidade de processamento de dados, isto é, para realizar simulações com o método TLM em baixas frequências é necessária significativa capacidade de memória e processamento computacional, atualmente inviabilizando as simulações para estes casos, com o hardware hoje disponível.

Desta forma, salienta-se a importância dos estudos do comportamento de campos eletromagnéticos em meios biológicos, sendo uma maneira de contribuir com área de

estudo, buscando verificar formas de prever o comportamento dos campos em meios biológicos em baixas frequências.

As análises do comportamento do campo elétrico em função da frequência, mesmo que apresentadas de forma generalista, possibilitam verificar que o campo elétrico tem comportamento regido por uma equação matemática, com algumas variações entre diferentes tecidos, mas que obedece a um comportamento genérico.

Assim, contribui-se com a área do conhecimento, possibilitando que outros estudos sejam realizados na área de propagação de campos em meios biológicos.

Segundo os resultados anteriores, evidencia-se que simulações de propagação de ondas eletromagnéticas utilizando metodologias de predição campos naturais, como por exemplo, o método TLM, podem ser utilizadas em uma faixa de frequência acima de milhões de Hertz, com o hardware computacional disponível. Para predições de campos em frequências inferiores a esta, devem ser realizados estudos a respeito do comportamento dos campos eletromagnéticos.

Os programas utilizados neste trabalho, com as implementações do método TLM, são propriedade do Grupo de Engenharia em Compatibilidade Eletromagnética - GEMCO. Para maiores informações a respeito dos programas entre em contato com o GEMCO, acessando <http://www.gemco.ufsc.br>.

Salienta-se novamente que os programas utilizados neste estudo foram anteriormente validados pelo GEMCO, através de resultados obtidos por outros métodos numéricos, formulações analíticas e resultados experimentais.

#### **4.4 Considerações sobre o capítulo**

Neste capítulo foram apresentados estudos do comportamento de características eletromagnéticas de meios biológicos em função da frequência, além da análise crítica da metodologia de escalonamento de frequência e simulações com o método TLM.

O estudo das características eletromagnéticas dos meios biológicos possibilitou verificar que, com o aumento da frequência, a condutividade dos diferentes tecidos é incrementada enquanto a permissividade é decrementada.

Salienta-se também que cada meio em estudo necessita atenção particular, a predominância de alterações mais significativas de condutividade em alta frequência e alterações expressivas de permissividade em baixa frequência, não deve ser considerada como regra. O comportamento da permissividade da pele seca evidencia que, assim como este tecido, outros meios biológicos não considerados no estudo apresentado, possam sofrer alterações de características eletromagnéticas não tendendo a baixas nem a altas frequências.

Buscando prever o campo elétrico em uma frequência baixa a partir do resultado de uma simulação em uma frequência alta, avaliou-se o uso da metodologia de escalonamento de frequência na forma de uma análise crítica, prestigiando algumas bibliografias. As avaliações demonstraram que, para a utilização desta metodologia em suas formulações aproximadas, faz-se necessário realizar estudos descrevendo o comportamento das características eletromagnéticas para a faixa de frequência considerada, validando ou invalidando as formulações aproximadas da metodologia para estes casos.

A formulação completa e as formulações aproximadas da metodologia de escalonamento de frequência foram utilizadas em tentativas de predição de campos em baixa frequência, empregando dados obtidos de simulações com o TLM, realizando estudos segundo as informações da bibliografia consultada e também com variações destas, nos quais o uso do escalonamento de frequência não apresentou resultados precisos.

Cita-se ainda que talvez para a utilização da metodologia de escalonamento de frequência devam ser consideradas particularidades não descritas nos artigos consultados.

Especificamente para os casos de meios biológicos, assim como em análises de outros casos, as simulações numéricas utilizando o método TLM possibilitam prever o comportamento de campos eletromagnéticos teoricamente, contribuindo com a área do conhecimento sem a necessidade de intervenções práticas, consideração esta de significativa importância quando são avaliados tecidos humanos.

A modelagem do comportamento do campo eletromagnético em função da frequência é uma tarefa consideravelmente complexa, pois o campo elétrico além de ser variável com a alteração de frequência, sofre alterações também para cada meio biológico.

Exposições de diferentes meios biológicos a campos eletromagnéticos variáveis, como experimentos práticos, demandam de grande responsabilidade e considerável dificuldade de realização, podendo ser obstáculos para a realização dos estudos, além de que experimentações desconhecidas podem resultar em danos nos tecidos. Evidencia-se assim a importância do método TLM, o qual numericamente oferece de forma detalhada o comportamento dos campos eletromagnéticos na região de estudo, o que é praticamente impossível de se obter a partir de medições.

Estudos computacionais com o método TLM são limitados em virtude da frequência dos campos eletromagnéticos empregados. Para realizar simulações com o TLM em baixas frequências é necessária significativa capacidade de memória e processamento computacional, atualmente inviabilizando as simulações para estes casos.

Desta forma, salienta-se a importância dos estudos do comportamento de campos eletromagnéticos em meios biológicos, sendo uma maneira de contribuir com área de estudo, verificando formas de prever o comportamento dos campos em meios biológicos em baixas frequências.

As análises do comportamento do campo elétrico em função da frequência, obtidas das simulações com o TLM, mesmo que apresentadas de forma generalista possibilitam verificar que o campo elétrico tem comportamento regido por uma equação matemática, com algumas variações entre diferentes tecidos, mas que obedece a um comportamento genérico.

# CONSIDERAÇÕES FINAIS

## 5.1 Exposição Geral

O estudo de campos eletromagnéticos tem contribuído de maneira significativa para o desenvolvimento da sociedade. No presente trabalho a abordagem foi direcionada para o efeito benéfico do uso destes campos e técnica numérica de simulação computacional do comportamento dos mesmos em meios biológicos.

As simulações de propagação de campos eletromagnéticos permitem prever numericamente o comportamento destes campos em meios biológicos, contribuindo com o desenvolvimento da área do conhecimento sem a necessidade de intervenções práticas.

As simulações de propagação de campos eletromagnéticos proporcionam aperfeiçoar a terapêutica da hipertermia, a qual é amplamente difundida e comprovada, proporcionando resultados positivos no tratamento de neoplasias, sendo esta terapêutica empregada de maneira isolada ou auxiliar a outros tipos de terapias.

A utilização de metodologia numérica para avaliar propagações de campos eletromagnéticos permite, ainda, simular situações com características diversas, com meios biológicos diversos e diferentes níveis de intensidade de campo eletromagnético e

freqüência aplicada, além de possibilitar a verificação dos efeitos dos campos incidentes nos meios em estudo.

Os estudos referentes ao comportamento das características eletromagnéticas dos meios biológicos demonstraram que com o aumento da freqüência eletromagnética ocorre decremento da permissividade elétrica dos meios biológicos, enquanto a condutividade é incrementada.

O método TLM foi adotado para realizar simulações de propagação de campos eletromagnéticos, sendo este método limitado em sua utilização devido a características intrínsecas ao mesmo, as quais dificultam a realização de simulações em baixas freqüências.

Especificamente para os casos de meios biológicos, assim como em análises de outros casos, as simulações numéricas utilizando o método TLM possibilitam prever o comportamento de campos eletromagnéticos teoricamente, contribuindo com a área do conhecimento sem a necessidade de intervenções práticas, consideração esta de significativa importância quando são avaliados tecidos humanos.

A metodologia de predição de campos por escalonamento de freqüência foi analisada, buscando possibilitar a predição de campos em baixa freqüência. As avaliações demonstraram que para a utilização desta metodologia em suas formulações aproximadas, devem ser realizados estudos que validem tais formulações.

As formulações completa e aproximada da metodologia de escalonamento de freqüência foram empregadas em situações diversas, nas quais os resultados não condisseram com o esperado. Talvez os artigos que descrevem a utilização do método de escalonamento de freqüência sejam incompletos, faltando informações para sua utilização.

Estudos computacionais com o método TLM são limitados em virtude da freqüência dos campos eletromagnéticos adotados. A realização de simulações com o TLM em baixas freqüências requer significativa capacidade de memória e processamento computacional, atualmente inviabilizando as simulações nestes casos, com o hardware hoje disponível.

Assim, verifica-se a importância de estudos do comportamento de campos eletromagnéticos em meios biológicos, buscando maneiras de prever o comportamento destes campos em baixas frequências.

As análises do comportamento do campo elétrico em função da frequência, obtidas das simulações com o TLM, mesmo que apresentadas de forma generalista possibilitam verificar que o campo elétrico tem comportamento regido por uma equação matemática, com algumas variações entre diferentes tecidos, mas que obedece a um comportamento genérico.

O estudo e equacionamento apresentado contribuem com a área do conhecimento, possibilitando que sejam realizadas análises a respeito do comportamento dos campos eletromagnéticos em meios biológicos em função da frequência.

## **5.2 Trabalhos futuros**

Como trabalhos futuros, sugere-se que sejam realizados estudos da metodologia de escalonamento de frequência auxiliado de simulações com o método TLM em três dimensões. Simulações tridimensionais com o método TLM são mais próximas de situações reais do que simulações bidimensionais, talvez alcançando-se melhores resultados.

Salienta-se também que as condições de contorno utilizadas neste estudo são uma aproximação da realidade, não sendo perfeitas, além de que as condições de onda plana empregadas nas simulações com o método TLM são dependentes das condições de contorno, descrevendo-se assim possíveis fontes de resultados indesejados.

De maneira a eliminar a possibilidade de resultados espúrios, sugere-se que sejam realizados estudos a respeito das condições de contorno utilizadas nas simulações.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] HOEFER, W. J. R. *The Transmission Line Matrix Method: Theory and Applications*. October, 1985. Vol. 33, N.10, pp. 882-893.
- [2] GREEN, I. *Hiperthermia in Conjunction with Cancer Chemotherapy*. Vol. 2. Department of Health and Human Services, 1991.
- [3] FALK, M. H.; ISSELS, R. D. *Hyperthermia in Oncology*. Vol. 17, Ed. 1. Journal Hyperthermia, 2001.
- [4] FACCIONI, M F. *Estudo de Modelagem Eletromagnética com o Método das Linhas de Transmissão (TLM)*. Florianópolis, SC. Março, 2001. Tese de Doutorado. UFSC.
- [5] ROSA, A. D. *Mapeamento Eletromagnético de Ambientes Através do Método da Modelagem por Linhas de Transmissão TLM*. Florianópolis, SC. Dezembro, 2003. Dissertação de Mestrado. UFSC.
- [6] SADIKU, M. N. O. *Numerical Techniques in Eletromagnetics*. Florida: CRC Press Inc, 2001.
- [7] SADIKU, M. N. O.; OBIOZOR, C.N. *A Comparison of Time-Domain Finite Difference (FDTD) and Transmission-Line Modeling (TLM) Methods*. Philadelphia. IEEE Proceedings, 2000.
- [8] FACCIONI, M. F. *O Método da Modelagem por Linhas de Transmissão (TLM) e Aplicações em Compatibilidade Eletromagnética (EMC)*. Florianópolis, SC. Junho, 1997. Dissertação de Mestrado. UFSC.
- [9] SILVEIRA, J. L. *Modelagem Numérica 3D de Problemas de Compatibilidade Eletromagnética Utilizando o Método TLM-TD*. Florianópolis, SC. Outubro, 2002. Tese de Doutorado. UFSC.

- [10] DOMÍNGUEZ, H. A. *Contribuição ao Método da Modelagem por Linhas de Transmissão (TLM) e sua Aplicação aos Estudos em Bioeletromagnetismo*. Florianópolis, SC. Março, 2003. Tese de Doutorado.
- [11] POLK, C.; POSTOW, E. *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*. New York: CRC Press, Inc., 1996.
- [12] GUSTRAU, F.; BAHR, A.; RITTWEGGER, M. et al. *Simulation of Induced Current Densities in the Human Body at Industrial Induction Heating Frequencies*. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, nov., 1999. Vol. 41, n. 4, pp. 480-486.
- [13] GOLESTANI, L.; ELAHI, B.; RASHED, J. *Investigation the Effects of External Fields Polarization on the Coupling of Pure Magnetic Waves in the Human Body in Very Low Frequencies*. BioMagnetic Research and Technology, May, 2007.
- [14] ITALIAN NATIONAL RESEARCH COUNCIL - Institute for Applied Physics Nello Carrara. *Dielectric Properties of Body Tissues*. Florence - Italy. Disponível em: <http://niremf.ifac.cnr.it>. Acessado em 05/09/2007.
- [15] BASTOS, J. P. A. *Eletromagnetismo para Engenharia: Estática e Quase-Estática*. Florianópolis: Ed. da Ufsc, 2004.
- [16] DE LIMA, C. B. *Análise de Dispositivos Eletromagnéticos para Hipertermia Usando o Método FDTD*. Florianópolis, SC. Fevereiro, 2006. Tese de Doutorado. UFSC.
- [17] STREFFER, C. *Hyperthermia and the Therapy of Malignant Tumors Recent Results in Cancer Research*. Vol. 104. Berlin: Springer-Verlag, 1987.
- [18] ISSELS, R. D.; WILMANN, W. *Application of Hyperthermia in the Treatment of Cancer, Recent Results in Cancer Research*. Vol. 107. Spring Verlag, 1988.
- [19] PRIBERAM. *Dicionário da Língua Portuguesa On-Line Priberam*. Disponível em <http://www.priberam.pt/dlpo/dlpo.aspx>. Acessado em 06/03/2008.

- [20] CHOU, C. K. *Application of RF and Microwave Energy in Cancer Treatment*. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. December, 1988. Vol. 37, n. 4.
- [21] UNDERWOOD, H. R.; PETERSON, A. F.; MAGIN, R. L. *Electric-Field Distribution Near Rectangular Microstrip Radiators for Hyperthermia Heating: Theory Versus Experiment in Water*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. February, 1992. Vol. 39, n. 2.
- [22] STORM, F.K. *Hyperthermia*. Microwave Symposium Digest. June, 1981. Vol. Issue 1.
- [23] DE LIMA, C. B.; CARPES, W. P. Jr. *Conjunto de Dipolos com Soluções Simples para Aplicação em Hipertermia*. Florianópolis.
- [24] SHAW, J. A.; DURNEY, C. H.; CHRISTENSEN, D. A. *Computer-Aided Design of Two-Dimensional Electric-Type Hyperthermia Applicators Using the Finite-Difference Time-Domain Method*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, September, 1991. Vol. 38, N. 9, pp. 861-870.
- [25] FEDERAL COMMUNICATIONS COMMISSION - FCC. *Questions and Answers About Biological Effects and Potential Hazards of Radio-Frequency Electromagnetic Fields*. Disponível em: <http://www.fcc.gov>. Acessado em 07/12/2007.
- [26] INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION - ICNIRP. *Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300GHz)*. Health Physics, Apr., 1998. Vol. 77, No. 4, pp. 494-522.
- [27] RAIZER, A.; DOMÍNGUEZ, H. A.; CARPES, W. P. J. *Electromagnetic fields Radiated by a Cellular Phone in Close Proximity of Metallic Walls*. IEEE Trans. Magnetics. Mar. 2002. Vol. 38, Issue 2, pp. 793-796.

- [28] GANDHI, O. P.; LAZZI, G.; FURSE, C. M. *Electromagnetic Absorption in the Human Head and Neck for Mobile Telephones at 835 and 1900 MHz*. IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques. Oct. 1996. Vol. 44, No 10, pp. 1884-1897.
- [29] CHRISTOPOULOS, C. *The Transmission - Line Modeling Method - TLM*. New York: Press and Oxford University Press, 1995.
- [30] KRAUS, J. D. *Antenas*. Rio de Janeiro: Guanabara Dois, 1983.
- [31] JOHN, P. B.; BEURLE, L. R. *Numerical Solution of 2-Dimensional Scattering Problems Using a Transmission-Line Matrix*. New York. IEEE Proceedings. September, 1971. Vol. 118, 9, pp. 1203-1208.
- [32] KRAUS, J. D. *Electromagnetics*. New York : McGraw-Hill, 1991.
- [33] FERMINO, A. C. *Contribuição ao Estudo de Métodos Numéricos em Eletromagnetismo: O Método TLM em Duas Dimensões*. Florianópolis. Dezembro, 1998. Dissertação de Mestrado. UFSC.
- [34] COLE, K. S.; COLE, R. H. *Dispersion and absorption in dielectrics: I. Alternating current characteristics*. Journal of Chemical Physics. April, 1941. pp. 341-351.
- [35] GABRIEL, C.; GABRIEL, S. *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*. Disponível em: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/home.html>.
- [36] GABRIEL, C. *Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies*. Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division. Texas, USA. Brooks Air Force Base. June, 1996.
- [37] GABRIEL, C.; GABRIEL, S.; CORTHOUT, E. *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*. Phys. Med. Biol. 41, 1996. pp. 2231-2249.

- [38] GABRIEL, S.; LAU, R. W.; GABRIEL, C. *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*. Phys. Med. Biol. 41, 1996. pp. 2251-2269.
- [39] —. *The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues*. Phys. Med. Biol. 41, 1996. pp. 2271-2293.
- [40] ANDREUCETTI, D.; FOSSI, R. *Proprietà dielettriche dei tessuti umani: definizioni, modello parametrico, codici di calcolo*. Report N.TR/ICEMM/13.00, IFAC-CNR, Firenze (I), settembre, 2000. Disponível em: <http://dienst.iei.pi.cnr.it/Dienst/UI/2.0/Describe/ercim.cnr.iroe/2000-TR-003> .
- [41] FEDERAL COMMUNICATION COMMISSION - FCC. *Tissue Dielectric Properties*. Disponível em: <http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh>. Acessado em 07/05/08.
- [42] TAFLOVE, A.; S.C., HAGNESS. *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-domain Method*. Artech House Press, 2000.
- [43] MICROSOFT. *Microsoft Office Excel - Guia de consulta Online*. Disponível em: <http://office.microsoft.com/pt-br/excel/>. Acessado em 04/03/08.